

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FISICA



TESIS

**COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA
CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE**

**TESIS PARA OBTENER EL TITULO PROFESIONAL DE
LICENCIADO EN FISICA**

AUTOR

Bach. JHONY EDUARDO GONZALES CAICEDO

ASESOR

DR. LUIS ALBERTO CURO MAQUEN

LAMBAYEQUE – PERU

2025

UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO

FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y

MATEMATICAS ESCUELA PROFESIONAL DE

FISICA

TESIS

**COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA
CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE**

Aprobado ante el siguiente jurado:



Dr. Lic. Fís. Arnulfo Cieza Ramos

Presidente



Mg. Lic. Fís. Jara Hernán Prada Marchena

Secretario



Lic. Fís. Francisco Solano Salazar Ordinola

Vocal

Lambayeque – Perú

2025

**UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ
GALLO FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y
MATEMATICAS ESCUELA PROFESIONAL
DE FISICA**

TESIS

**COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA
CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE**

Autor:



Gonzales Caicedo Jhony Eduardo.

Asesor:



Dr. Lic. Fís. Luis Alberto Curo Maquén

Lambayeque 29 de octubre del 2025



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE CIENCIAS FISICAS Y MATEMATICAS
DECANATO

Ciudad Universitaria - Lambayeque
LICENCIADA - RESOLUCION DEL CONSEJO DIRECTIVO N° 015 -2023-SUNEDU / CD



ACTA DE SUSTENTACIÓN N° 7.0.-202.5.-D/FACFyM

Siendo las 10:30 am del día Miércoles 29 de octubre del 2025, se reunieron los miembros del jurado evaluador de la Tesis titulada:
"COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE"
Designados por Resolución N° 363 - 2024 - D/FACFyM de fecha 25 de marzo de 2024
Con la finalidad de evaluar y calificar la sustentación de la tesis antes mencionada, conformada por los siguientes docentes:

<u>Dr. Lic. Fis. Arnulfo Cieza Ramos</u>	Presidente
<u>Mg. Lic. Fis. Jara Hernan Prada Marchena</u>	Secretario
<u>Lic. Fis. Francisco Solano Salazar Ordinola</u>	Vocal

La tesis fue asesorada por (el) (la) Dr. Lic. Fis. Luis Alberto Curo Maguen nombrado por Resolución N° 363 - 2024 - D/FACFyM de fecha 25 de marzo de 2024

El Acto de Sustentación fue autorizado por Resolución N° 983 - 2025 - D/FACFyM de fecha 14 de octubre de 2025

La Tesis fue presentada y sustentada por (el) (los) Bachiller (es): Gonzales Caicedo
Jhony Eduardo 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 Dieciséis (16) 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 11:30 am se dio por concluido el presente acto académico, dándose conformidad al presente acto con la firma de los miembros del jurado.

Dr. Lic. Fis. Arnulfo Cieza Ramos
Presidente

Mg. Lic. Fis. Jara Hernan Prada Marchena
Secretario

Dr. Lic. Fis. Luis Alberto Curo Maguen
Asesor

Lic. Fis. Francisco Solano Salazar Ordinola
Vocal

CONSTANCIA DE VERIFICACIÓN DE ORIGINALIDAD

Yo, Luis Alberto Curo Maquen, usuario revisor del documento titulado: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE,

Cuyo autor es: JHONY EDUARDO GONZALES CAICEDO, Identificado con Documento de Identidad 17594217; declaro que la evaluación realizada por el Programa Informático, ha arrojado un porcentaje de similitud de 11 %, 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 la trazabilidad respectiva del proceso.

Lambayeque, 09 de enero de 2025



FIRMA
LUIS ALBERTO CURO MAQUEN
DNI:17594217

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE

INFORME DE ORIGINALIDAD

11%

INDICE DE SIMILITUD

11%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

4%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1

docplayer.es

Fuente de Internet

3%

2

www.cancer.net

Fuente de Internet

1%

3

repositorio.unal.edu.co

Fuente de Internet

1%

4

Submitted to unanleon

Trabajo del estudiante

1%

5

Submitted to Ilerna Online

Trabajo del estudiante

1%

6

Submitted to UPAEP: Universidad Popular
Autónoma del Estado de Puebla

Trabajo del estudiante

<1%

7

1library.co

Fuente de Internet

<1%

8

repositorio.unprg.edu.pe

Fuente de Internet

<1%


Dr. LUIS ALBERTO CUERO MAQUEN
DNI: 17594217
ASESOR

9

Submitted to Universidad Nacional de Colombia

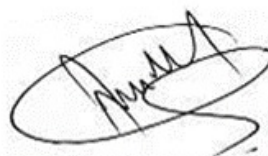
Trabajo del estudiante

<1 %

10

www.elsevier.es

Fuente de Internet



Dr. LUIS ALBERTO CUERO MAQUEN

DNI: 17594217

ASESOR

<1 %

11

repository.javeriana.edu.co

Fuente de Internet

<1 %

12

aprenderly.com

Fuente de Internet

<1 %

13

www.cochranelibrary.com

Fuente de Internet

<1 %

14

repositorio.unprg.edu.pe:8080

Fuente de Internet

<1 %

15

uvadoc.uva.es

Fuente de Internet

<1 %

16

bdigital.unal.edu.co

Fuente de Internet

<1 %

17

gredos.usal.es

Fuente de Internet

<1 %

18

repo.sibdi.ucr.ac.cr:8080

Fuente de Internet

<1 %

19

www.researchgate.net

Fuente de Internet

<1 %

20

livrosdeamor.com.br

Fuente de Internet

<1 %

21

www.cancer.gov

Fuente de Internet

<1 %

22

Submitted to Tarumanagara University

Trabajo del estudiante

<1 %

23

Yaya Castaneda, Guillermo. "Design and construction of the phantom prostate for the treatment in conformational radiotherapy", IEEE Latin America Transactions, 2012.

Publicación

<1 %

Dr. LUIS ALBERTO CUERO MAQUEN
DNI: 17594217
ASESOR

Excluir citas

Activo

Excluir coincidencias < 15 words

Excluir bibliografía

Activo



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: Jhony Eduardo Gonzales Caicedo
Título del ejercicio: Quick Submit
Título de la entrega: COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA ...
Nombre del archivo: PARCIAL_3_final_3.docx
Tamaño del archivo: 11.06M
Total páginas: 61
Total de palabras: 10,754
Total de caracteres: 58,355
Fecha de entrega: 09-ene.-2025 11:02p. m. (UTC-0500)
Identificador de la entrega... 2561898411

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



TESIS
COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA 3D Y VMAT PARA
CÁNCER DE PRÓSTATA EN HIPOFRACCIONADO UTILIZANDO EL
SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ECLIPSE
TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO
LICENCIADO EN FÍSICA
AUTOR
Bach. JHONY EDUARDO GONZALES CAICEDO
ASESOR
Dr. LUIS ALBERTO CURO MAQUEN
LAMBAYEQUE – PERU
2025

Dr. LUIS ALBERTO CURO MAQUEN
DNI: 17594217
ASESOR

Dedicatoria

Con amor, gratitud y profundo respeto, dedico este trabajo a todas las personas que han sido y seguirán siendo mi inspiración para alcanzar mis metas.

A mis padres, quienes son mi fuerza y el motor que me impulsa a seguir creciendo profesionalmente. Su amor y apoyo incondicionales iluminan cada paso de mi camino y fortalecen mi determinación para alcanzar cada meta.

A mí querida tía Carmen, quien, como una segunda madre, ha estado presente con su apoyo constante. Su cariño y ejemplo de fortaleza son un legado que siempre llevaré en el corazón, estoy profundamente agradecido por todo lo que has hecho por mí.

Agradecimiento

Con humildad y gratitud, expreso mi agradecimiento a Dios, nuestro Señor, por otorgarme los dones más valiosos para todo ser humano: la vida, la salud y la sabiduría, fundamentos esenciales para avanzar hacia el cumplimiento de nuestras metas.

A mis padres, quienes son mi mayor fuente de inspiración y la fuerza que me motiva a perseverar con dedicación en la búsqueda de mis sueños y objetivos. Su apoyo constante y la tranquilidad que me transmiten son pilares fundamentales en mi camino.

A mi querida tía Carmen, quien ha sido como una segunda madre para mí, le manifiesto mi agradecimiento más sincero por su amor incondicional y su permanente respaldo.

Quiero también reconocer y valorar enormemente la orientación y paciencia del Dr. Jorge Luis Curo Maquen, mi asesor, cuya guía ha sido indispensable en este proceso arduo, pero enriquecedor, de elaboración de mi tesis.

Por último, mi gratitud se extiende a mi amigo Eduardo Garnique Millones, por su significativa colaboración en el desarrollo de esta investigación.

Índice

I. INTRODUCCION	3
II. DISEÑO TEORICO	7
Bases teóricas.....	10
2.1.1 Radioterapia.....	10
2.1.2 Cancer de próstata.....	10
2.1.3 Tipos de determinación del estadio del cáncer de próstata son	
2.1.4 Sistema TNM de determinación del estadio	11
2.1.5 Puntuación de Gleason para la determinación de los grados del cáncer de próstata.....	12
2.1.6 Definición de Volumen.....	15
2.1.7 Volumen Blanco	16
2.1.8 Volumen Tratado	16
2.1.9 Volumen Irradiado.....	16
2.1.10 Punto Caliente	16
2.1.11 Radioterapia RT-3D.....	17
2.1.12 Radioterapia De Intensidad Modulada (IMRT)	17
2.1.13 Arcoterapia Volumétrica De Intensidad Modulada (VMAT)	18
2.1.14 Índice de Homogeneidad	19
2.1.15 Índice de conformidad	20
2.1.16 Índice de conformidad de Paddick	21
III. DISEÑO METODOLOGICO.....	23
3.1 Diseño de contrastación de Hipótesis.....	23
3.2 Materiales	24
V. RESULTADOS.....	43
VI. CONCLUSIONES	50

VII. RECOMENDACIONES	51
Referencias	52

INDICE DE FIGURAS

FIGURE 1. ACELERADOR LINEAL	10
FIGURE 2. ACELERADOR LINEAL	10
FIGURE 3. ANATOMÍA DE LA PRÓSTATA	10
FIGURE 4. ANATOMÍA DE LA PRÓSTATA	10
FIGURE 5. ESTADIOS DEL CANCER.....	14
FIGURE 6. ESTADIOS DEL CANCER.....	14
FIGURE 7. DEFINICIÓN DE VOLUMEN	15
FIGURE 8. DEFINICIÓN DE VOLUMEN	15
FIGURE 9. DEFINICIONES DE ESTRUCTURAS SEGÚN EL ICRU	16
FIGURE 10. DEFINICIONES DE ESTRUCTURAS SEGÚN EL ICRU	16
FIGURE 11. VOLUMEN IRRADIADO	16
FIGURE 12. VOLUMEN IRRADIADO	16
FIGURE 13. ESTRUCTURA GTV.....	16
FIGURE 14. ESTRUCTURA GTV.....	16
FIGURE 15. RADIOTERAPIA CONVENCIONAL 3D.....	17
FIGURE 16. RADIOTERAPIA CONVENCIONAL 3D.....	17
FIGURE 17. TÉCNICA DE TRATAMIENTO IMRT.....	17
FIGURE 18. TÉCNICA DE TRATAMIENTO IMRT.....	17
FIGURE 19. TÉCNICA DE TRATAMIENTO VMAT	18
FIGURE 20. TÉCNICA DE TRATAMIENTO VMAT	18
FIGURE 21. HISTOGRAMA DOSIS - VOLUMEN.....	19
FIGURE 22. HISTOGRAMA DOSIS - VOLUMEN.....	19
FIGURE 23. COMPARACIÓN DE ÍNDICES DE CONFORMIDAD.....	21
FIGURE 24. COMPARACIÓN DE ÍNDICES DE CONFORMIDAD.....	21
FIGURE 25. TOMÓGRAFO SIEMENS	24
FIGURE 26. TOMÓGRAFO SIEMENS	24
FIGURE 27. ACELERADOR LINEAL VARIAN.....	24
FIGURE 28. ACELERADOR LINEAL VARIAN.....	24
FIGURE 29. LAPTOP LENOVO	25
FIGURE 30. IMAGEN DE PLANIFICACIÓN 3D Y VMAT	25

FIGURE 31. SISTEMA DE VERIFICACIÓN DE PACIENTE.....	26
FIGURE 32. CONSOLA DE PLANIFICADOR	26
FIGURE 33. CONSOLA DE CONTORNEO	27
FIGURE 34. CONSOLA DE CONTORNEO	27
FIGURE 35. CONSOLA DE TRATAMIENTO	27
FIGURE 36. FANTOMA DE PACIENTE ESPECIFICO – OCTAVIUS 2D.....	28
FIGURE 37. VISTA DEL FANTOMA CATPHAN POSICIONADO EN LA MESA DEL TOMÓGRAFO.	31
FIGURE 38. POSICIONAMIENTO DE PACIENTE	40
FIGURE 39. VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO	40
FIGURE 40. PLANIFICACIÓN DE PACIENTE EN RADIOTERAPIA 3D	41
FIGURE 41. CONFORMACIÓN DE DOSIS EN EL PTV CON PLANIFICACIÓN 3D.....	41
FIGURE 42. CONFORMACIÓN DE DOSIS EN EL PTV – PLANIFICACIÓN VMAT	42
FIGURE 43. METAS CLÍNICAS APROBADAS EN LA PLANIFICACIÓN VMAT.....	42
FIGURE 44. PLANIFICACIONES APROBADAS DE QA DE PACIENTE ESPECIFICO	43

INDICE DE TABLAS

TABLA 1. RESULTADOS DEL ANCHO DE CORTE	32
TABLA 2. TABLA RESULTADOS DE LINEALIDAD	33
TABLA 3. TABLA DE RESULTADOS DE SENSITOMETRÍA	34
TABLA 4. RESULTADOS DE LINEALIDAD DEL NÚMERO DE CT	35
TABLA 5. RESULTADOS DE RESOLUCIÓN ESPACIAL	37
TABLA 6. RESULTADOS DE EXACTITUD NÚMERO DE CT.	38
TABLA 7. RESULTADOS DE RUIDO UNIFORMIDAD Y ARTEFACTOS	39
TABLA 8. TABLA DE RESULTADOS DE PARÁMETROS OBTENIDOS EN LOS PROCEDIMIENTOS DE PLANIFICACIÓN MEDIANTE UNA COMPARACIÓN DE TÉCNICAS DE TRATAMIENTO 3D vs VMAT EN CANCER DE PRÓSTATA	44

RESUMEN

El cáncer de próstata es una de las enfermedades más frecuentes en hombres a escala global, constituyendo un reto significativo en cuanto a diagnóstico y terapia. La radioterapia ha probado ser un recurso eficaz para la gestión de esta enfermedad, en particular en fases localizadas, El hipofraccionamiento indicado como tratamiento curativo del CA de próstata proporciona un incremento de la ventana terapéutica, estas no observan una diferencia de toxicidad Aguda, Dentro de estas alternativas, la radioterapia en 3D (tres dimensiones) y el método de Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT, en inglés) se han establecido como alternativas fundamentales para el tratamiento del cáncer de próstata. En la metodología el trabajo de investigación es de diseño descriptivo, analítico y observacional, el cual se pretende comparar las técnicas de radioterapia 3D-CRT vs VMAT, y evaluar cuál es la técnica que brinda un mejor tratamiento de acuerdo a la entrega dosimétrica en el PTV y la mejor optimización en los OARS, obteniendo como beneficio una menor toxicidad en el paciente, en el que se utilizaron 30 pacientes para la planificación de ambas técnicas de tratamiento. Los resultados que se obtuvieron El método VMAT muestra una mayor cobertura y uniformidad en el volumen tumoral (IC: 1,02 e IH: 1,03) en comparación con el método 3D (IC: 0,8 e IH: 1,6), cumpliendo con los criterios RTOG 0415 En los órganos de riesgo (vejiga, recto y bolsa intestinal), VMAT disminuye considerablemente las dosis, reduciendo la toxicidad, aunque produce dosis más elevadas en las cabezas femorales. No obstante, VMAT demanda un número más elevado de Unidades Monitor (628,59 en comparación con 337,25 en 3D), lo que conlleva un aumento en el tiempo de tratamiento. concluyendo El método VMAT proporciona una mayor cobertura y uniformidad (IC: 1.02, IH: 1.03) en comparación con el método 3D (IC: 0.8, IH: 1.6), además de disminuir la dosis en órganos críticos como la vejiga, recto y bolsa intestinal, aunque con dosis un poco más elevadas en las cabezas femorales, acorde a los criterios RTOG 0415

Palabras clave: VMAT (Arcoterapia Volumétrica Modulada), 3D-CRT (radioterapia Conformal 3D, HRTM (Hipofraccionamiento Moderado), CA.P (Cancer de Próstata), RTOG (Grupo de Oncología Radioterápica) QUANTEC (Análisis Cuantitativo de los Efectos en Tejidos Normales en la Clínica).

