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

Evaluación dosimétrica de la radioterapia conformada 3D (3D-CRT) vs la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) para modalidad de tratamiento FAST-Forward en cáncer de mama

TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL
Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

Sergio ALVAREZ CHOCCE

ASESORES

Mg. María Luisa CERÓN LOAYZA

José Antonio CENTENO RAMOS (Coasesor)

Lima, Perú

2026



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

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

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

Referencia bibliográfica

Alvarez, S. (2026). *Evaluación dosimétrica de la radioterapia conformada 3D (3D-CRT) vs la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) para modalidad de tratamiento FAST-Forward en cáncer de mama*. [Trabajo de suficiencia profesional de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas, Escuela Profesional de Física]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Sergio Alvarez Chocce
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	71408117
URL de ORCID	https://orcid.org/0009-0008-2388-7675
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	María Luisa Cerón Loayza
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	10013268
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-9655-2883
Datos de coasesor	
Nombres y apellidos	José Antonio Centeno Ramos
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	46757185
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0003-3041-1743
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Galo Patiño Camargo
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	09458366
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Eduardo Gonzalo Villareyes Peña

Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	10624152
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	José Fernando Márquez Pachas
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	21824638
Datos de investigación	
Línea de investigación	Física Médica
Grupo de investigación	No Aplica
Agencia de financiamiento	Sin financiamiento
Ubicación geográfica de la investigación	Universidad Nacional Mayor de San Marcos WWR9+28 Lima Facultad de Ciencias Físicas, Ciudad Universitaria - UNMSM, Av. Venezuela 34, Lima 15081
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Enero 2026 – mayo 2026
URL de disciplinas OCDE	Física nuclear https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#1.03.04

Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 14:00 horas del sábado 18 de julio de 2026, en el Salón de Grados de la Facultad de Ciencias Físicas (Auditorio 109), bajo la Presidencia del Dr. Galo Patiño Camargo (Presidente), Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña (Miembro Titular), Mg. María Luisa Cerón Loayza (Asesora) y Mg. José Fernando Márquez Pachas (Miembro Suplente), se dio inicio a la sesión pública de Sustentación de Trabajo de Suficiencia Profesional para optar el Título Profesional de Licenciado en Física (según Art. 45.2 de la Ley N° 30220), de la bachiller:

SERGIO, ALVAREZ CHOCCE

Dando lectura al Resumen del Expediente, el presidente del Jurado, invitó al bachiller Sergio Alvarez Chocce, realizar su exposición del Trabajo de Suficiencia Profesional titulado: *"Evaluación dosimétrica de la radioterapia conformada 3D (3D-CRT) vs la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) para modalidad de tratamiento FAST-Forward en cáncer de mama".*

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

Al término de la deliberación del Jurado, el Dr. Galo Patiño Camargo invitó al candidato y al público a pasar a la Sala de Sesión, para dar lectura al resultado de la deliberación. Ha obtenido la calificación de:

17	DIECISIETE	APROBADO CON HONORES
(NÚMERO)	(LETRAS)	(MENCIÓN)

Finalmente, el presidente del Jurado, propone al consejo de la Facultad que se le declare Licenciado en Física al bachiller Sergio Alvarez Chocce. Siendo las ...16:00..... horas, se levanta la sesión.

Dr. Galo Patiño Camargo
Presidente

Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña
Miembro Titular

Mg. María Luisa Cerón Loayza
Asesora

Mg. José Fernando Márquez Pachas
Miembro Suplente

Scanned with CamScanner

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE
SAN MARCOS
Universidad del Perú, Decana de América

Anexo 1

CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo, María Luisa Cerón Loayza en mi condición de asesor acreditado mediante ACUERDO DE COMITÉ DE GESTIÓN N° 032-EPF-FCF-26 del Trabajo de Suficiencia Profesional, cuyo título es "Evaluación dosimétrica de la radioterapia conformada 3D (3D-CRT) vs la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) para modalidad de tratamiento FAST-Forward en cáncer de mama", presentado por el bachiller Sergio Alvarez Chocce para optar el Título Profesional de Licenciado en Física,

CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante la plataforma PIDS, el documento evaluado cuenta con el 6 % de similitud, nivel PERMITIDO para continuar con los trámites correspondientes y para su **publicación en el repositorio institucional.**

Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del Título Profesional de Licenciado en Física.

Lima, 18 de setiembre de 2026

Firma del Asesor:



Nombres y Apellidos del asesor: María Luisa Cerón Loayza
DNI: 10013268

Dedicatoria

A mi padre Cesar Alvarez Arrieta y mí madre Yris Marisa Chocce Tintaya por todo el aprendizaje enseñado hacia mí y el cariño brindado.

Agradecimientos

A mis padres y a mis hermanos por su apoyo constante. A mis profesores y a mis asesores por enseñarme y brindarme las herramientas necesarias para culminar este trabajo de investigación.

RESUMEN

El presente Trabajo de Suficiencia Profesional es un estudio comparativo preliminar que tuvo como objetivo evaluar la calidad dosimétrica de planes de radioterapia conformada 3D (3D-CRT) y terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) en el tratamiento de cáncer de mama bajo el esquema de ultra hipofraccionamiento FAST-Forward (26 Gy en 5 fracciones). Se analizaron seis casos clínicos de pacientes con cáncer de mama, generando planes de tratamiento con ambas técnicas sobre las mismas imágenes tomográficas mediante el sistema de planificación Monaco (Elekta), lo que permitió una comparación pareada en condiciones anatómicas idénticas. Se evaluaron parámetros dosimétricos como la cobertura del volumen objetivo (D95 %), la dosis media y máxima en el PTV, la dosis en órganos de riesgo (pulmón ipsilateral y corazón) y las unidades monitor (MU). Los resultados mostraron que VMAT presenta una cobertura del PTV superior (D95 % promedio: 97.45 % vs. 92.81 %) y menor dosis pulmonar media (418.8 cGy vs. 450.6 cGy), mientras que 3D-CRT ofrece una protección cardíaca notablemente mejor (dosis media cardíaca: 117.1 cGy vs. 253.1 cGy) y mayor eficiencia en unidades monitor (599 MU vs. 1932 MU). En el análisis estadístico, solo la diferencia en unidades monitor resultó significativa (prueba de Wilcoxon para muestras pareadas, $p = 0.031$); las demás diferencias constituyen tendencias dosimétricas. Se concluye que no existe una técnica universalmente superior, y que la selección debe realizarse de forma individualizada considerando el balance entre cobertura tumoral y protección de órganos críticos. Dado el carácter dosimétrico del estudio y el reducido número de pacientes, estos hallazgos no constituyen evidencia clínica definitiva, sino una base que respalda la toma de decisiones y orienta estudios posteriores con mayor muestra y seguimiento clínico.