ABSTRACT

Prostate cancer is one of the most common diseases in men globally, constituting a significant challenge in terms of diagnosis and therapy. Radiotherapy has proven to be an effective resource for the management of this disease, particularly in localized phases. Hypofractionation indicated as a curative treatment for prostate AC provides an increase in the therapeutic window; these do not observe a difference in Acute toxicity. Within These alternatives, 3D (three-dimensional) radiotherapy and the Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) method, have been established as fundamental alternatives for the treatment of prostate cancer. In the methodology, the research work has a descriptive, analytical and observational design, which aims to compare 3D-CRT vs VMAT radiotherapy techniques, and evaluate which is the technique that provides better treatment according to the dosimetric delivery in the PTV and the best optimization in the OARS, obtaining as a benefit less toxicity in the patient, in which 30 patients were used for the planning of both treatment techniques. The results obtained The VMAT method shows greater coverage and uniformity in the tumor volume (CI: 1.02 and IH: 1.03) compared to the 3D method (CI: 0.8 and IH: 1.6) , meeting the RTOG 0415 criteria. In the organs at risk (bladder, rectum and intestinal pouch), VMAT considerably reduces doses, reducing toxicity, although it produces higher doses in the femoral heads. However, VMAT requires a higher number of Monitor Units (628.59 compared to 337.25 in 3D), which leads to an increase in treatment time. concluding The VMAT method provides greater coverage and uniformity (CI: 1.02, IH: 1.03) compared to the 3D method (CI: 0.8, IH: 1.6), in addition to reducing the dose in critical organs such as the bladder, rectum and pouch . intestinal, although with slightly higher doses in the femoral heads, according to the RTOG 0415 criteria

Keywords: VMAT (Volumetric Modulated Arctherapy), 3D-CRT (3D Conformal radiotherapy, HRTM (Moderate Hypofractionation), CA.P (Prostate Cancer), RTOG (Radiation Oncology Group) QUANTEC (Quantitative Analysis of Effects on Normal Tissues) in the Clinic).

I. INTRODUCCION

El cáncer de próstata es una de las patologías más comunes en hombres a nivel mundial, representando un desafío considerable en términos de diagnóstico y tratamiento. La radioterapia ha probado ser un recurso eficaz para la gestión de esta enfermedad, en particular en fases localizadas. Con los progresos en los métodos de terapia, han emergido modalidades que facilitan la administración de dosis más elevadas de manera exacta y segura, disminuyendo los efectos adversos en tejidos saludables y optimizando los resultados clínicos. Dentro de estas alternativas, la radioterapia en 3D (tres dimensiones) y la técnica de tratamiento VMAT, se han establecido como alternativas fundamentales para el tratamiento del cáncer de próstata.

El hipofraccionamiento indicado como tratamiento curativo del CA de próstata proporciona un incremento de la ventana terapéutica, estas no observan una diferencia de toxicidad Aguda entre el esquema convencional empleando la técnica 2D. la radioterapia como hipofraccionamiento moderado (HRTM) en CA Próstata, radica en minimizar el tiempo general del tratamiento con radioterapia mejorando el tratamiento y optimizando los recursos tecnológicos, en el estudio de cáncer de próstata, existen evidencias amplias con información (> 5 años), de seguimiento, donde se evidencio que el hipofraccionamiento moderado, menor al fraccionamiento convencional, presentando una toxicidad aguda y tardía (menor o igual).

Actualmente el Perú tiene alrededor de 8.700 casos cada año y es la principal causa de muerte en los hombres, se estima que el 70% de los cánceres de próstata se encuentran en un estadio avanzado. Mediante un estudio estadístico se informó que existen 175.090 peruanos se encuentran afectados por la enfermedad entre los años 2019 y 2022. En las recientes tres décadas, la radioterapia ha experimentado una significativa transformación desde la radioterapia tradicional, pasando por la radioterapia Conformal tridimensional (RTC-3D), las cuales experimentaron un progreso hacia la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada.

La técnica Conformal 3D (RCT-3D) y VMAT son técnicas de la radioterapia mediante el cual tienen el mismo objetivo de irradiar con mayor precisión al volumen blanco, sin embargo estas técnicas tienen un distinta forma de efectuar el tratamiento a través de

campos tangenciales, es por ello que sus variaciones con respecto a la tasa de dosis, UM,IC,IH, $D(95\%)$, $D(2\%)$, la dosis absorbida mediana entregada al 50 % del volumen objetivo, su tiempo de tratamiento varia en distintas técnicas, sin embargo en la RCT-3D presenta dificultades en la entrega de dosimetría por el aumento de campos utilizados, diferentes a la técnica VMAT, Por lo tanto, se busca disminuir la cantidad de campos en la técnica RCT-3D y cotejar con la técnica VMAT, para determinar qué técnica continúa siendo la más efectiva en el tratamiento del cáncer de próstata, disminuyendo la dosis en los OARS y limitando su toxicidad.

El método 3D conformado posibilita una irradiación enfocada específicamente al volumen del tumor, salvaguardando en la medida de lo posible los órganos saludables alrededor. No obstante, el método VMAT ha cobrado popularidad gracias a su habilidad para suministrar la dosis de forma constante mientras el equipo de tratamiento rota alrededor del paciente. Esto facilita la optimización de la repartición de dosis y, en numerosas situaciones, disminuye el tiempo total de tratamiento.

En años recientes, se ha implementado el método de hipofraccionamiento para el tratamiento del cáncer de próstata, dado que investigaciones recientes indican que es tan eficaz como el fraccionamiento tradicional y puede proporcionar un mayor confort para el paciente. Ya que el hipofraccionamiento conlleva el uso de dosis más elevadas en menos sesiones, resulta esencial una planificación dosimétrica exacta para incrementar la dosis en el tumor y reducir la exposición a órganos peligrosos.

En el centro de radioterapia la Esperanza, se realizan tratamientos de radioterapia cancer de próstata, utilizando la técnica conformal 3D, han evidenciado que esta técnica utilizada realiza un tratamiento con eficacia, sin embargo, se ha implementado utilizar técnica modulada VMAT para obtener una mejor conformación de dosis en el PTV y mejorar la calidad de tratamiento evitando tener una mayor toxicidad después del tratamiento, es por ello que se realizara una comparación de técnicas de tratamientos para verificar y establecer cuál de las técnicas brinda un mejor tratamiento para el cancer de próstata en los pacientes del centro de radioterapia la esperanza.

Mediante el cual se formuló la siguiente interrogante a la problemática; ¿Cuáles son las variaciones dosimétricas comparando las técnicas de radioterapia 3D y VMAT para cancer

de próstata en el centro de radioterapia la esperanza?

Lo que será justificado que mediante la comparación dosimétrica entre 3D y VMAT en el marco particular del centro de radioterapia La Esperanza facilitaría una mejor comprensión de cómo estas técnicas funcionan en un contexto clínico local, ofreciendo información útil para mejorar la selección de tratamiento de acuerdo a las particularidades de cada paciente. Además, este análisis ayudaría a valorar la eficacia y seguridad de estos métodos, detectando potenciales áreas de mejora en la práctica médica y en la formación del personal técnico. El conocimiento adquirido no solo fortalecerá las decisiones fundamentadas en pruebas en el centro, sino que también aportará a la bibliografía académica en la aplicación de técnicas actuales de radioterapia para el cáncer de próstata en centros parecidos.

Para ello se planteó como objetivo principal; Comparar la dosimetría entre las técnicas de radioterapia 3DCRT vs VMAT para pacientes de cancer de próstata del centro de radioterapia la esperanza- Trujillo.

Justificando que mediante la comparación de dosimetria se centrará en factores dosimétricos como la cobertura del volumen de tumores, la dosis aplicada a los órganos vitales y el índice de conformidad, entre otros. Los hallazgos posibilitarán determinar qué técnica proporciona una planificación más eficaz y segura en cuanto a calidad de dosis y salvaguarda de órganos cercanos, favoreciendo la mejora del tratamiento de radioterapia para pacientes con cáncer de próstata.

Y también se planteó como objetivos específicos, lo siguiente; Determinar la $D_{95\%}$, $D_{2\%}$, la dosis absorbida media entregada al 50% del volumen objetivo PTV y en los OAR de cada técnica de planificación 3D-RCT y VMAT del tratamiento de cancer de próstata.

Analizar el índice de conformidad y índice heterogeneidad de cada técnica de planificación 3D-RCT y VMAT en cancer de próstata.

Comparar la dosimetría de las técnicas de planificación 3D-RCT y VMAT para el tratamiento de cancer de próstata.

Planteándose como hipótesis nula, La técnica de radioterapia convencional 3D y la técnica de radioterapia VMAT, son técnicas de radioterapia que presentan el mismo tratamiento y tienen los mismos resultados dosimétricos en los pacientes que son sometidos a tratamientos de radioterapia de cancer de próstata.

Asimismo, se planteó una hipótesis alterna, La técnica de radioterapia convencional 3D y

la radioterapia VMAT, son diferentes técnicas, estas emplean diferentes tratamientos y se obtienen diferentes resultados dosimétricos, que una de ellas beneficia una mejor precisión de dosis dentro del PTV y una mejor optimización de dosis en los OARS, permitiendo un beneficio mayor en el tratamiento del paciente de cancer de próstata y reduciendo la toxicidad.

II. DISEÑO TEORICO

Antecedentes

Según (Quintero, 2020), mediante su estudio de investigación titulado “Comparación radiobiológica y dosimétrica con VMAT en cáncer de próstata para esquema convencional vs hipofraccionamiento moderado” La investigación contrastó los beneficios y limitaciones de los métodos convencionales de 2 Gy/fracción con los métodos moderadamente hipofraccionado de 2.5 Gy (HIP-2.5) y 3 Gy (HIP-3) por fracción en el cáncer de próstata utilizando la técnica VMAT. Mediante el uso del modelo radiobiológico de Niemierko, se realizarán evaluaciones de índices como GEUD, TCP y NTCP en 10 situaciones de riesgo intermedio, programadas con el sistema Eclipse. Las dosis de tumores fueron evaluadas utilizando el detector ArcCHECK R y se evaluaron con el índice γ (3 mm/3 %). Los hallazgos indicaron que el GEUD medio era superior para el esquema HIP-2.5 (85.52 Gy), en cambio, el TCP se mantenía equivalente entre los tres esquemas (98.81 %, 98.67 % y 98.58 %). En órganos de riesgo, el esquema de Hipofraccionado mostró gEUD y NTCP más bajos en recto (53,56 Gy; 0,19 %), en contraste con los valores en vejiga y cabezas femorales. Se determinó que el protocolo HIP-3 disminuye las afecciones rectales y está en consonancia con investigaciones clínicas anteriores (CHHiP 2016, PROFIT 2017).

Según (Hernández, 2010), realizo un estudio de investigación denominado “Radioterapia hipofraccionada acelerada como tratamiento curativo del cáncer de próstata localizado”, con el objetivo de comparar la toxicidad mediante el uso de un esquema hipofraccionado de 5 semanas y un esquema convencional, aplicando la técnica 3D, en la metodología se utilizaron 171 pacientes con cáncer de próstata empleando un esquema de hipofraccionado acelerado, excluyendo a los pacientes con irradiación ganglionar, este esquema consistió en 26-27 fracciones de 2.6 Gy/día en un periodo de 5.2-5.4 semanas, su delimitación de los volúmenes fue sin fusión con examen de RM y se utilizó la técnica de planificación 3D, con una configuración de 6 campos; luego se evaluó la toxicidad aguda y tardía mediante un cuestionario auto-administrado al paciente que fueron codificadas con la escala RTOG/EORTC, obteniendo como resultado que el 37%, 35% y 28% de los pacientes pertenecían a los grupos de riesgos bajos, intermedio y alto y el 52% de los

pacientes recibieron hormonoterapia, estas con un seguimiento mínimo de 36 meses, presentando la toxicidad aguda urinaria grado 1, 2 y 3 en el que se observó un 37%, 32% y 0.6%; y de los porcentajes equivalentes para la toxicidad aguda rectal fueron 24%, 10% y 0%. La toxicidad tardía urinaria grado 1, 2 y 3 fue 28%, 7% 0%, mientras que la tardía rectal fue 21%, 5% y 0%. Concluyendo que la administración de alta dosis de radiación utilizado en el esquema hipofraccionado acelerado, es factible y seguro con la técnica 3D convencional.

Según (Bianca de Quadros Cerbaro, 2013), en su estudio de investigación titulado “análisis de parámetros dosimétricos de tres técnicas de radioterapia para casos de cáncer de próstata: VMAT, IMRT y 3D-CRT”, La investigación contrastó los niveles dosimétricos de VMAT, IMRT y radioterapia 3D en 10 pacientes con cáncer de próstata que fueron tratados con una dosis total de 74 Gy. VMAT demostró beneficios al disminuir las dosis más elevadas en vejiga (79,19 Gy en comparación con 77,19 Gy; $p < 0,005$) y la dosis media en D55% del recto (34,57 Gy en comparación con 38,15 Gy; $p = 0,05$), en contraste con 3D que evidenció dosis considerablemente superiores en vejiga (25,1%) y recto (D55%, 24,7%). VMAT resultó ser inferior a IMRT ($p = 0,013$) y a 3D ($p = 0,009$). No se detectaron variaciones importantes en las cabezas femorales ($p > 0,05$). IMRT aplicó dosis superiores en D55%, D25% y Dmax en comparación con VMAT, mientras que el promedio para VMAT y 3D fue de 501 UM y 251 UM, correlativamente. Se concluyó que los planes VMAT e IMRT alcanzaron una mejor distribución de dosis en comparación con 3D, dando menor dosis a los tejidos normales en tanto se mantiene la dosis prescrita en el volumen aspirado, por otro lado, la única estructura de riesgo para la que no se obtuvo distinción estadísticamente relevante en la dosis fue la cabeza femoral. Aun así, en la técnica VMAT conservo una calidad dosimétrica comparable a la planificación IMRT, permitiendo reducir hasta 47% a UM, equivalente a una disminución promedio de 34%. Esto da como resultado un tiempo de tratamiento más corto.

Según (Venencia, 2018), en su estudio de investigación llamado “estudio comparativo de dos técnicas de planificación de radioterapia para el tratamiento del cáncer de próstata con énfasis en el lecho prostático, servicio de radioterapia, hospital México, julio a diciembre 2014”, La investigación contrastó las técnicas de 3D-CRT e IMRT en 32 pacientes tratados con cáncer de próstata después de una prostatectomía radical, administrando una dosis de

70 Gy en 35 fracciones. Las simulaciones se llevaron a cabo a través de una tomografía computarizada con cortes de 5 mm, ubicación supina y un diámetro recto inferior a 4 cm en el plano posterior antero lateral. Para el 3D-CRT se emplearon energías de 18 MV y 10 MV para el IMRT. En el 3D-CRT, se analizaron configuraciones de cuatro, cinco y seis campos, concluyendo que los resultados de cuatro campos eran superiores, destacando la uniformidad dentro del PTV. En el IMRT, la mejora del ángulo de los haces (BAO) sobrepasó al método convencional en la formación de dosis y disminución de la dosis en órganos de riesgo. IMRT obtuvo mejores resultados a nivel mundial, con una conformación de dosis más exacta y una exposición reducida a órganos esenciales, en cambio, 3D-CRT demostró una uniformidad superior en el PTV. Se determinó que el procedimiento estándar de IMRT resulta más eficaz en el tratamiento del lecho prostático.

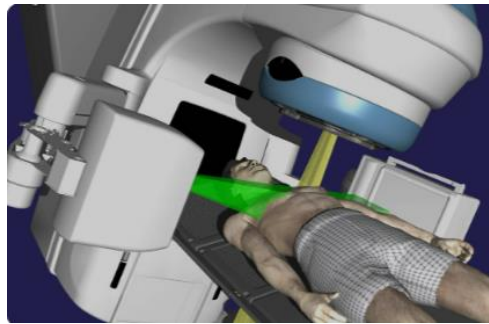
Según (Barbagelata López A P. D.-R., 2006), en su investigación denominada “la radioterapia en el cáncer de próstata localmente avanzado tras estadiaje ganglionar con linfadenectomía”, El propósito de la investigación fue examinar elementos predictivos vinculados con la evolución después de la aplicación de radioterapia externa en 128 pacientes con cáncer de próstata localmente avanzado, previamente sometidos a linfadenectomía pélvica de estadía. Se utilizaron las curvas de Kaplan-Meier para calcular la probabilidad de avance, el test de rangos logarítmicos para detectar diferencias relevantes y el modelo de riesgos proporcionales de Cox para establecer elementos predictivos. El porcentaje de no avance a 5 años fue del 49,93%. A pesar de que factores como el PSA total, el Gleason de biopsia, el estadio patológico y el porcentaje de cilindros afectados mostraron variaciones significativas, ninguna logró ser estadísticamente significativa, siendo el PSA el más próximo a serlo. Los hallazgos corroboraron que la radioterapia externa es una opción eficaz para el tratamiento del cáncer de próstata avanzado localmente, con un perfil aceptable de efectos secundarios. Se determina que se debe utilizar en conjunto con hormonoterapia para optimizar los resultados en el campo clínico.

Bases teóricas

2.1.1 Radioterapia

La radioterapia es un tipo de tratamiento que utiliza radiación ionizante para tratar varios tipos de cáncer, como el de cabeza y cuello, de mama, de vejiga y de pulmón. El objetivo es administrar una dosis alta y uniforme de radiación al área de tratamiento para maximizar el control del tumor y mantener la dosis al tejido adyacente lo más baja posible para reducir la probabilidad o gravedad de complicaciones en el tejido normal.

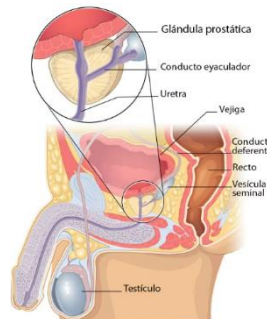
Figure 1. Acelerador Lineal



2.1.2 Cáncer de próstata

El cáncer es una patología que se distingue por el incremento desmedido de células en el organismo, a causa de mutaciones genéticas que modifican los procesos habituales de regulación celular. Se conoce como cáncer de próstata a cuando estas células anómalas surgen en la próstata, una glándula del sistema reproductor masculino. Este tipo de cáncer es uno de los más frecuentes en hombres, particularmente en naciones desarrolladas como Estados Unidos, y se sitúa en la segunda posición en términos de incidencia después del cáncer de piel.

Figure 3. Anatomía de la Próstata



2.1.3 Tipos de determinación del estadio del cáncer de próstata son 2:

2.1.3.1 Estadificación clínica

Esto se basa en los resultados de un examen de tacto rectal, la prueba de antígeno prostático (PSA) y la puntuación de Gleason para su Estadificación del cancer de próstata, también se pueden utilizar los resultados de las pruebas las radiografías, gammagrafías oseas, tomografías o también por resonancia magnética.

2.1.3.2 Estadío patológico.

Esto se basa en la información obtenida durante la cirugía y en los resultados de las pruebas realizadas al tejido prostático extirpado, también llamado patología. La cirugía suele implicar la extirpación de toda la próstata y de algunos ganglios linfáticos. El examen de los ganglios linfáticos extirpados proporciona información adicional

2.1.4 Sistema TNM de determinación del estadio

El sistema TNM es uno de los instrumentos que los médicos emplean para explicar la Estadificación. Este método fue creado por el Comité Conjunto de Estados Unidos en materia de Cáncer. Los doctores emplean los hallazgos de los exámenes de diagnóstico y las pruebas de exploración para dar respuesta a las siguientes interrogantes:

- Carcinoma (T): ¿De qué dimensión es el tumor primario? ¿Dónde se encuentra?
- Ganglio(Node,N). Los ganglios linfáticos son diminutos órganos con apariencia de guisante que contribuyen a luchar contra las infecciones.
- Metafase (M): ¿El cáncer se ha propagado a otras áreas del cuerpo? Si es verdad, ¿dónde y en qué magnitud?

2.1.5 Puntuación de Gleason para la determinación de los grados del cáncer de próstata

El cáncer de próstata también se categoriza por un grado conocido como Gleason, este valor se fundamenta en la similitud que tiene el cancer con el tejido sano al ser observado con un microscopio.

En el sistema de puntuación de Gleason, el médico determina la localización de las células malignas en la próstata y otorga una calificación de 3 a 5 para dos localizaciones distintas.

No se emplean calificaciones de Gleason que sean menores a 5. La puntuación de Gleason más baja es 6, lo que indica un cáncer de grado bajo, mientras que una puntuación de 7 corresponde a un cáncer de grado medio, mientras que las puntuaciones de 8, 9 y 10 correspondientes a un cáncer de alto grado.

- Gleason X: No se puede establecer la puntuación de Gleason.
- Gleason 6 o inferior: estas células poseen un aspecto similar al de las células saludables, lo que se conoce como células bien diferenciadas.
- Gleason 7: las células poseen una apariencia parecida a la de las células sanas, lo que se considera una diferenciación moderadamente moderada.
- Gleason 8, 9 o 10: estas células poseen una apariencia bastante distinta a la de las células sanas, a las que se les denomina células poco diferenciadas.

Organizaciones de etapas para el cáncer de próstata • Grupos de etapas para el cáncer de próstata

Los doctores identifican y fusionan los datos de T, N y M para señalar la fase del cáncer. Además, los estadios necesitan el nivel del PSA (consulte Detección) y la puntuación de Gleason.

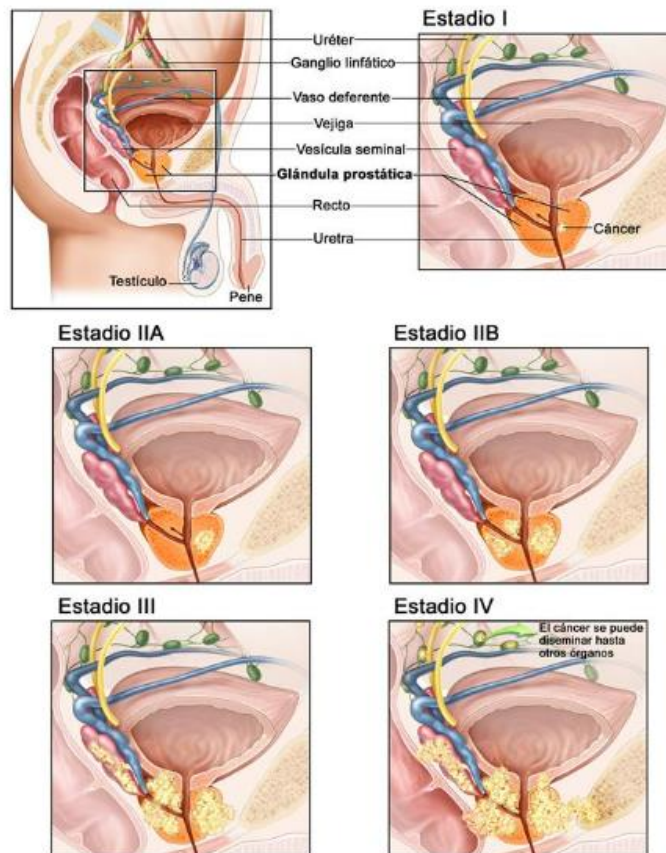
- a) Estadio I: Usualmente, el cáncer en esta fase inicial presenta un crecimiento pausado. El tumor es imperceptible al tacto y abarca la mitad de un lado de la próstata, o incluso menos. Los índices del PSA son reducidos. Las células malignas tienen una apariencia similar a las células saludables.

- b) Estadio II: Solo se localiza el adenoma en la próstata. Los grados del PSA son de rango medio o bajo. El cáncer de próstata en la etapa II es reducido, pero puede presentar un riesgo elevado de expandirse y propagarse.
- Estadio IIA: el adenoma es imperceptible al tacto y abarca la mitad de un lado de la próstata, o incluso menos. Las concentraciones de PSA son bajas y las células malignas están adecuadamente diferenciadas. Este nivel también comprende tumores de mayor tamaño que solo se hallan en la próstata, siempre que las células malignas se mantengan adecuadamente diferenciadas.
 - Estadio IIB: el tumor solo está localizado dentro de la próstata y puede alcanzar una magnitud lo suficientemente grande para ser palpado durante un tacto rectal. El grado de PSA es moderado. Las células malignas tienen una diferenciación moderada.
 - Estadio IIC: el tumor solo está localizado dentro de la próstata y puede alcanzar una magnitud lo suficientemente grande para ser palpado durante un tacto rectal. El grado de PSA es moderado. Las células malignas pueden tener una diferenciación moderada o incorrecta.
- c) Estadio III: Los niveles de PSA son elevados, el tumor está en desarrollo o el cáncer es de alto grado. Todos estos signos señalan un cáncer localmente desarrollado que tiene la tendencia a expandirse y propagarse.
- Estadio IIIA: El cáncer se propagó más allá de la superficie externa de la próstata hasta los tejidos circundantes. También podría haberse diseminado a las vesículas seminales. El PSA es elevado.
 - Estadio IIIB: el tumor se ha desarrollado más allá de la glándula prostática y podría haber infiltrado estructuras adyacentes, como la vejiga o el recto.
 - Estadio IIIC: las células malignas del tumor poseen una escasa diferenciación, lo que implica que se distinguen considerablemente de las células saludables.
- d) Estadio IV: El cáncer ha penetrado más allá de la próstata.
- Estadio IVA: El cáncer ha penetrado en los ganglios linfáticos de la región.

- **Estadio IVB:** El cáncer se ha propagado a los ganglios linfáticos alejados, a otras regiones corporales o a los huesos.

Recurrente: El cáncer de próstata recurrente se refiere al que vuelve a aparecer tras la terapia. Podría volverse a mostrar en la zona prostática o en otras áreas del cuerpo. Si el cáncer vuelve a aparecer, se llevarán a cabo otros exámenes para adquirir datos acerca del grado de recidiva de la enfermedad.

Figure 5. Estadios del Cancer



Bases conceptuales

2.1.6 Definición de Volumen

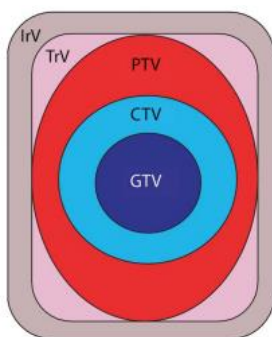
Las extensiones deben determinarse durante el proceso de planificación de la radioterapia. El volumen del tumor a tratar y el tejido sano en riesgo son adyacentes al volumen del tumor, y determinar los volúmenes apropiados del tumor y del órgano en riesgo es un paso crítico en el proceso de planificación, ya que las dosis absorbidas no se especifican, ni se registran o reportado.

Definiciones de radioterapia de intensidad modulada (IMRT). El Informe 263 de la Asociación Estadounidense de Físicos en Medicina brinda orientación sobre la denominación de análisis de datos dentro y fuera del país. entre departamentos.

Según el reporte 83 (international commission on radiation Units and Measurements) define los volúmenes de la siguiente manera

- Volumen Tumoral Macroscópico (GTV: Gross Tumor Volume)
- Volumen Blanco Clínico (CTV: Clinical Target Volume)
- Volumen Blanco Interno (ITV: Internal Target Volume)
- Volumen Blanco de Planeación (PTV: Planning Target Volume)
- Órgano a Riesgo (OAR: Organ at Risk)
- Volumen de Planeación del órgano a Riesgo (PRV: Planning organ at Risk Volume)
- Volumen Tratado (TV: Treated Volume)
- Volumen Restante a Riesgo (RVR: Remaining Volume at Risk)

Figure 7. Definición de Volumen



2.1.7 Volumen Blanco

Es el tejido anormal que será irradiado con una dosis absorbida determinada a un patrón de tiempo determinado, considerando los movimientos previstos, la variación en forma, tamaño y la disposición del tratamiento.