Palabras clave: radioterapia, 3D-CRT, VMAT, FAST-Forward, dosimetría, cáncer de mama, hipofraccionamiento.

ABSTRACT

This Professional Sufficiency Work is a preliminary comparative study that aimed to evaluate the dosimetric quality of three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) treatment plans for breast cancer under the FAST-Forward ultra-hypofractionation scheme (26 Gy in 5 fractions). Six clinical cases of breast cancer patients were analyzed, generating treatment plans with both techniques on the same tomographic images using the Monaco planning system (Elekta), allowing a paired comparison under identical anatomical conditions. Dosimetric parameters evaluated included target volume coverage (D95 %), mean and maximum PTV dose, dose to organs at risk (ipsilateral lung and heart), and monitor units (MU). Results showed that VMAT achieves superior PTV coverage (mean D95 %: 97.45 % vs. 92.81 %) and lower mean lung dose (418.8 cGy vs. 450.6 cGy), while 3D-CRT provides substantially better cardiac protection (mean cardiac dose: 117.1 cGy vs. 253.1 cGy) and greater efficiency in monitor units (599 MU vs. 1932 MU). In the statistical analysis, only the difference in monitor units was significant (paired Wilcoxon test, p = 0.031); the remaining differences should be interpreted as dosimetric trends. It is concluded that no technique is universally superior, and the selection should be made on an individual basis considering the balance between tumor coverage and critical organ protection. Given the dosimetric nature of the study and the small number of patients, these findings do not constitute definitive clinical evidence, but rather a basis that supports decision-making and guides further studies with larger samples and clinical follow-up.

Keywords: radiotherapy, 3D-CRT, VMAT, FAST-Forward, dosimetry, breast cancer, hypofractionation.

ÍNDICE

Pag.

Dedicatoria I

Agradecimientos II

RESUMEN III

ABSTRACT IV

LISTA DE TABLAS IX

LISTA DE FIGURAS XI

1 INTRODUCCIÓN 1

1.1 Situación Problemática 2

1.2 Motivación 3

1.3 Justificación 4

1.4 Objetivos 5

1.4.1 Objetivo general 5

1.4.2 Objetivos específicos 5

2 MARCO TEÓRICO 6

2.1 Antecedentes 6

2.2 Bases Teóricas 7

2.2.1 Fundamentos de la Radioterapia 7

2.2.1.1 Principios Físicos de la Radioterapia Externa 7

2.2.1.2 Interacciones Biológicas de la Radiación 8

2.2.1.3 Rol Clínico en el Tratamiento del Cáncer 10
2.2.2 Definición de Volúmenes según ICRU 83 12
2.2.2.1 Volumen Tumoral Macroscópico (GTV) 12
2.2.2.2 Volumen Blanco Clínico (CTV) 13
2.2.2.3 Volumen Blanco de Planificación (PTV) 13
2.2.2.4 Organos de Riesgo (OAR) 14
2.2.2.5 Volumen de Planificación del Órgano a Riesgo (PRV) . . 14
2.2.2.6 Volumen de Blanco Interno (ITV) 14
2.2.2.7 Volumen Tratado (TV) 14
2.2.2.8 Volumen Residual en Riesgo (RVR) 15
2.2.2.9 Márgenes de Planificación 15
2.2.2.10 Prescripción y Reporte de Dosis 16
2.2.3 Planificación Inversa 17
2.2.3.1 Algoritmos de Optimización 17
2.2.3.2 Sistema de Planificación Monaco TPS 17
2.2.3.3 Funciones de Costo Biológicas versus Físicas 18
2.2.4 Unidades Radiológicas y Parámetros de Evaluación en la Planificación 19
2.2.4.1 Dosis Absorbida (Gray) 19
2.2.4.2 Dosis Equivalente y Efectiva (Sievert) 20
2.2.4.3 Unidades Monitor (MU) 20
2.2.4.4 Histogramas Dosis – Volumen (DVH) 21
2.2.4.5 Índices Dosimétricos 22
2.2.5 Evolución de Técnicas de Radioterapia 24
2.2.5.1 Radioterapia 2D Convencional 24
2.2.5.2 Radioterapia Conformacional 3D (3D-CRT) 24
2.2.5.3 Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) 25
2.2.5.4 Terapia Volumétrica de Arco Modulado (VMAT) 26
2.2.6 Hipofraccionamiento y protocolo FAST-Forward 26
2.2.6.1 Concepto de hipofraccionamiento en radioterapia 26

2.2.6.2 Esquemas convencionales versus hipofraccionados 27
2.2.6.3 Protocolo FAST-Forward 27
2.2.6.4 Implicancias dosimétricas del hipofraccionamiento 28
2.2.6.5 Relación con las técnicas de radioterapia (3D-CRT y VMAT) 28