2.1.8 Volumen Tratado

Es la cantidad de tumores presentes en la superficie isodosis que corresponde a la dosis mínima recomendada para el tratamiento. Indica la zona en la que se garantiza que el tumor reciba al menos la dosis objetivo, asegurando así la eficacia terapéutica.

2.1.9 Volumen Irradiado

El volumen irradiado se refiere a la parte del tejido que se expone a una dosis de radiación considerable en comparación con la tolerancia normal del tejido. Incorpora tanto el volumen de referencia como las estructuras habituales alrededor que están expuestas a niveles significativos de radiación. Su gestión es esencial para reducir los impactos negativos.

2.1.10 Punto Caliente

Es el área que recibe una dosis superior al 100% de la dosis de prescripción en al menos 2 cm de una sección de tejido tumoral.

Figure 13. Estructura GTV

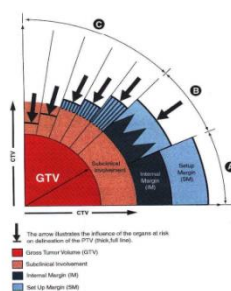


Figure 11. Volumen Irradiado

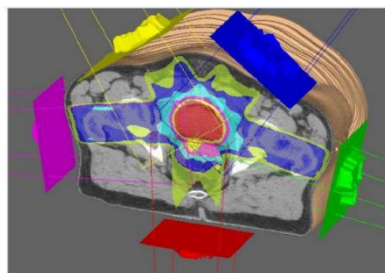
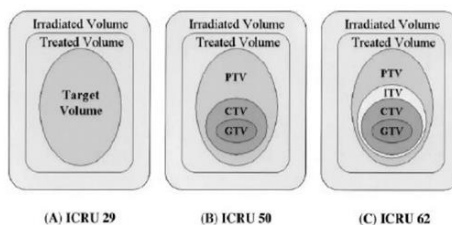


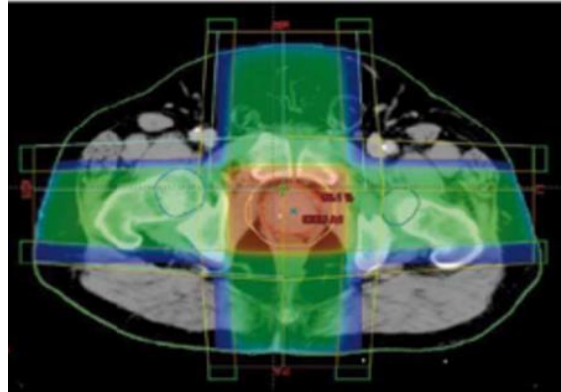
Figure 9. Definiciones de estructuras según el ICRU



2.1.11 Radioterapia RT-3D

Un programa informático que crea imágenes tridimensionales de tumores. Esto permite a los médicos administrar la dosis más alta posible de radiación al tumor y, al mismo tiempo, preservar la mayor cantidad de tejido normal posible.

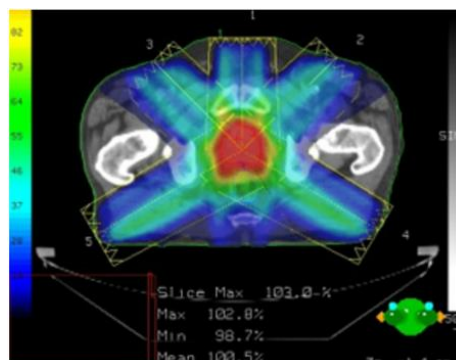
Figure 15. Radioterapia Convencional 3D



2.1.12 Radioterapia De Intensidad Modulada (IMRT)

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) es un procedimiento sofisticado y de alta precisión que emplea aceleradores lineales computarizados para suministrar dosis precisas de radiación a tumores malignos. Aplica varios haces de tamaño reducido y modulado, lo que permite modificar la potencia para administrar dosis más elevadas a zonas específicas del tumor, incrementando la eficiencia y minimizando perjuicios a tejidos normales.

Figure 17. Técnica de tratamiento IMRT



Parámetros de análisis al PTV

2.1.14 Índice de Homogeneidad

Uno de los objetivos de planificación establece que la dosis asignada al volumen a tratar sea lo más uniforme posible, es decir, que todo el volumen sea completamente irradiado con la dosis prescrita. El ICRU 83 definió el índice de homogeneidad de la siguiente ecuación:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

donde :

$D_{2\%}$: dosis que recibe el 2% del volumen

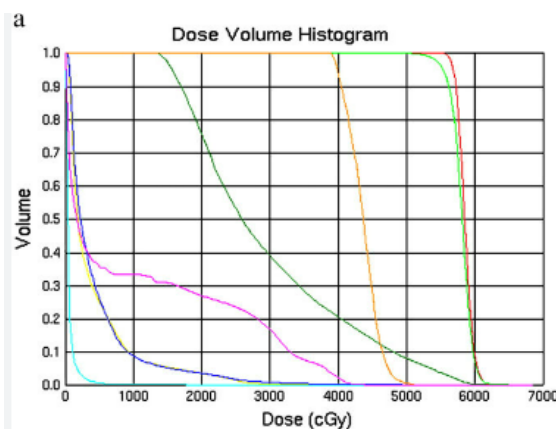
$D_{98\%}$: dosis que recibe el 98% del volumen

$D_{50\%}$: dosis que recibe el 50% del volumen

Estas cantidades de $D_{2\%}$ y $D_{98\%}$, corresponden a la a las zonas de alta y baja absorción de dosis en el PTV y el $D_{50\%}$ es un valor de normalización. Cuando el HI es cero indica una distribución de dosis casi homogénea.

Si el HI es correcto, el DVH podrá presentar curvas escalonadas, mientras que si el índice de homogeneidad es bajo, se señalará una distribución de dosis en el volumen del PTV que coincide con la dosis prescrita. La siguiente imagen lo ilustra.

Figure 21. Histograma Dosis - Volumen



Esta imagen es el Histograma Dosis –Volumen, el cual describe una función escalón con adecuada homogeneidad.

2.1.15 Índice de conformidad

Son valores normalizados que facilitan la realización de estudios de comparación de dosis en la práctica actual, y que deben adherirse a las medidas fundamentales de protección radiológica como la justificación, optimización y restricción de dosis. El índice de conformidad definido por el ICRU 62 lo definen mediante la siguiente ecuación:

$$CI = \frac{PIV}{TV}$$

Donde:

PIV : volumen encerrado por la superficie de isodosis

TV: volumen objetivo

De acuerdo con el ICRU 91, identifica una restricción en la ecuación previa, exigiendo que todo el volumen objetivo se encuentre dentro del volumen de isodosis prescrita.

En un escenario ideal, el volumen que se irradia con la dosis proporcionada coincide con el volumen objetivo y el valor del índice de conformidad es 1. Así que, por ende, si el valor de este índice es cercano a 1, el índice de conformidad se considera bueno. Cabe señalar que un valor del índice de conformidad mayor que 1 indica que todo el tejido está expuesto, mientras que un valor de índice de coincidencia inferior a 1 indica una cobertura de volumen objetivo de PTV insuficiente.

En la siguiente tabla se mostrará la comparación de índices de conformidad basados en varios entornos clínicos.

Figure 23. Comparación de Índices de Conformidad

Plan de tratamiento	Parámetros	$\frac{V_{RI}}{TV}$ RTOG	$\frac{TV_{RI}}{TV}$ SALT-Lomax	$\frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$ Lomax	$\frac{TV_{RI} * TV_{RI}}{TV + V_{RI}}$ Van't Riet
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 10 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$	2	1	0.5	0.5
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 3 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 3 \text{ cm}^3$	0.60	0.60	1	0.60
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 4 \text{ cm}^3$	1	0.80	0.80	0.64
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 2.5 \text{ cm}^3$	1	0.50	0.50	0.25
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 0 \text{ cm}^3$	1	0	0	0
	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$	1	1	1	1

2.1.16 Índice de conformidad de Paddick

Según Paddick definió el Índice de Conformidad, teniendo en cuenta la limitación evidenciando que los volúmenes sean semejantes, mas no pueden encontrarse solapados, el ICRU 91 adopto el índice de conformidad de Paddick, llamándolo como el índice de conformidad Global, el cual se expresa mediante la siguiente formula.

$$CI_{paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV * PIV}$$

Donde:

TV_{PIV} = es el volumen blanco que se encuentra dentro del PIV

Evaluando que el índice de conformidad tenga una cantidad mayor a 1 o que sea 1 permitiendo que el índice de conformidad sea ideal. El ICRU 91 determino una solución para que el índice de conformidad tome valores superiores a uno, implementando que se evalué el inverso de la ecuación de Paddick, teniendo en cuenta que los valores menores al índice de conformidad indicaran una mejor conformación.

$$CI_{paddick} = \frac{TV * PIV}{TV_{PIV}^2}$$

Variable dependiente

- Técnica 3D

Es una técnica de radioterapia conformada con cuatro campos o más, es llamada también técnica de cajas.

- Técnica VMAT

Es una técnica de radioterapia de alta precisión que administra dosis de radiación continuo mediante un arco alrededor del cuerpo, dando una mejor conformación al PTV, y una optimización de dosis en los OARS.

Variable independiente

Unidades Monitor (UM), D2% dosis que recibe el 2% del volumen, D98% dosis que recibe el 98% del volumen. D50% dosis que recibe el 50% del volumen, Dmax, Dmin, también se evaluara los órganos de riesgo OARS su Dosis Mínima (Dmin), Dosis Máxima (Dmax), Dosis Media (DMed), dosis dispersa 2500 Gy.

III. DISEÑO METODOLOGICO

3.1 Diseño de contrastación de Hipótesis

El presente trabajo de investigación es de diseño descriptivo, analítico y observacional, el cual se pretende comparar las técnicas de radioterapia 3D-CRT vs VMAT, y evaluar cuál es la técnica que brinda un mejor tratamiento de acuerdo a la entrega dosimétrica en el PTV y la mejor optimización en los OARS, obteniendo como beneficio una menor toxicidad en el paciente.

Población, muestra y muestreo:

POBLACION:

a) Población universo:

Pacientes con cáncer de próstata sometidos al tratamiento de radioterapia del centro de radioterapia la esperanza – Trujillo.

MUESTRA

b) Unidad de análisis

Estará constituido por cada paciente sometido a tratamiento de radioterapia atendidos en el centro de radioterapia la esperanza – Trujillo.

c) Tamaño Muestral:

Formula

$$n = \frac{\left(Z_{\alpha/2} + Z_{\beta}\right)^2 p(1-p)(r+1)}{dr^2}$$

Donde:

$$P = \frac{p_2 + rp_1}{p_2 + r}$$

$$d = p_1 - p_2$$

$$Z_{\alpha/2} = 1,96 \text{ para } \alpha = 0.05 ; Z_{\beta} = 0,84 \text{ para } \beta = 0,20$$

$$P1 = 0.20$$

$$P2 = 0.05$$

$$R: 1$$

Pacientes hipofraccionamiento= 30 pacientes

Pacientes radioterapia convencional=30 pacientes

3.2 Materiales

Equipo Tomógrafo

Para este estudio de investigación se utilizó un equipo de TAC simulación marca TOSHIBA, modelo PRIME AQUILON, para la adquisición de imágenes de las pacientes de cáncer de mama que serán revisadas por el médico Radioncólogo como guía del posicionamiento del tumor.

Figure 25. Tomógrafo SIEMENS



Fuente: HACVP

Acelerador Lineal VARIAN IX

Equipo de tratamiento oncológico, Marca VARIAN, Modelo IX, de alta energía con radiación ionizante, para fotones y electrones, con energías de (6,18) MeV para fotones y (4,6,9,12,18) MV para electrones.

Figure 27. Acelerador Lineal VARIAN



Fuente: HACVP

Laptop

La laptop de marca LENOVO Windows 10 Versión 22H2, este equipo es de gran importancia que sirve para la elaboración del proyecto de investigación y tesis total.

Figure 29. Laptop LENOVO

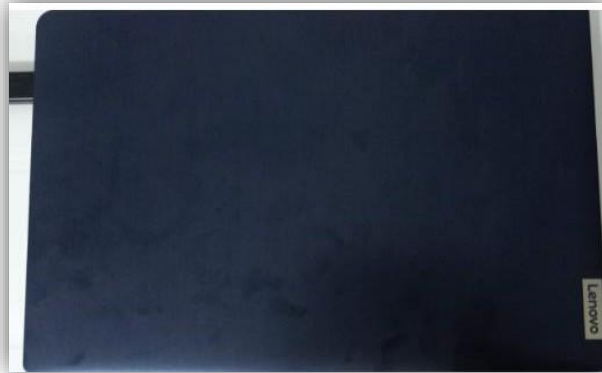
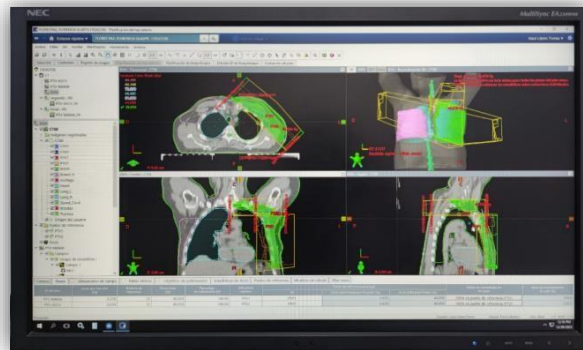


Imagen de planificación 3D y VMAT

En la imagen de planificación del sistema de eclipse visualizaremos las dos técnicas en las que evaluaremos las conformaciones de la dosis del PTV al 95%, el Dmax, y también las curvas de isodosis en el DVH.

Figure 30. Imagen de planificación 3D y VMAT

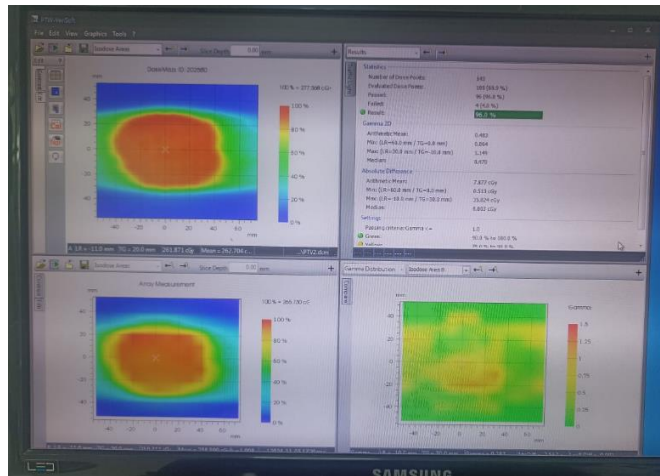


Fuente: HACVP

Sistema de verificación de paciente

Sistema de verificación PTW VERISOFT sirve como herramienta principal para la verificación del plan de tratamiento con la finalidad de verificar si se le entrega la dosis total al paciente realizado por el sistema de planificación.

Figure 31. Sistema de verificación de paciente

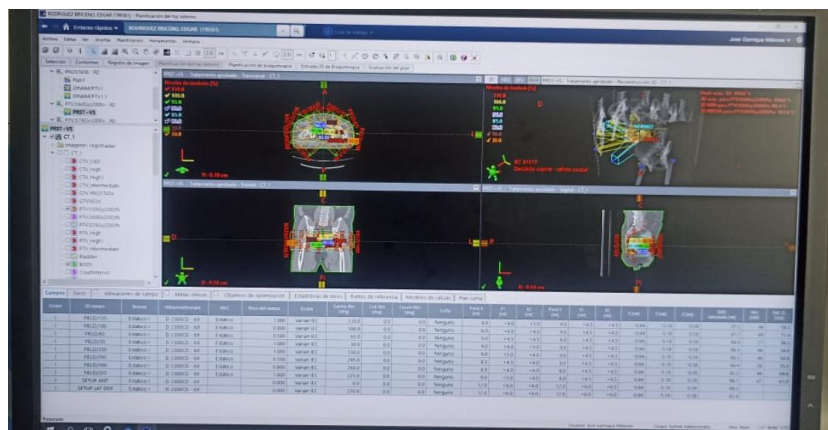


Fuente: HACVP

Consola de planificador

Es el sistema eclipse 16.1 donde el físico dosimetrista planifica en diferentes técnicas como son técnica conformal 3D, IMRT, VMAT, y técnicas avanzadas.

Figure 32. Consola de planificador

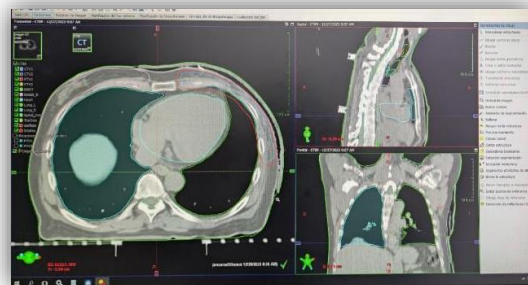


Fuente: clínica HACV

Consola de contorno

La consola para contornear el PTV y los órganos de riesgo, en esta consola el medico Radioncologo se encarga de contornear las estructuras del paciente que va a ser sometido al tratamiento de radioterapia.

Figure 33. Consola de contorno



Fuente: clínica HACVP

Consola de tratamiento

La consola de tratamiento es el lugar donde el tecnólogo médico, después de que se realizó la aprobación de los planes de tratamiento, este ejecuta el tratamiento mediante la verificación de imágenes y la radiación en el tumor blanco.

Figure 35. Consola de tratamiento

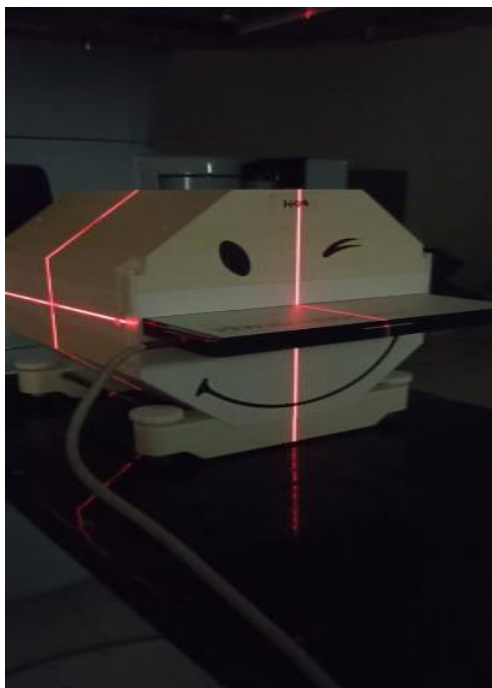


Fuente: clínica HACVP

Octavius 2D

Es un fantoma 2D para dosimetría de paciente específico que evalúa la dosis de la planificación del paciente, realizada por el Físico médico o Dosimetrista para comparar con el cálculo de dosis ejecutada por el sistema de planificación propio del fantoma y el arreglo de cámaras de ionización, si las mediciones están dentro de las tolerancias se conlleva a la irradiación del paciente. Por lo tanto, a todo este proceso se le denomina Garantía de calidad (QA) de paciente específico

Figure 36. Fantoma de paciente específico – Octavius 2D



IV. METODOLOGÍA

Este trabajo de investigación es de tipo cuantitativo de diseño descriptivo, analítico y observacional, se recolectaron 30 pacientes de cancer de próstata, se utilizara un equipo de TAC simulación marca SIEMENS, modelo SOMATOM EMOTION DUO, serie S04T84O03 para la adquisición de imágenes, para el tratamiento del paciente se utilizara el equipo acelerador lineal de la marca VARIAN, modelo UNIQUE, y para la planificación de los tratamientos de los pacientes se utilizara el sistema de planificación ECLIPSE 16.1 de la marca VARIAN, y un sistema de verificación dosimétrica de pacientes QA llamado (OCTAVIUS); y 30 pacientes se planificaran con técnica de radioterapia VMAT, se utilizarán campos tangenciales para las planificaciones de cancer de próstata en técnica 3D, y 2 arcos tangenciales con giro completo de Gantry(Horario y Antihorario), como siguiente paso luego de realizar las planificaciones se realizara una comparación de entre ambas técnicas los puntos control, como son el Índice de Homogeneidad (IH), Índice de conformidad (IC) en el volumen de planificación PTV, Unidades Monitor (UM), D2% dosis que recibe el 2% del volumen, D98% dosis que recibe el 98% del volumen. D50% dosis que recibe el 50% del volumen, Dmax, Dmin, también se evaluara los órganos de riesgo OARS su Dosis Mínima (Dmin), Dosis Máxima (Dmax), Dosis Media (DMed), dosis dispersa de 500 cGy, dosis de tolerancia de 2500 cGy y la Dosis de prescripción de 76 Gy/38 fr según lo propuesto por PRACTICAL RADIOTHERAPY PLANNING.

El desarrollo de este trabajo de investigación se detalla primeramente por la TAC simulación, mediante el cual es un instrumento crucial en radioterapia, pues facilita la programación exacta de la dosis de radiación en el tratamiento de los tumores. Ante ello se destacan aspectos claves e importante para su uso en el tratamiento de radioterapia y de vital importancia en el presente trabajo de investigación.

- a) **Visualización y Localización Precisa del Tumor y Órganos de Riesgo:** ofrece imágenes detalladas en tres dimensiones del área anatómica a abordar, lo que facilita a los oncólogos y médicos físicos la identificación precisa de la ubicación del tumor, su forma y su tamaño. Es esencial para enfocar la radiación al tumor de manera precisa y reducir el perjuicio a los tejidos saludables y órganos próximos que podrían estar en peligro.
- b) **Individualización del Plan de Tratamiento:** Cada paciente muestra diferencias en su anatomía y en la ubicación del tumor, por lo que el TAC simulado facilita la elaboración de un plan de tratamiento a medida. La información recolectada en esta etapa se emplea para modificar el ángulo, la intensidad y la forma de las radiografías, mejorando de esta manera el tratamiento acorde a las necesidades particulares del paciente.
- c) **Protección de Órganos y Tejidos Sanos:** El TAC de simulación, al identificar la ubicación precisa de los órganos saludables próximos al tumor, contribuye a restringir la exposición de estos tejidos a la radiación. Esto resulta especialmente relevante en terapias donde el tumor se encuentra próximo a estructuras vitales, como el corazón o los pulmones en el caso del cáncer de mama, dado que disminuye la posibilidad de efectos adversos a corto y largo plazo.
- d) **Mejora en la Reproducibilidad y Precisión del Tratamiento:** La Mejora en la Distribución de la Dosis: Con la información del TAC simulado, los planificadores tienen la capacidad de diseñar la distribución de dosis de forma que el tumor obtenga la dosis más eficaz, mientras que los tejidos saludables obtengan la dosis más baja posible. Esto resulta en

un control más efectivo del tumor y en una disminución de los efectos secundarios.

- e) **Evaluación de Cambios en el Paciente durante el Tratamiento:** En ciertas situaciones, se requiere efectuar una nueva Tomografía Computarizada de simulación durante el tratamiento para valorar posibles alteraciones anatómicas, como la disminución del tamaño del tumor o variaciones en el peso del paciente. Esto facilita la modificación del plan terapéutico para preservar la efectividad y seguridad de la radioterapia.

Para la realización de la TAC simulación en pacientes para tratamiento de radioterapia, se tomó en cuenta la realización de un control de calidad de imágenes del Tomógrafo simulador donde se tomaron en cuenta los siguientes aspectos o parámetros del control de calidad. Para luego de ellos pasar a la TAC simulación en los que interviene el medico radioterapeuta, físico médico y tecnólogo médico, tomando en cuenta su protocolo institucional.

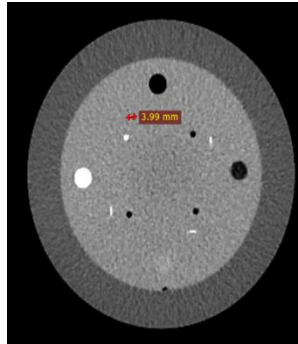
Figure 37. Vista del Fantoma CATPHAN posicionado en la mesa del tomógrafo.



Mediciones y resultados del control de calidad de imagen

1. Ancho de corte mediante rampas de alambre

La finalidad de este examen es confirmar que el espesor real del corte reconstruido se alinea con el espesor de corte nominal elegido en la consola. La tolerancia es de ± 1 mm si s supera los 2 mm, s siendo el valor de corte teórico o seleccionado.



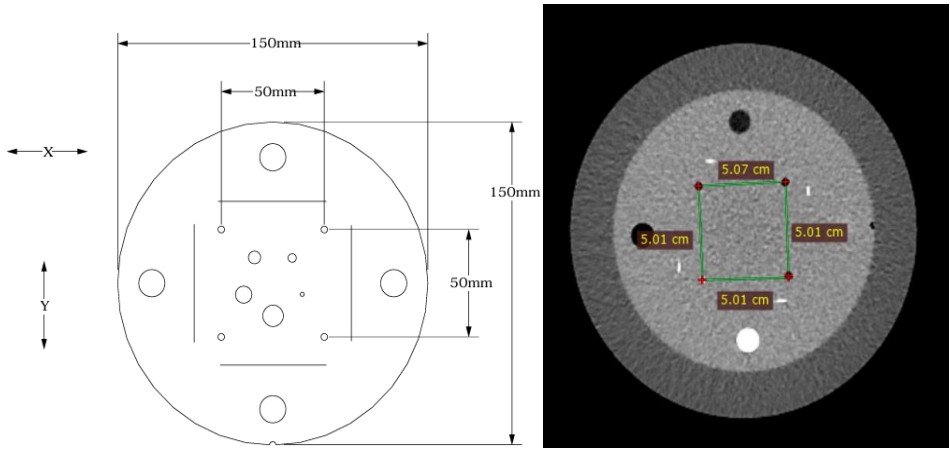
El FWHM fue de 3.99 mm, el factor de inclinación de la rampa es de 23° . Obteniendo un ancho de corte 1.68 mm. Lo seleccionado en máquina fue de 1 mm.

Tabla 1. Resultados del ancho de corte

Ancho de corte teórico	Ancho de corte calculado	Diferencia	Tolerancia	Condición
1 mm	1.68 mm	0.68 mm	± 1 mm	ACCEPTABLE

2. Simetría circular del sistema de visualización

El objetivo de esta prueba es verificar la simetría circular del sistema de visualización de imágenes. La tolerancia es de ± 2 mm.



Distancia Teórica	A	B	C	D	Tolerancia	Condición
50 mm	50.7 mm	50.1 mm	50.1 mm	50.1 mm	± 2 mm	ACEPTABLE

3. Linealidad espacial

El objetivo de esta prueba es verificar la linealidad espacial del tomógrafo. La tolerancia es de ± 2 mm.

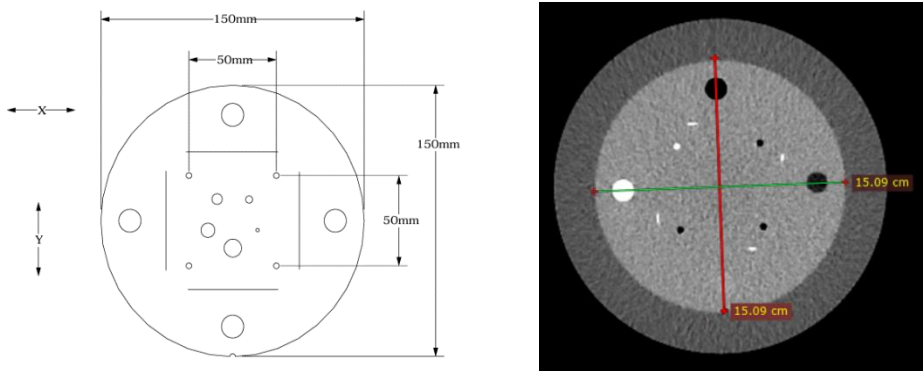


Tabla 2. Tabla resultados de linealidad

Distancia Teórica	x	y	Tolerancia	Condición
150.0 mm	150.9 mm	150.9 mm	± 2 mm	ACEPTABLE

4. Sensitometría

El objetivo de esta prueba es comprobar que los resultados de la sensitometría satisfacen las especificaciones del fabricante para los parámetros de adquisición y los Fantomas establecidos. La discrepancia entre la medición del número CT y la de referencia debe incluirse en: ± 5 HU para agua ± 20 HU para otros materiales.

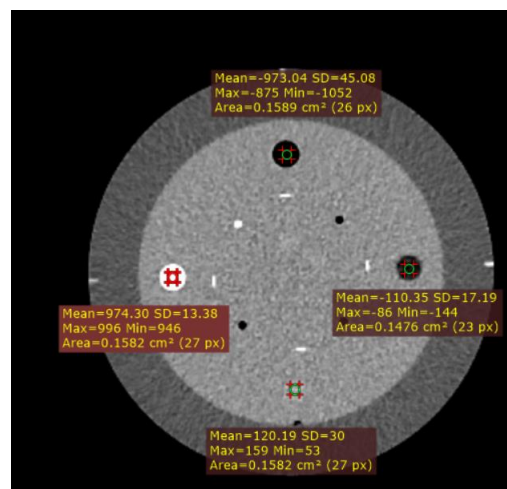
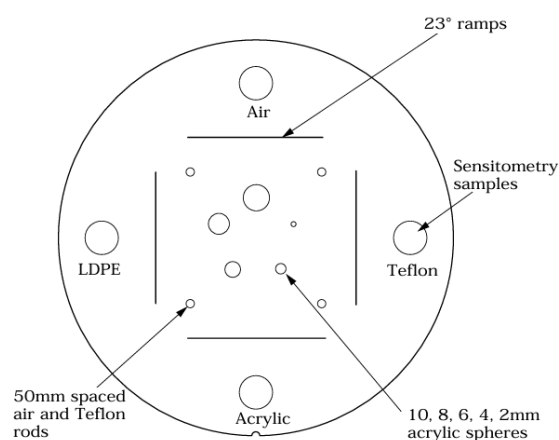


Tabla 3. Tabla de resultados de sensitometría

Material	Peso específico	Rango UH	CT medido (UH)	Tolerancia ($\pm$ UH)	Mínimo ($\pm$ UH)	Máximo ($\pm$ UH)
Aire	0	-1046: -986	-973.04	20	-993.04	-957.04
LDPE	0.92	-121: -87	-110.35	20	-130.35	-90.35
Acrílico	1.18	92:137	120.19	20	140.19	100.19
Teflón	2.16	941:1060	974.30	20	954.30	994.30

Los valores obtenidos para todos los materiales están en el rango de tolerancia, por lo que fueron sombreados y el resultado del test es alineado. Es importante destacar que esta prueba posibilita determinar los valores de número CT propios del equipo para cada inserto y comprobar su constancia o Repetibilidad a lo largo del tiempo.