3 PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL 30
3.1 Dosis de Prescripción 30
3.2 Protocolo de Simulación y Adquisición de Imágenes Tomográficas 30
3.2.1 Posicionamiento e Inmovilización 31
3.2.2 Adquisición de Tomografía Computarizada (TC) 31
3.2.3 Envío de imágenes 32
3.3 Planificación en el TPS MONACO 32
3.3.1 Configuración Geométrica de los Haces 32
3.3.2 Optimización y Funciones de Costo 36
3.4 Diseño experimental 38
3.5 Histograma Dosis Volumen 40

4 RESULTADOS Y DISCUSIONES 41
4.1 Presentación del análisis, interpretación y discusión de resultados 41
4.1.1 Análisis del volumen objetivo (PTV) 41
4.1.2 Análisis en órganos de riesgo (OAR) 41
4.1.3 Análisis de la distribución espacial de dosis 42
4.1.4 Análisis comparativo global por paciente 43
4.1.5 Análisis de eficiencia del tratamiento 45
4.1.6 Presentación de resultados cuantitativos 46
4.1.7 Análisis estadístico comparativo 47
4.2 Discusión 48
4.3 Implicancias clínicas, limitaciones y relevancia científica 49
4.3.1 Implicancias clínicas 49
4.3.2 Limitaciones del estudio 50

4.3.3 Relevancia científica 50

5 CONCLUSIONES 52

RECOMENDACIONES 54

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 56

ANEXOS 59

LISTA DE TABLAS

Pag.

4.1 Resultados dosimétricos por paciente para la técnica 3D-CRT 46

4.2 Resultados dosimétricos por paciente para la técnica VMAT 46

4.3 Promedios dosimétricos por técnica 47

4.4 Comparación estadística entre técnicas mediante la prueba de Wilcoxon de rangos con signo para muestras pareadas (n=6) 47

LISTA DE FIGURAS

Pag.

2.1 Diagrama del cabezal de tratamiento para un acelerador lineal. a) Modo de terapia con rayos X. b) Modo de terapia con haz de electrones 8

2.2 Diversos tipos de lesión del ADN por radiaciones ionizantes 9

2.3 Esquema de Dosimetría Clínica 12

2.4 Ejemplo de DVH según el ICRU 83 22

3.1 Vista axial de una planificación 3D-CRT con técnica Field-in-Field en el TPS Monaco, mostrando la distribución de isodosis sobre el volumen mamario 34

3.2 Vista axial de una planificación VMAT en el TPS Monaco, mostrando la distribución de isodosis con modulación volumétrica del arco 36

3.3 Funciones de costo utilizadas en la optimización de la paciente 01, definidas en el TPS Monaco 38

3.4 Histograma dosis-volumen (DVH) comparativo entre las técnicas 3D-CRT (líneas continuas) y VMAT (líneas punteadas) para el Paciente 1, mostrando las curvas del PTV, pulmón ipsilateral y corazón 40

4.1 Cortes axiales comparativos entre 3D-CRT y VMAT para el Paciente 3, caso representativo donde VMAT muestra mejor conformación y menor dosis en OAR 43

4.2 DVH comparativo del Paciente 3 (VMAT superior): se observa mejor cobertura del PTV y menor dosis en pulmón con VMAT 44

4.3 DVH comparativo del Paciente 4 (3D-CRT superior): se observa una cobertura del PTV ligeramente mejor con 3D-CRT en este caso particular . 45

5.1 DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 1 60

5.2 DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 2 61
5.3 DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 5 62
5.4 DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 6 63
5.5 Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 1 64
5.6 Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 2 65
5.7 Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 4 66
5.8 Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 5 67
5.9 Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 6 68

1. INTRODUCCIÓN

A nivel mundial, el cáncer representa una de las patologías con mayor impacto en la mortalidad (World Health Organization [WHO], 2023), y en el Perú constituye un reto complejo para los servicios de salud pública debido a la creciente demanda de tratamientos oncológicos especializados (Ministerio de Salud del Perú [MINSA], 2024). Como parte del abordaje oncológico convencional, la radioterapia destaca como una herramienta terapéutica clave, empleando radiación ionizante de alta energía para provocar la muerte de las células neoplásicas (WHO, 2023). De acuerdo con la modalidad de administración física de la radiación, el tratamiento se clasifica en braquiterapia (donde la fuente radiactiva se introduce o aproxima al tejido tumoral) y radioterapia externa o teleterapia (donde la radiación es emitida por una fuente externa alejada del paciente).

Los avances tecnológicos en teleterapia han derivado en diversas técnicas de planificación destinadas a optimizar la distribución espacial de la dosis. La radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT) representa una modalidad convencional consolidada que utiliza campos estáticos delimitados geométricamente mediante colimadores para adaptarse a la forma macroscópica del tumor. Si bien esta técnica logra coberturas adecuadas del volumen blanco, presenta restricciones intrínsecas para conformar dosis complejas y proteger tejidos circundantes en situaciones de proximidad anatómica. Por su parte, la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) constituye un desarrollo avanzado de planificación inversa donde la radiación se entrega mediante arcos continuos alrededor del paciente. Durante la rotación del gantry, el sistema modula dinámicamente la velocidad de rotación, la tasa de dosis y la posición de las láminas del colimador multiláminas (MLC), consiguiendo gradientes de dosis altamente conformados y una óptima preservación de los órganos sanos adyacentes (Otto, 2008).

La planificación de tratamientos de radioterapia se realiza mediante software especializado (TPS) que procesa las imágenes tomográficas y calcula la distribución de dosis a través de algoritmos de transporte de radiación, respetando las restricciones de dosis im-

puestas al volumen blanco de planificación (PTV) y a los órganos en riesgo (OAR). La evaluación dosimétrica cuantitativa de estos planes se sustenta en el análisis de histogramas de dosis-volumen (DVH) y en parámetros como la cobertura del PTV (D95 %), las dosis media y máxima (D_{mean}, D_{max}), así como los índices de homogeneidad (HI) y conformidad (CI) (Khan, 2014).