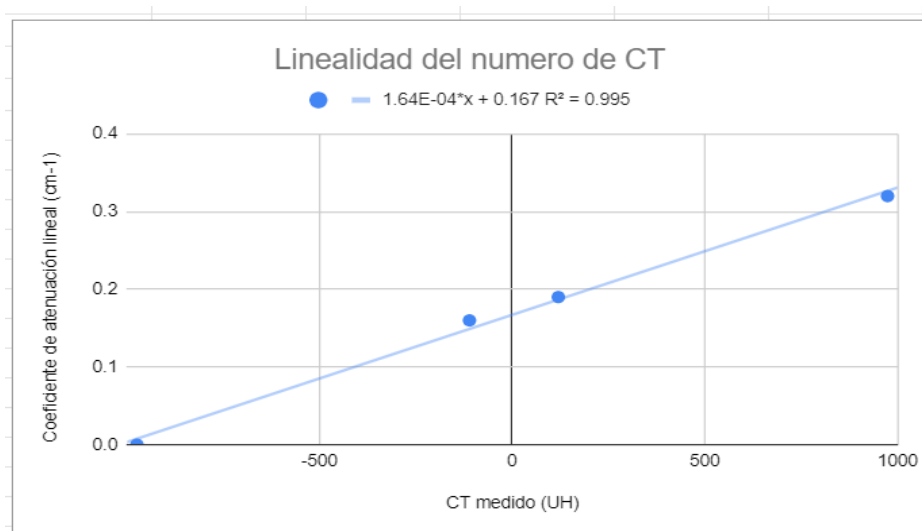
5. Linealidad del número CT. Escala de contraste

El objetivo de esta prueba se trata de adquirir la escala de linealidad o de contraste. Los valores del coeficiente de atenuación lineal para el KV de la manera en que se lograron las imágenes (en este caso 100 KV) se buscan en las tablas descargadas de la página del Fantoma. El siguiente registro presenta los resultados logrados:

Tabla 4. Resultados de linealidad del número de CT

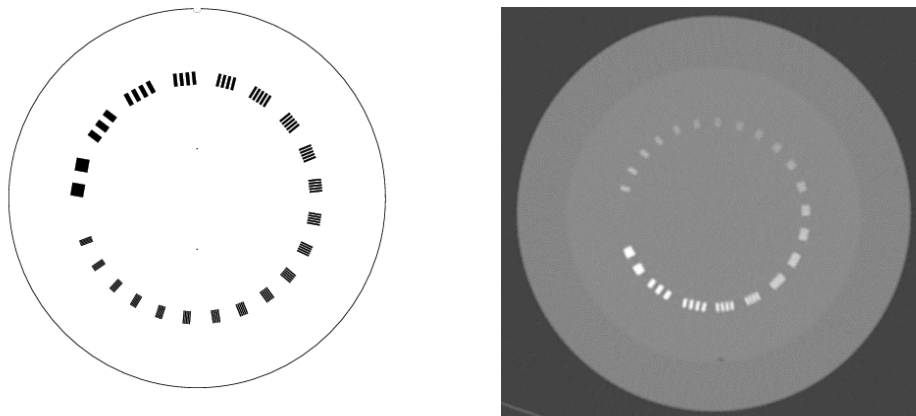
Material	CT medido (UH)	Coefficiente de atenuación lineal (cm-1)
Aire	-973.04	0
LDPE	-110.35	0.16
Acrílico	120.19	0.19
Teflón	974.30	0.32

A continuación, Se ilustran los coeficientes de atenuación lineal para cada material basándose en el número medio CT. Cada marcador azul corresponde a un inserto de sensitometría. Los puntos fueron ajustados mediante una función lineal y se representó en azul la curva de interpolación, que muestra un coeficiente de correlación $R^2=0.995$ y la ecuación es $y=0.000164x+0.167$.



6. Resolución espacial mediante inspección visual de patrón de líneas

El objetivo de esta prueba es garantizar que la resolución espacial de una imagen reconstituida se ajusta a los criterios del productor. La tolerancia se establece en: Se debe resolver claramente un patrón de 6 pl/cm para las exploraciones de referencia en cabeza y abdomen de adultos. Es necesario resolver claramente un patrón de 10 pl/cm para la exploración de referencia de tórax de alta resolución en adultos. Donde pl representa pares lineales. Cambiando la magnificación (zoom), se debe identificar el número máximo de líneas que se pueden distinguir. La figura siguiente presenta, a la izquierda, un diseño del módulo, mientras que a la derecha se presenta una imagen auténtica del mismo.



Luego se magnifica cada uno de los grupos para identificar hasta qué grupo de pares de líneas se logran distinguir con un grado aceptable de separación y sin distorsión.

Tabla 5. Resultados de resolución espacial

Pares de línea/cm	Verificació n	Pares de línea/cm	Verificació n	Pares de línea/cm	Verificació n
1	Sí	8	No	15	No
2	Sí	9	No	16	No
3	Sí	10	No	17	No
4	Sí	11	No	18	No
5	Sí	12	No	19	No
6	Sí	13	No	20	No
7	Sí	14	No	21	No

Se nota que los grupos de 1 a 7 permiten la identificación de líneas y espacios sin dificultades, en contraposición al grupo de 8 pares de líneas por centímetro, que no consigue una identificación clara. El resultado de esta prueba sería de 10 pl/cm, que no está dentro de la tolerancia establecida y esto podría deberse a que no se tomó una exploración en tórax en alta resolución.

7. Exactitud de número CT, ruido, uniformidad y artefactos de imagen

El objetivo de la prueba es evaluar la exactitud del valor medio del número CT, el nivel de ruido, la uniformidad y presencia de artefactos en la imagen. Se seleccionan 4 ROIs en la periferia (posiciones de las manecillas del reloj correspondientes a 3, 6, 9 y 12 horas), como se muestra en la figura y se registran los valores medios de los números CT y su correspondiente desviación estándar (3 lecturas de cada uno).

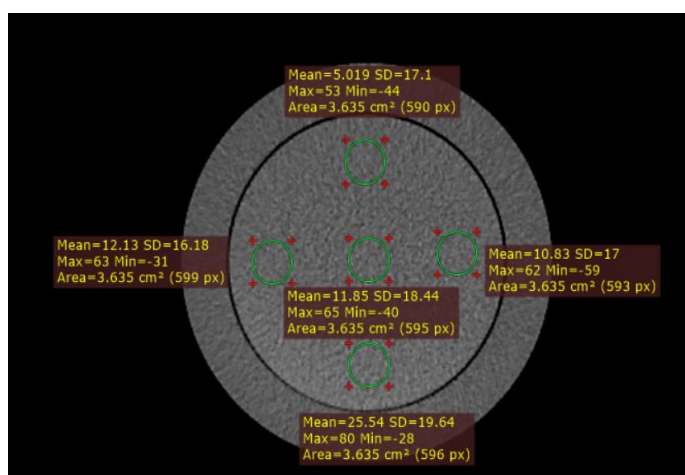


Tabla 6. Resultados de exactitud número de CT.

ROI	Nº CT medio (UH)				SD			
	L1	L2	L3	Promedio	L1	L2	L3	Promedio
Central	11.85	5.85	2.57	6.76	18.44	17.07	19.68	18.39
3	10.83	7.546	3.69	7.35	17	17.08	18.39	17.49
6	25.54	13.29	7.469	15.43	19.64	17.52	16.12	17.76
9	12.13	6.38	2.97	7.16	16.18	16.86	15.75	16.26
12	5.019	3.409	1.36	3.26	17.1	16.74	14.74	16.19

Los resultados analizados se pueden ver en la siguiente tabla. El CT nominal corresponde al material del Fantoma. De acuerdo con la especificación del fabricante, los números CT registrados para este módulo tienden a variar entre 5 a 18 HU. Por lo tanto, se tomó como referencia el valor medio que señala un CT nominal de 11.5.

Tabla 7. Resultados de ruido uniformidad y artefactos

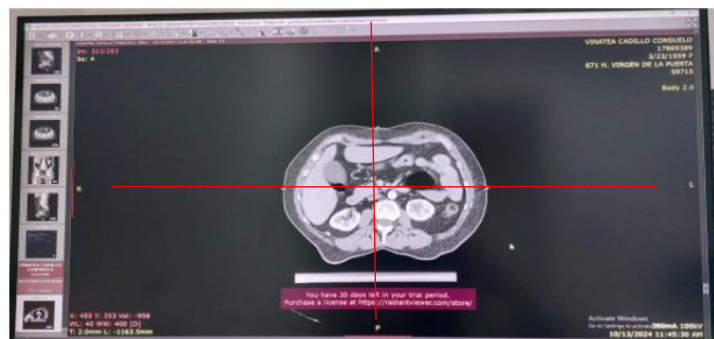
Parámetro	Ecuación	Tolerancia	Resultado	Estado
CT medio (UH)	$\Delta CT = CT_{\text{central}} - CT_{\text{nominal}}$	± 5 UH	4.7	Acceptable
Ruido (%)	$N = (SD_{\text{central}}/1000) \times 100$	$\pm 25\%$	1.84	Acceptable
Uniformidad (UH)	$U_{CT3} = CT_3 - CT_{\text{central}}$	± 10 UH	0.59	Acceptable
	$U_{CT6} = CT_6 - CT_{\text{central}}$		8.67	Acceptable
	$U_{CT9} = CT_9 - CT_{\text{central}}$		0.4	Acceptable
	$U_{CT12} = CT_{12} - CT_{\text{central}}$		-3.5	Acceptable
Artefactos	Inspección visual	No deben observarse	No se observan	Acceptable

Como segundo paso, luego de la la aprobación de control de calidad de imagen, se pasó a la toma de imágenes con TAC simulación de los pacientes de cancer de próstata, que servirá como imagen de referencia durante el tratamiento, debido a que durante el tratamiento el tumor puede cambiar de tamaño o también la anatomía del paciente, en la TAC simulación se utiliza el protocolo institucional con los equipos de simulación para el tratamiento. Para ello mostramos las siguientes imágenes anatómicas de la TAC simulación para pacientes con CA de mama:

Figure 38. Posicionamiento de paciente



Figure 39. Verificación del isocentro

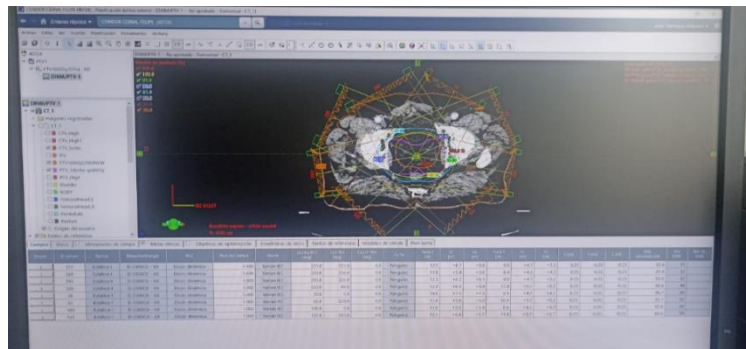


El isocentro es un elemento clave en el proceso de organización y gestión del tratamiento. Se refiere al lugar en el espacio en el que todos los haces de radiación se cruzan en un tratamiento. Este punto se sitúa dentro del volumen tumoral o cerca de él, en función del método de tratamiento y los objetivos

dosimétricos, y simboliza el centro geométrico en el que rotan los equipos de radioterapia, tales como el acelerador lineal y la mesa de tratamiento.

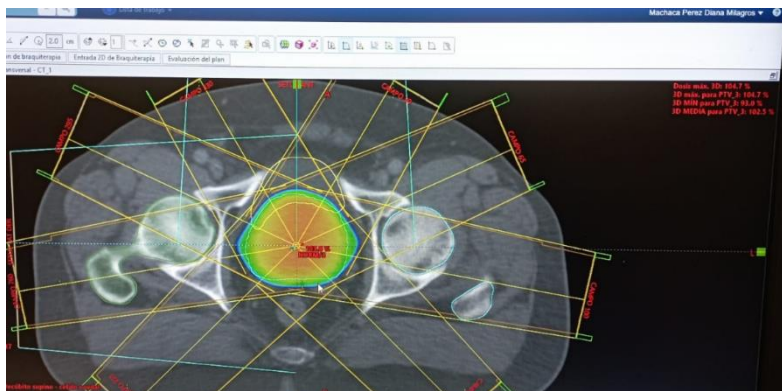
Para la toma de datos del sistema de planificación en técnica 3D, se utilizaron para el tratamiento de cancer de próstata una prescripción de 76 GY/38fr siendo 200 cGy la dosis por fracción diaria, mediante esta prescripción se pasara a la recolección de los 60 pacientes se seleccionaran 30 para planificar con técnica de radioterapia convencional 3D, en estas planificaciones se utilizaron campos de (225,260,295,330,30,65,100,135) cada campo con giro de colimador de (333°, 356°, 326°, 49°, 5°, 329°, 5°, 313°), con pesos del campo de 1.00, una grilla de 0.7 cm en el espaciado de multilamina y multilamina, también se normalizo en el PTV al 100% de la dosis y optimizando los órganos de riesgo, como se muestra en la siguiente Imagen.

Figure 40. Planificación de paciente en radioterapia 3D



Lo que se obtuvo como resultado en la planificación 3D, una conformación de dosis en el PTV como se muestra en la siguiente Imagen

Figure 41. Conformación de dosis en el PTV con planificación 3D



Para la técnica de tratamiento VMAT, se replanificaron los 30 pacientes que se utilizaron en la planificación 3D, utilizando los márgenes establecidos según lo establecido el RTOG - 9408, una prescripción de 76 GY/38fr siendo 200 cGy la dosis por fracción diaria, luego se estableció el isocentro para la precisión de la administración de la dosis en el tratamiento, se utilizaron arcos completos de (181.0 SH 179.0) y (179.0 SAH 181.0) con giro de colimador de 30 y 330, con la camilla en posición 0.0; para todos los pacientes que sirven como muestreo en este estudio de investigación, se utilizó la energía de 6X. se utilizó una optimización para los órganos de riesgo; recto vejiga, bolsa intestinal, parámetros y cabezas femorales según lo establecido la RTOG - 9408 y el QUANTEC, utilizando también parámetro de optimización en el PTV superior e inferior con prioridad del 100%, luego de haber terminado la planificación se mostrara una tabla donde se indicara las metas clínicas que determinara los valores que se han obtenido en la planificación y serán comparados por los constrains establecidos.

Figure 42. Conformación de dosis en el PTV – planificación VMAT

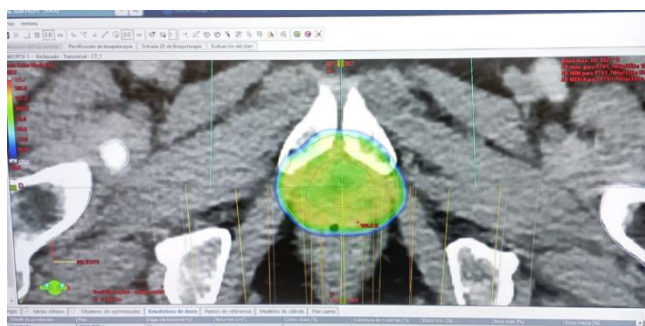
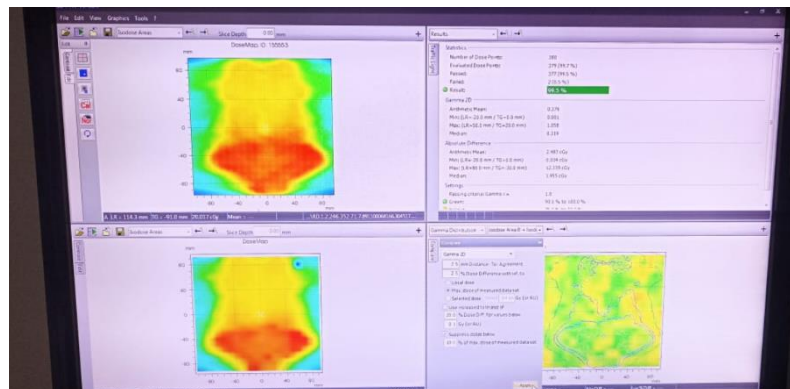
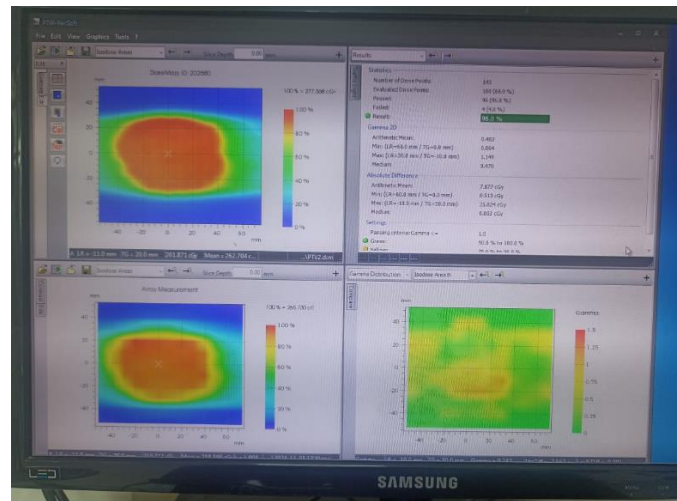


Figure 43. Metas clínicas aprobadas en la planificación VMAT



Como paso 3 finalizado las planificaciones de ambas técnicas se procede al control de calidad específico de pacientes para asegurar un tratamiento seguro y eficaz. Este procedimiento posibilita identificar y rectificar fallos antes de que puedan perjudicar al paciente, mejorando los resultados clínicos y disminuyendo los riesgos vinculados. Puesto que el control de calidad de paciente específico es un procedimiento crucial que asegura la exactitud, protección y efectividad del tratamiento programado para cada paciente. Utilizando un índice gamma de 3% en la dosis y un desplazamiento espacial de hasta 3 mm con una aceptación superior al 95% para cada planificación como se muestra en la siguiente Imagen. Para finalmente hacer la recolección de datos necesarios para el análisis de los resultados y sus conclusiones.

Figure 44. Planificaciones aprobadas de QA de paciente específico



V. RESULTADOS

Tabla 8. Tabla de resultados de parámetros obtenidos en los procedimientos de planificación mediante una comparación de técnicas de tratamiento 3D vs VMAT en cancer de próstata

COMPARACION DE TECNICAS 3D vs VMAT CA DE PROSTATA					
TECNICA 3D			TECNICA VMAT		
PROSTATA		p	PROSTATA		CRITERIO RTOG 0415
	media			p	
IC	0.8	0.02	1.02	0.02	2 >1
IH	1.6	0.02	1.03	0.02	2 > 1
VEJIGA					
V50Gy	55.5	0.18	50.95	0.1	<50
RECTO					
V50 Gy	50.96	0.11	49.04	0.18	<50
BOLSA INTESTINAL					
V45 Gy	47.03	0.28	43.24	0.21	<45
CABEZA FEMORAL DER					
V30 Gy	23.16	0.14	26.86	0.29	<30
CABEZA FEMORAL IZQ					
V30Gy	23.89	0.2	26.88	0.28	<30
UNIDADES MONITOR UM					
	337.25			628.59	

La tabla muestra un contraste entre los métodos de radioterapia 3D tradicional y VMAT (Arcoterapia Volumétrica Modulada) en pacientes con cancer de próstata. Mediante el cual se estudiaron varias variables vinculadas con la cobertura de tumores, la dosis en órganos de riesgo (OAR), y las unidades de seguimiento requeridas para cada procedimiento. A continuación, se lleva a cabo un estudio exhaustivo:

En el Índice de Conformidad, La técnica 3D logra un IC de 0,8 con in intervalo de confianza ($\rho = 0,02$) de cobertura para el volumen tumoral PTV de la próstata, mientras que la técnica VMAT presenta un IC de 1,02 con ($\rho = 0,02$), cumpliendo con el criterio de la RTOG 0415 , el cual indica que

el Índice de Conformidad debe ser $IC \geq 1$ (mayor igual) para una mejor conformación de dosis en el PTV. Lo que significa que la técnica VMAT ofrece una mejor cobertura y un intervalo de confianza más reducido lo que indica mayor precisión en la distribución de dosis.

En el Índice de Homogeneidad, La técnica VMAT presenta un IH de 1,03 con intervalo de confianza de ($\rho = 0,02$) mostrando mejor homogeneidad en la distribución de dosis en comparación con la técnica 3D que obtuvo 1,6 con ($\rho = 0,02$) en el PTV de próstata indicando que la técnica VMAT proporciona mejor cobertura del volumen objetivo y mayor homogeneidad, lo que beneficia el control tumoral.

Dosis en los órganos de riesgo: vejiga, en la técnica de tratamiento VMAT, las dosis en la vejiga son ligeramente menores a diferencia de la técnica 3D, según la RTOG 0415 en los constraints de **V50Gy:** 50,95 Gy con un intervalo de confianza ($\rho = 0,1$), en la técnica VMAT mientras que en la radioterapia convencional 3D se obtuvo 55,5 Gy con un intervalo de confianza ($\rho = 0,18$) demostrando que en la técnica de radioterapia VMAT se ha optimizado la vejiga lo que permite un rango menor de posible toxicidad genitourinaria.

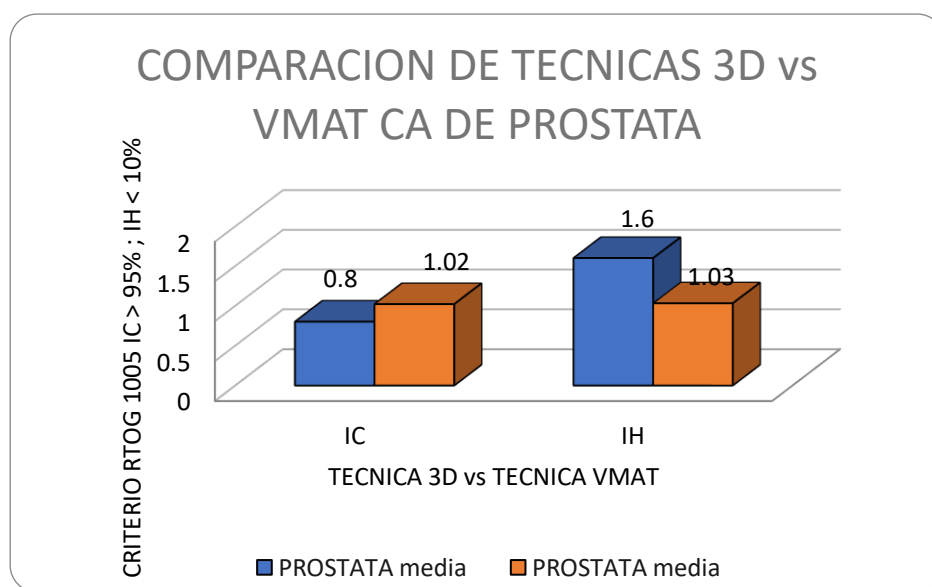
Recto, la técnica de tratamiento VMAT genera menor dosis según corresponde en los siguientes constraints; **V50Gy:** 49,04 Gy con ($\rho = 0,18$), (VMAT) frente a 50,96 Gy con ($\rho = 0,11$), para la técnica de tratamiento 3D, lo que significa que en la técnica de tratamiento VMAT, el órgano de riesgo del recto se encuentra más optimizado que en la técnica de tratamiento convencional 3D.

Cabeza femoral derecha, En la técnica VMAT, la cabeza femoral tiene una dosis significativamente mayor como se indica a continuación, **V30Gy:** 26,86 Gy ($\rho = 0,29$), (VMAT) frente a 26,16 Gy ($\rho = 0,14$), para la técnica 3D. **Cabeza femoral izquierda,** En la técnica VMAT, la cabeza femoral tiene una dosis significativamente mayor como se indica a continuación, **V30Gy:** 26,88 Gy ($\rho = 0,28$), (VMAT) frente a 23,89 Gy ($\rho = 0,2$), para la técnica 3D.

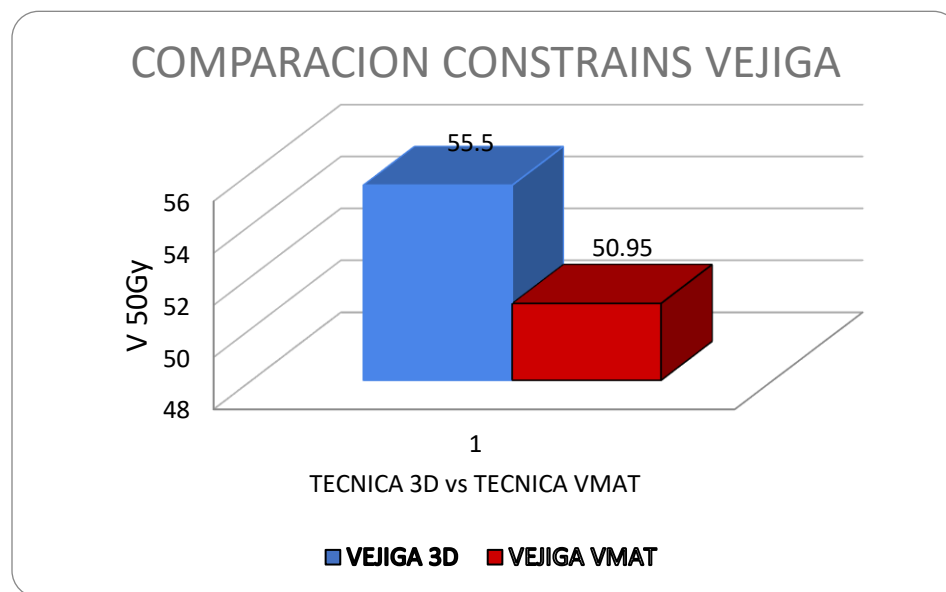
Bolsa intestinal , la dosis en la técnica VMAT indica una dosis 43,24 Gy ($p = 0,21$), al comparar con la técnica 3D con 47,03Gy ($p = 0,28\%$), demuestra que la técnica VMAT realiza una mejor optimización de dosis en la bolsa intestinal.

Las Unidades Monitor (UM), Las unidades de monitor son notablemente mayores para la técnica de tratamiento VMAT (628,59 UM) en comparación con la técnica de tratamiento 3D obteniendo (333,25 UM) para el tratamiento de cancer de próstata, el cual demuestra que con la técnica de tratamiento VMAT las UM son altas frente a la técnica de tratamiento 3D, y lo que indica que aumenta el tiempo de tratamiento en el acelerador lineal.

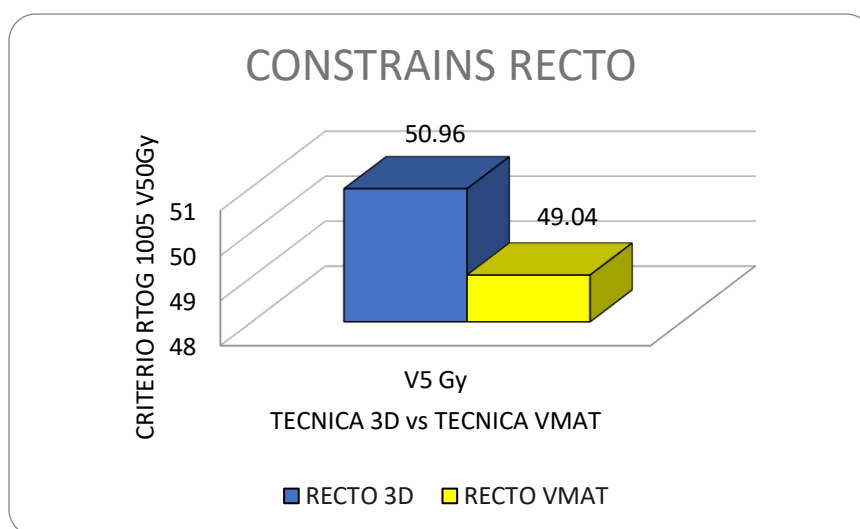
En la siguientes graficas se indicará la comparación de los parámetros de tratamientos.



En la imagen se visualiza que el IC y IH en la técnica de tratamiento 3D son inferiores y no son tan precisas a diferencia de la técnica de tratamiento VMAT que tiene una mayor precisión en su índice de conformidad e Homogeneidad.