Diversas investigaciones documentan que tanto las técnicas convencionales como las avanzadas logran coberturas clínicamente aceptables del volumen tumoral, existiendo diferencias dosimétricas sustanciales en la distribución de dosis en órganos adyacentes y la eficiencia de la entrega. La técnica VMAT destaca por mejorar la conformidad y reducir la dosis integral en los tejidos sanos periféricos en relación con las técnicas coplanares clásicas (Teoh *et al.*, 2011). En el tratamiento del cáncer de mama mediante esquemas de ultrahipofraccionamiento, como el protocolo FAST-Forward (26 Gy en 5 fracciones administradas en una semana), esta distinción cobra relevancia crítica. El protocolo FAST-Forward ha demostrado una eficacia clínica y perfiles de toxicidad equivalentes a los esquemas de fraccionamiento convencional (Brunt *et al.*, 2020). No obstante, al incrementarse la dosis biológica por fracción (5.2 Gy/fracción), se eleva la exigencia de precisión física: pequeñas desviaciones dosimétricas o gradientes de dosis subóptimos podrían incrementar el riesgo de complicaciones tardías o toxicidades severas en estructuras críticas como el corazón o el pulmón ipsilateral.

Bajo esta premisa, este trabajo realiza un estudio comparativo de carácter dosimétrico entre planes 3D-CRT y VMAT para el tratamiento de cáncer de mama bajo el esquema FAST-Forward. El análisis se enfoca en cuantificar la cobertura del PTV, la preservación de los órganos en riesgo y la eficiencia técnica medida en unidades monitor, con el fin de evaluar las ventajas y limitaciones de cada modalidad de planificación en condiciones anatómicas idénticas.

1.1. Situación Problemática

El cáncer de mama es una de las enfermedades más comunes y mortales entre las mujeres en todo el mundo. Por ello, su manejo exige un abordaje multidisciplinario, en el que

la radioterapia adyuvante, administrada tras la cirugía, cumple un papel fundamental (WHO, 2023). La implementación de esquemas de ultrahipofraccionamiento, guiada por el protocolo FAST-Forward, ha mejorado la atención en los hospitales y el bienestar de las pacientes. Este enfoque permite realizar el tratamiento en una sola semana, logrando resultados clínicos similares a los del fraccionamiento estándar (Brunt *et al.*, 2020). Sin embargo, aumentar la dosis por fracción incrementa la exigencia de una gran precisión, tanto geométrica como física. Gradientes menores que impactan órganos sanos cercanos, como el pulmón del mismo lado y el corazón, aumentan la posibilidad de efectos negativos que pueden aparecer más tarde. La dosis media cardíaca muestra una relación directa y lineal con la frecuencia de eventos coronarios mayores a largo plazo (Darby *et al.*, 2013).

Al mismo tiempo, la exposición del tejido pulmonar puede aumentar el riesgo de desarrollar neumonitis por radiación o fibrosis en etapas posteriores. Ante estas limitaciones, las técnicas moduladas como VMAT ofrecen una buena adaptación y ajuste al contorno del tumor, lo que mejora la uniformidad en el área objetivo (Teoh *et al.*, 2011; Racka *et al.*, 2023). Sin embargo, la dispersión del ángulo en los arcos continuos de la técnica VMAT puede aumentar la cantidad de tejido sano que recibe dosis bajas de radiación, lo que podría afectar áreas del corazón del lado opuesto o tejidos cercanos que no están relacionados con el tratamiento (Racka *et al.*, 2023).

En cambio, la técnica 3D-CRT sigue siendo utilizada en la práctica médica porque es fácil de manejar y requiere menos tiempo en el acelerador lineal, aunque tiene algunas limitaciones para evitar estructuras críticas que tienen forma cóncava (Ahmad, 2022). Estas diferencias técnicas justifican la necesidad de comparar ambos esquemas para determinar cuál optimiza mejor la dosimetría bajo el protocolo FAST-Forward en pacientes locales.

1.2. Motivación

La motivación principal de este trabajo radica en la necesidad de evaluar el desempeño dosimétrico de las técnicas 3D-CRT y VMAT en el ámbito de la salud oncológica. Analizar la interacción de los haces de electrones y fotones con los tejidos humanos, y cómo estos fenómenos físicos son modelados mediante algoritmos de cálculo de dosis para opti-

mizar la planificación radioterapéutica de patologías oncológicas complejas, representa un área de investigación de gran relevancia científica.

Desde la perspectiva formativa en física médica, el estudio brinda la oportunidad de profundizar en disciplinas esenciales como la dosimetría clínica, el control de calidad geométrico y la física de aceleradores lineales. La comprensión del funcionamiento del software de planificación Monaco y de los algoritmos de transporte Monte Carlo en medios heterogéneos enriquece el perfil profesional e investigador en este campo.

A nivel de impacto social, el incremento de la incidencia del cáncer en el Perú exige optimizar la eficiencia y seguridad de los tratamientos oncológicos. La adopción de esquemas modernos de hipofraccionamiento como FAST-Forward requiere un riguroso análisis físico-médico que compare las técnicas convencionales y avanzadas. Este estudio busca proveer un análisis técnico objetivo centrado en el balance entre el control tumoral y la preservación de los órganos sanos, apoyando la práctica clínica local.

1.3. Justificación

El presente estudio es importante por tratarse de un problema crucial en el tratamiento del cáncer de mama, en el que la irradiación de órganos radiosensibles como los pulmones y el corazón constituye una preocupación dosimétrica relevante. Para garantizar una cobertura adecuada del volumen tumoral y minimizar la dosis absorbida por los órganos en riesgo, es fundamental optimizar la forma en que se distribuye la dosis. En este sentido, el análisis comparativo de métodos de radioterapia permite identificar el que proporciona un mejor equilibrio entre la eficacia terapéutica y la protección de órganos en riesgo.