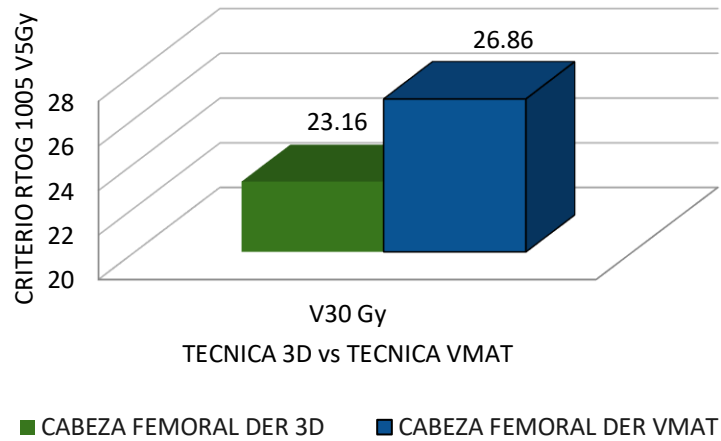


En la imagen se muestra la comparación del constrains de vejiga donde indica que con la técnica 3D existe un aumento de dosis al 50% del volumen a diferencia de la técnica VMAT, el cual cumple con las restricciones de la RTOG.



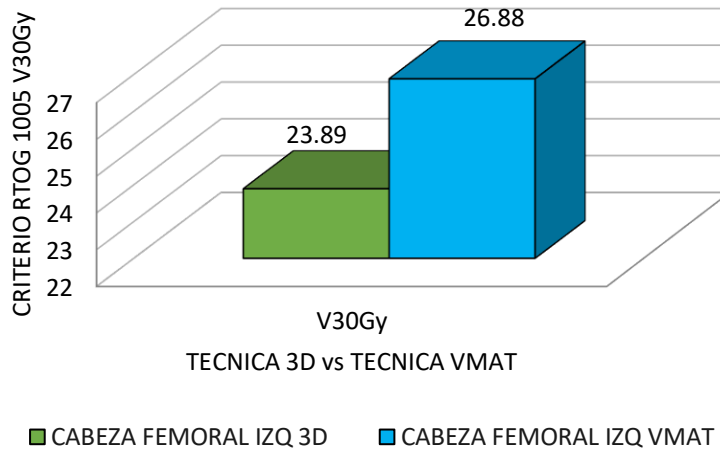
En la imagen se muestra la comparación del constrains del recto donde indica que con la técnica 3D existe un aumento de dosis al 50% del volumen a diferencia de la técnica VMAT, el cual cumple con las restricciones de la RTOG.

CONSTRAINS CABEZA FEMORAL DER

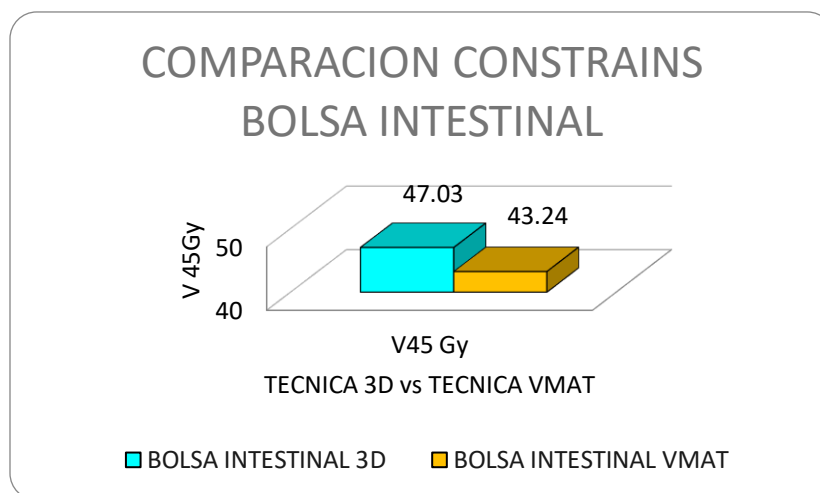


En la imagen se muestra la comparación del constrains de cabeza femoral derecha donde se indica que la técnica 3D y VMAT, cumplen con las restricciones de la RTOG.

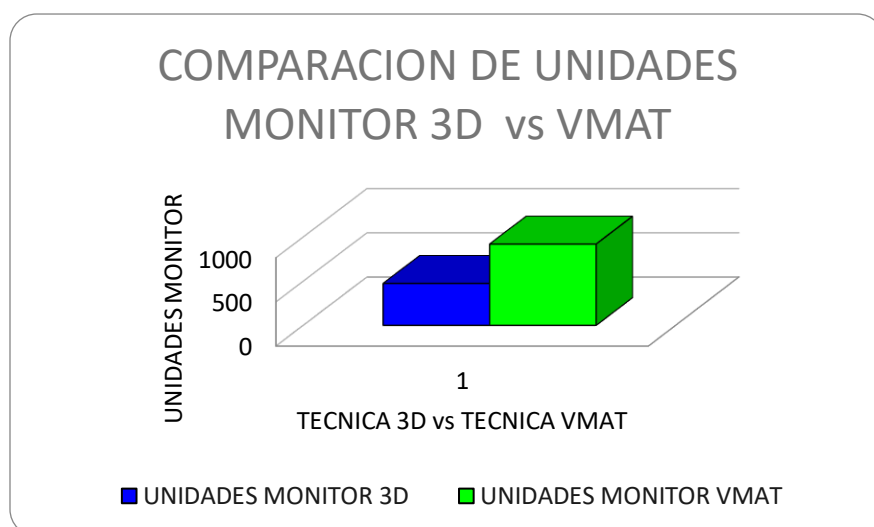
CONSTRAINS CABEZA FEMORAL IZQ



En la imagen se muestra la comparación del constrains de cabeza femoral izquierda donde se indica que la técnica 3D y VMAT, cumplen con las restricciones de la RTOG.



En la imagen se muestra la comparación del constrainss de la bolsa intestinal donde indica que con la técnica 3D existe un aumento de dosis al V45Gy del volumen a diferencia de la técnica VMAT, el cual cumple con las restricciones de la RTOG.



En la imagen se muestra la comparación de las UM donde indica que con la técnica 3D existe una disminución de las UM por cada campo lo cual indica que el tratamiento con la técnica 3D se entrega a un menor tiempo a diferencia de la técnica de tratamiento VMAT.

VI. CONCLUSIONES

- La técnica VMAT presenta un IC superior (1.02) frente a la técnica 3D (0.8), indicando que VMAT proporciona una cobertura más ajustada al volumen tumoral, El índice de heterogeneidad (IH) es menor en VMAT (1.03) en comparación con la técnica 3D (1.6), lo que sugiere que VMAT genera una distribución de dosis más homogénea dentro del volumen objetivo. Ambos índices cumplen con los criterios establecidos (RTOG 0415).
- Para la vejiga en la técnica VMAT reduce la dosis (50,95%) en comparación con la técnica 3D (55,5%). Ambas técnicas cumplen con el criterio (<50%), en el recto en la técnica VMAT también disminuye la dosis (49,04%) en comparación con la técnica 3D (50,96%). Ambas cumplen el criterio (<50%). La cabeza femoral derecha e izquierda en la técnica de tratamiento VMAT muestra valores de irradiación ligeramente superiores (26,86% y 26,88%) en comparación con 3D (23,16% y 23,89%), pero ambas técnicas cumplen el criterio (<30%). En la bolsa intestinal, VMAT ofrece una mejor protección, con una menor irradiación (43,24%) frente a 3D (47,03%), cumpliendo con el criterio (<45%).
- En las UM para VMAT utiliza una cantidad significativamente mayor de unidades monitor (628.59 UM) en comparación con la técnica 3D (337.25 UM), lo que podría implicar un mayor tiempo de administración de la dosis o mayor carga para el equipo de tratamiento.

VII. RECOMENDACIONES

- Ya que el método VMAT proporciona un índice de conformidad (IC) superior y una distribución más uniforme (IH), se sugiere su aplicación como método estándar para el tratamiento del cáncer de próstata, en particular en pacientes donde la exactitud es esencial.
- A pesar de que ambas técnicas satisfacen los estándares fijados, VMAT disminuye considerablemente la irradiación a órganos como la vejiga, el recto y la bolsa intestinal. Esto puede favorecer una reducción a largo plazo de los efectos adversos y potenciar la calidad de vida del paciente.
- Considerando la gran cantidad de unidades de seguimiento (UM) en VMAT, resultaría óptimo perfeccionar los parámetros técnicos del acelerador lineal para disminuir los periodos de tratamiento y potenciar la eficiencia en las operaciones.
- Es imprescindible formar al equipo médico y técnico en el manejo y organización de la técnica VMAT para asegurar una aplicación segura y eficaz.

Referencias

- [1] American Society of Clinical Oncology (ASCO). (2022). *Cáncer de próstata: Estadios y Grados*. Chicago: 2^a Junta editorial de Cancer.Net. Retrieved from <https://www.cancer.net/cancer-types/31360/view-all>
- [2] ANDRÉS VERA, C. H. (2023). RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA EN CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADA. *Revista Venezolana de Oncología*, 272-286. Retrieved from <https://www.redalyc.org/journal/3756/375675350009/html/>
- [3] Barbagelata López A, P. D.-R. (2006). La radioterapia en el cáncer de próstata localmente avanzado tras estadiaje ganglionar con linfadenectomía. *ACTAS UROLÓGICAS ESPAÑOLAS OCTUBRE 2006*, 10. Retrieved from <https://scielo.isciii.es/pdf/aue/v30n9/v30n9a02.pdf>
- [4] Bianca de Quadros Cerbaro, J. S. (2013). *ANÁLISE DOS PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS DE TRÊS TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA PARA CASOS DE CÂNCER DE PRÓSTATA: VMAT, IMRT E 3D-CRT*. PORTO ALEGRE: Rev HCPA 2013; 33. Retrieved from <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/85253/000906176.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [5] Cabrera, A. I., León-Micheli, B., Segovia, N., & Reyes, E. C. (2021). Radioterapia hipofraccionada para cáncer de próstata localizado: ¿Menos tiempo de tratamiento es mejor? *ONCOLOGIA (ROE SOLCA EC)*, 14. doi: <https://doi.org/10.33821/539>
- [6] Cruz, A. M. (2017). Terapias convencionales para el cáncer de próstata localizado: prostatectomía versus vigilancia activa. *Revista mexicana de urología*, 4. doi:<https://www.scielo.org.mx/pdf/rmu/v77n6/2007-4085-rmu-77-06-433.pdf>
- [7] E. Zonana-Farca, A. S.-L.-P.-O.-S.-Z. (2016). Radioterapia externa en el tratamiento del cáncer de la próstata: experiencia personal 1993-2015. *Revista Mexicana de Urología*, 13. Retrieved from <https://pdf.sciencedirectassets.com/312003/1-s2.0->

[8] Hernández, V. M. (2010). Radioterapia hipofraccionada acelerada como tratamiento curativo del cáncer de próstata localizado. *Dialnet*, 14. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=253904>

[9] ICRU 83. (2010). The International Commission on Radiation Units and Measurements. *Journal of the ICRU* 83, 95. Retrieved from <https://www.fnkv.cz/soubory/216/icru-83.pdf>

[10] Jeff M Michalski 1, K. B. (2009). Long-term toxicity following 3D conformal radiation therapy for prostate cancer from the RTOG 9406 phase I/II dose escalation study. *radiation & oncology (ASTRO)*, 14-22. doi:10.1016/j.ijrobp.2009.01.062

[11] Jeff M. Michalski, M. M., Jennifer Moughan, M., James Purdy, P., Walter Bosch, D., Deborah W. Bruner, P., Jean-Paul Bahary, M., . . . S, M. (2018). Effect of Standard vs Dose-Escalated Radiation Therapy for Patients With Intermediate-Risk Prostate Cancer. *JAMA Oncology*, 9. Retrieved from https://watermark.silverchair.com/jamaoncology_michalski_2018_oil_180002.pdf?token=AQECAHi208BE49Ooan9kkhW_Ercy7Dm3ZL_9Cf3qfKAc485ysgAAAzEwggMtBgkqhkiG9w0BBwagggMeMIIDGgIBADCCAxMGCSqGSIB3DQEHATAeBgIghkgBZQMEAS4wEQQM5eTIIRKjh1Q9yrg_AgEQgiIC5ArgTd0f_16ThIuhb

[12] L.M. Sánchez-Gómez, M. P.-M. (2015). Radioterapia hipofraccionada versus radioterapia convencional en cáncer de próstata: una revisión sistemática sobre eficacia y seguridad. *Actas Urológicas Españolas*, 367-374. Retrieved from

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0210480615000029>

- [13] Núñez Guardado Gabriel, L. C. (2010). Toxicidad aguda en pacientes con cáncer de próstata localizado tratados con dosis altas de radioterapia de intensidad modulada. *Gaceta Mexicana de Oncología*, 10. Retrieved from <file:///C:/Users/Eduardo/Downloads/X1665920110504302.pdf>
- [14] Quintero, A. Q. (2020). *Comparacion radiobiologica y dosimetrica con VMAT en cancer de prostata para esquema convencional vs hipofraccionado moderado*. Bogotá, D.C., Colombia: Universidad Nacional de Colombia. Retrieved from <https://repositorio.unal.edu.co/bitstream/handle/unal/78206/760532941.2020.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [15] SABADIAS, S. G. (2018). *DETERMINACION DEL VOLUMEN BLANCO DE PLANIFICACION EN TRATAMIENTO DE RADIOTERAPIA ESTEREOTACTICA CORPORAL CON RAPIDARC*. ARGENTINA: INSTITUTO BALSEIRO. Retrieved from <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/772/1/1Sabad%C3%ADas.pdf>
- [16] stephen Morris, T. R. (2024). *Practical Radiotherapy Planning*. Taylor & Francis Group, LLC. Retrieved from <file:///C:/Users/Eduardo/Downloads/Practical%20Radiotherapy%20Planning.pdf>
- [17] Tetsuo Momma, Takashi Hanada, Yutaka Shiraishi. (2015). Comparison of genitourinary and gastrointestinal toxicity among four radiotherapy modalities for prostate cancer: Conventional radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy, and permanent iodine-125 implantation with or without external beam radiotherapy. *radiotherapy & oncology*, 10. doi:<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2015.08.019>
- [18] THOMAS N. EADE, M. F. (2008). A COMPARISON OF ACUTE AND CHRONIC TOXICITY FOR MEN WITH LOW-RISK PROSTATE CANCER TREATED WITH INTENSITY -MODULATED

RADIATION THERAPY OR 125I PERMANENT IMPLANT. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 71, No. 2, pp. 338–345, 10. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.10.019>

- [19] Vacas, A. I. (2021). Radioterapia hipofraccionada en el tratamiento del cáncer de próstata. *DIALNET*, 268. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=305687>
- [20] Venencia, D. D. (2018). EVOLUCION DE LAS TECNICAS DE RADUOTERAPIA. *INSTITUTO ZUNINO*, 35. Retrieved from <https://fundacionmariecurie.org/eventos/cuartoCursoActualizacionProteccionRadiologica/drVenencia.pdf>
- [21] Zapatero, A. (2004). cancer de prostata. *SCIELO*, 4. Retrieved from <https://scielo.isciii.es/pdf/onco/v27n7/11.pdf>