Desde el punto de vista académico, este trabajo representa un aporte al avance del conocimiento en el área de la física médica, en particular, en campos tales como la planificación de tratamientos y la dosimetría. Además, permite un análisis más detallado de los parámetros dosimétricos relacionados con la cobertura del volumen objetivo y la protección de los órganos en riesgo. Esto puede servir de base para estudios futuros encaminados a mejorar las técnicas de radioterapia.

En la práctica, los resultados del presente estudio pueden aportar información rele-

vante para la toma de decisiones en el ámbito clínico, al comparar dos técnicas ampliamente utilizadas, como son la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT) y la radioterapia conformada en tres dimensiones (3D-CRT). Este contraste es más importante en el contexto de esquemas hipofraccionados como FAST-Forward, donde la precisión en la administración de la dosis adquiere especial relevancia para minimizar efectos no deseados y optimizar el tratamiento.

Por último, el estudio es viable porque se fundamenta en la evaluación de planes producidos por sistemas de planificación de tratamientos, lo que posibilita examinar la distribución de la dosis sin necesidad de intervenir directamente a los pacientes. Esto asegura que el enfoque metodológico sea viable y ético, lo que permite obtener resultados preliminares de manera segura y metodológicamente adecuada.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Evaluar comparativamente las características dosimétricas de los planes de tratamiento 3D-CRT y VMAT en pacientes con cáncer de mama tratadas bajo el esquema hipofraccionado FAST-Forward.

1.4.2. Objetivos específicos

1) Comparar la cobertura del volumen objetivo (PTV) mediante el parámetro D95 % entre las técnicas 3D-CRT y VMAT.

2) Evaluar la dosis media recibida por el pulmón ipsilateral y el corazón en cada técnica de planificación.

3) Analizar la distribución espacial de dosis mediante cortes axiales y la conformación de la isodosis al volumen objetivo (PTV).

4) Determinar la eficiencia del tratamiento en términos de unidades monitor (MU) entre ambas técnicas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes

La radioterapia ha experimentado en las últimas décadas un avance tecnológico significativo orientado a aumentar la exactitud en la distribución de la dosis y a disminuir la exposición de los órganos en riesgo. Entre las técnicas empleadas en el tratamiento del cáncer de mama destacan la terapia volumétrica de arco modulado (VMAT), uno de los métodos más avanzados para administrar la radiación, y la radioterapia conformada en tres dimensiones (3D-CRT), técnica de carácter convencional.

Diversos estudios han evaluado el desempeño de estas técnicas desde el punto de vista dosimétrico y de la eficiencia en la administración del tratamiento. En este contexto, Teoh *et al.* (2011) realizaron una revisión sobre VMAT en la que destacaron que esta técnica permite reducir la toxicidad en los órganos de riesgo manteniendo una adecuada cobertura del volumen objetivo. Por su parte, Ahmad (2022) compararon varias técnicas de radioterapia, entre ellas VMAT y 3D-CRT, y demostraron que las técnicas más avanzadas posibilitan una conformación de dosis superior y una mayor protección de los órganos de riesgo, si bien la 3D-CRT continúa empleándose por su sencillez y accesibilidad. Asimismo, Racka *et al.* (2023) analizaron métodos contemporáneos para el tratamiento del cáncer de mama y observaron que VMAT permite aumentar la cobertura del volumen objetivo y disminuir la dosis en órganos esenciales, aunque puede elevar la exposición a dosis bajas en los tejidos circundantes.

Actualmente, el desarrollo de esquemas de hipofraccionamiento ha traído consigo nuevos retos en la planificación de los tratamientos. El estudio clínico FAST-Forward mostró que el esquema de 26 Gy en 05 fracciones es clínicamente equivalente a los esquemas convencionales, tanto en toxicidad como en control del tumor (Brunt *et al.*, 2020).

En conjunto, la evidencia científica indica que si bien las técnicas avanzadas como la VMAT ofrecen beneficios en cuanto a conformidad y eficiencia, la 3D-CRT sigue siendo una opción válida. Sin embargo, es fundamental realizar análisis comparativos en esquemas

hipofraccionados como FAST-Forward, donde la exactitud dosimétrica resulta indispensable.

2.2. Bases Teóricas

2.2.1. Fundamentos de la Radioterapia

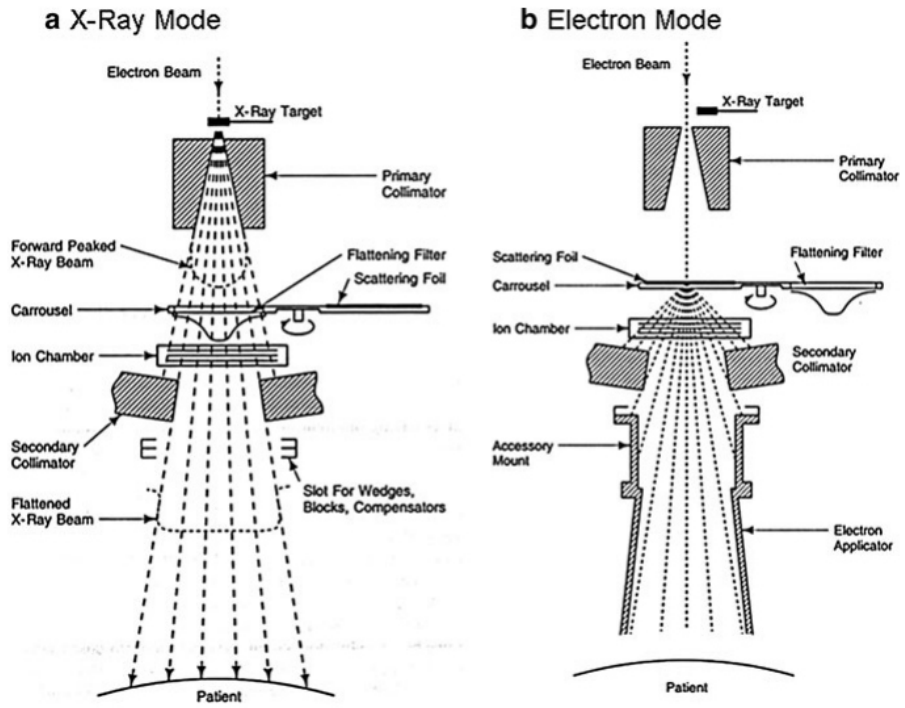
2.2.1.1. Principios Físicos de la Radioterapia Externa

La radioterapia de haz externo (EBRT, del inglés *External Beam Radiotherapy*) es una modalidad terapéutica importante en oncología, que emplea la radiación ionizante generada por una fuente externa al paciente para depositar la dosis absorbida en un volumen blanco tumoral, minimizando la exposición del tejido sano circundante (Mayles *et al.*, 2007). El principio físico básico se fundamenta en la capacidad de la radiación ionizante de depositar energía en el tejido a través de interacciones atómicas. Los fotones de alta energía, típicamente de 6 a 18 MV en un acelerador lineal clínico, cuyo cabezal de tratamiento se muestra en la Figura 2.1, y los electrones interactúan con la materia por procesos discretos, que determinan los patrones de deposición de energía utilizados en los cálculos de dosis y en el modelado del haz (Mayles *et al.*, 2007).

Las interacciones fotónicas primarias son: el efecto fotoeléctrico, predominante a bajas energías; el efecto Compton, en el rango del megavoltaje clínico; y la producción de pares, significativa a energías superiores a 1.022 MeV. Todas estas interacciones provocan la atenuación de la energía fotónica dentro del tejido y resultan críticas para la precisión de los algoritmos de cálculo de dosis y para la modelización de haces utilizados en los sistemas de planificación de tratamiento (Mayles *et al.*, 2007).

Figura 2.1

Diagrama del cabezal de tratamiento para un acelerador lineal. a) Modo de terapia con rayos X. b) Modo de terapia con haz de electrones



Nota. Adaptado de Khan (2003)

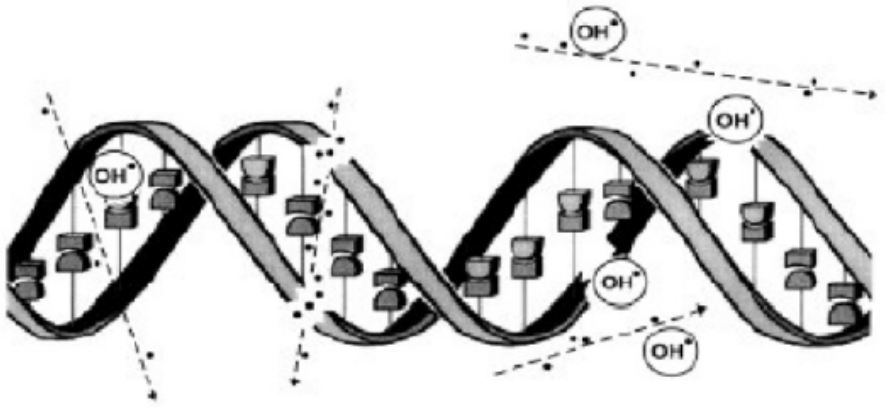
2.2.1.2. Interacciones Biológicas de la Radiación

El efecto terapéutico de la radiación se debe principalmente al daño que induce en el ADN de las células, en especial en las células tumorales en fase de división. La radiación ionizante causa daño directo al interactuar con las moléculas de ADN y daño indirecto mediante la formación de radicales libres originados en la radiólisis del agua intracelular (como se ilustra en la Figura 2.2). Este daño molecular, en particular las roturas de doble cadena del ADN, induce la muerte de las células clonogénicas, la senescencia o el envejecimiento celular (Mayles *et al.*, 2007).

La respuesta biológica a la radiación se describe clásicamente mediante las “cinco R” de la radiobiología: reparación del daño subletal, redistribución del ciclo celular, repoblación celular, reoxigenación tumoral y radiosensibilidad intrínseca. Estos factores influyen sobre la dosis total, la dosis por fracción y los tiempos del tratamiento (Mayles *et al.*, 2007).

Figura 2.2

Diversos tipos de lesión del ADN por radiaciones ionizantes



Nota. Adaptado de Mazer (2016)

- **Reparación:** La reparación del daño subletal es el proceso biológico que permite a las células restaurar la integridad de su ADN tras la exposición a dosis fraccionadas de radiación. En la práctica clínica, este fenómeno constituye la base de la preservación de los órganos de riesgo, ya que las células tumorales suelen presentar deficiencias en estos mecanismos de reparación. Por tanto, el intervalo entre fracciones debe ser suficiente (generalmente mayor a 6 horas) para maximizar la recuperación del tejido sano, optimizando así la ventana terapéutica.

- **Redistribución:** Este principio se fundamenta en la variación de la radiosensibilidad a lo largo del ciclo celular. El fraccionamiento del tratamiento permite que las poblaciones celulares que sobrevivieron a una sesión inicial por encontrarse en una fase resistente migren o se "redistribuyan" hacia fases más sensibles para la siguiente fracción. Este avance sincrónico del ciclo celular aumenta la eficacia acumulativa del depósito de energía sobre el volumen blanco.

- **Repoblación:** La repoblación describe el incremento en la tasa de división celular de los clones supervivientes como respuesta compensatoria al daño tisular. En el contexto oncológico, este fenómeno puede derivar en una repoblación acelerada del tumor si el tiempo total del tratamiento se prolonga excesivamente.

- **Reoxigenación:** La oxigenación es uno de los modificadores biológicos más potentes en radioterapia, dado que el oxígeno molecular fija el daño químico producido en las cadenas de ADN por los radicales libres. Los tumores suelen presentar núcleos hipóxicos inherentemente radiorresistentes; sin embargo, a medida que el fraccionamiento elimina las capas celulares externas y oxigenadas, las células internas acceden a una mejor perfusión sanguínea. Este proceso de reoxigenación progresiva vuelve a las células anteriormente resistentes más susceptibles a las dosis posteriores, mejorando la respuesta global del tumor.

- **Radiosensibilidad Intrínseca:** Finalmente, la radiosensibilidad intrínseca reconoce que, más allá de los factores ambientales o temporales, cada estirpe celular posee una respuesta genética única ante la radiación. Esta variable se cuantifica mediante parámetros como la fracción de supervivencia a 2 Gy (SF_2) o los coeficientes del modelo lineal-cuadrático.

2.2.1.3. Rol Clínico en el Tratamiento del Cáncer

La EBRT se aplica con intención curativa o paliativa, con el fin de lograr el control local del tumor mediante la deposición preferencial de dosis citotóxica en los volúmenes blanco definidos por información clínica e imagenológica. Al mismo tiempo, restringe la

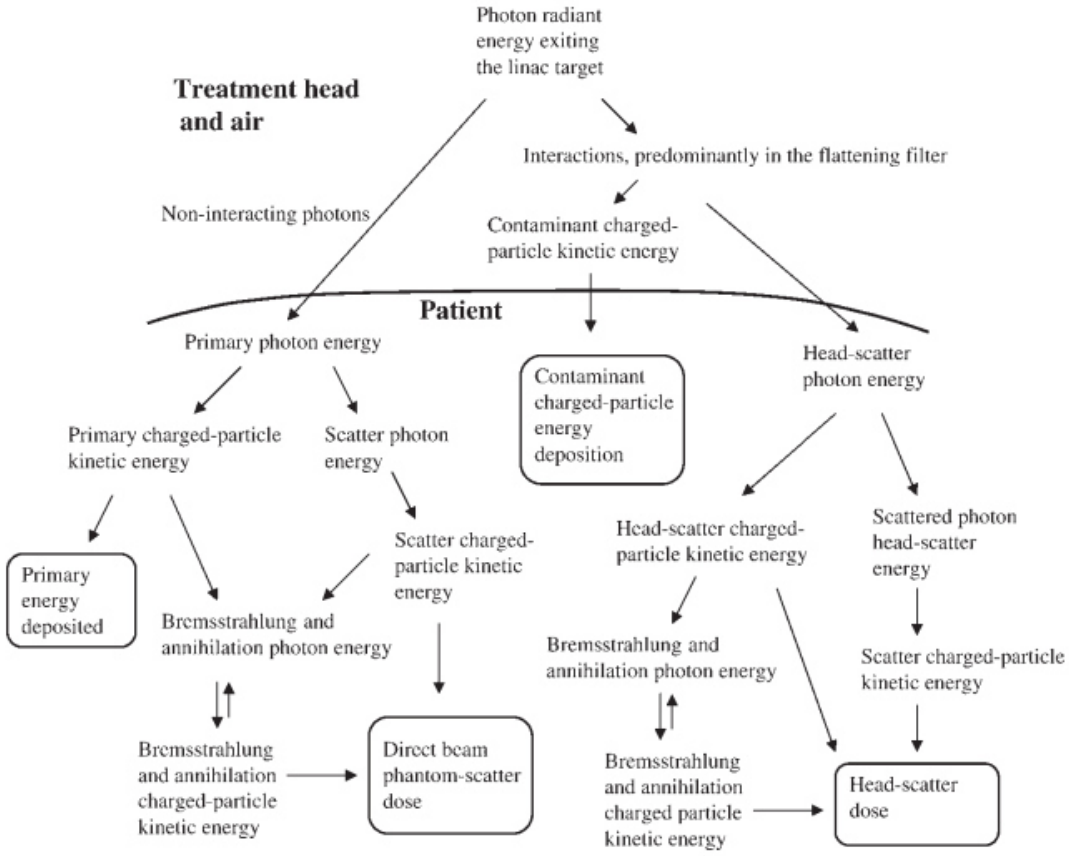
dosis en los órganos en riesgo mediante técnicas avanzadas de planificación y administración descritas en la literatura de práctica radiológica (Mayles *et al.*, 2007).

En el contexto del cáncer de mama izquierdo, la radioterapia adyuvante posterior a la cirugía conservadora del tumor primario o a la mastectomía ha demostrado reducir significativamente las tasas de recurrencia locorregional y mejorar la supervivencia global. Sin embargo, el principal desafío técnico para lograr una relación beneficio-toxicidad óptima radica en la proximidad anatómica del corazón y del pulmón ipsilateral al volumen blanco, por lo que se requieren técnicas de planificación sofisticadas para minimizar la exposición cardiopulmonar y reducir el riesgo de toxicidad tardía (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

En la Figura 2.3 se ilustra el flujo de interacción para las dos vertientes fundamentales empleadas en la estimación de la dosis absorbida: la radiación directa y la indirecta. Considerando la naturaleza corpuscular de los fotones y los mecanismos de interacción de la radiación con la materia, la distribución se desglosa de la siguiente manera:

- **Radiación directa:** Se fragmenta en la energía depositada por el haz primario original y aquella resultante de su dispersión dentro del maniquí o fantoma.
- **Radiación indirecta:** Engloba tanto la dosis proveniente de fotones secundarios como la generada por partículas cargadas contaminantes.

Figura 2.3
Esquema de Dosimetría Clínica



Nota. Adaptado de Ahnesjö y Aspradakis (1999)

2.2.2. Definición de Volúmenes según ICRU 83

2.2.2.1. Volumen Tumoral Macroscópico (GTV)

El Volumen Tumoral Macroscópico representa el crecimiento maligno de la enfermedad que se puede ver o palpar, que se identifica mediante examen imagenológico o inspección clínica. La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU), en su Informe 83, destaca la importancia del GTV y la necesidad de delimitarlo de manera consistente con las modalidades de imagen apropiadas —tomografía computarizada, resonancia magnética y PET— y con criterios clínicos estandarizados (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

En el cáncer de mama postoperatorio, el GTV puede estar ausente tras una resección

completa, o bien representar enfermedad residual macroscópica en casos de márgenes positivos o enfermedad localmente avanzada. La correcta identificación del GTV es indispensable para una adecuada planificación de los volúmenes posteriores (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

2.2.2.2. Volumen Blanco Clínico (CTV)

El Volumen Blanco Clínico (CTV, *Clinical Target Volume*) se define como el volumen tisular que contiene el GTV más las áreas consideradas con riesgo de alojar enfermedad microscópica y que, por tanto, requieren irradiación. El CTV constituye un concepto clínico-anatómico que integra el recorrido de la enfermedad tumoral, su extensión microscópica y las vías de drenaje linfático (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

En el tratamiento del cáncer de mama, el CTV suele comprender la zona del tumor y la pared torácica posmastectomía, y puede involucrar áreas de ganglios linfáticos —axila, cadena mamaria interna y regiones supraclaviculares— en función de los factores de riesgo clínicos y patológicos. Su delimitación implica una combinación precisa de datos quirúrgicos, patológicos e imagenológicos (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

2.2.2.3. Volumen Blanco de Planificación (PTV)

El Volumen Blanco de Planificación (PTV) es una expansión geométrica del CTV diseñada para tener en cuenta las incertidumbres en la posición del paciente (errores de configuración sistemáticos y aleatorios) y el movimiento interno de los órganos (debido al movimiento respiratorio y a los cambios anatómicos entre fracciones). Estas incertidumbres pueden afectar a la entrega adecuada de la dosis prescrita al CTV (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

En la planificación contemporánea de radioterapia, el concepto de PTV es crucial para el diseño de algoritmos de optimización y para la evaluación de planes que abordan sistemáticamente las incertidumbres geométricas. Es importante señalar que el PTV no es un volumen anatómico, sino un volumen geométrico diseñado con fines de planificación (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

2.2.2.4. Organos de Riesgo (OAR)

Los OAR son tejidos sanos o estructuras anatómicas cuya sensibilidad a la radiación puede influir directamente en la planificación del tratamiento o en la dosis total prescrita. El ICRU 83 enfatiza la importancia de delimitar estos órganos para evitar toxicidades agudas o crónicas, clasificándolos a menudo según su arquitectura (órganos en serie o en paralelo) para evaluar el riesgo de falla funcional (Grégoire y Mackie, 2011; Fiorino *et al.*, 2011).

2.2.2.5. Volumen de Planificación del Órgano a Riesgo (PRV)

El PRV es el equivalente al PTV, pero aplicado a un órgano sano. Se obtiene añadiendo un margen de seguridad al OAR para absorber las incertidumbres mecánicas de posicionamiento (*set-up*) y los movimientos internos. El objetivo del PRV es garantizar que las dosis máximas toleradas por los órganos críticos no se sobrepasen debido a variaciones geométricas durante las sesiones.

2.2.2.6. Volumen de Blanco Interno (ITV)

El ITV surge de la necesidad de compensar los movimientos fisiológicos involuntarios dentro del cuerpo. Se calcula expandiendo el CTV mediante un margen interno que considera las variaciones de posición, forma y tamaño de los órganos (por ejemplo, por la respiración o el llenado vesical). Su función es asegurar que el volumen con enfermedad subclínica permanezca cubierto a pesar del movimiento orgánico.

2.2.2.7. Volumen Tratado (TV)

El TV se define como el volumen de tejido encerrado por una isodosis determinada, seleccionada por el especialista como suficiente para alcanzar el objetivo terapéutico. En una planificación ideal, este volumen debería rodear estrechamente al PTV; sin embargo, su forma final depende de la técnica de irradiación y puede incluir tejido sano circundante.

2.2.2.8. Volumen Residual en Riesgo (RVR)

El RVR es un concepto fundamental en técnicas modernas como IMRT o VMAT. Se define como el volumen resultante de restar todos los PTV y los OAR específicos del volumen total del paciente capturado en la tomografía. La evaluación de la dosis en el RVR permite al físico y al médico detectar y controlar dosis innecesarias o "puntos calientes" en tejidos que no fueron contorneados individualmente.

2.2.2.9. Márgenes de Planificación

Las incertidumbres geométricas, tanto sistemáticas como aleatorias, son parte de los márgenes de planificación (expansión del CTV al PTV). Estos márgenes están influenciados por varios factores, como la precisión del sistema de inmovilización, los protocolos de verificación por imagen, la frecuencia de intervención guiada por imagen y la magnitud del movimiento respiratorio (Fiorino *et al.*, 2011).

Según la ICRU 83, el establecimiento y la estandarización de márgenes son fundamentales en la planificación del tratamiento. Una fórmula comúnmente utilizada en el cálculo de márgenes es la de van Herk:

$$M = 2,5\Sigma + 0,7\sigma \tag{2.1}$$

donde Σ es el error sistemático y σ es el error aleatorio. Esta fórmula se utiliza para determinar el margen óptimo que asegure la cobertura adecuada del CTV en la mayoría de las fracciones del tratamiento (Fiorino *et al.*, 2011).

La mayoría de los tratamientos de cáncer de mama emplean márgenes de 5 a 10 mm. Sin embargo, con control respiratorio y técnicas diarias guiadas por imagen, este rango puede reducirse. Debe establecerse un equilibrio entre la cobertura del objetivo y la protección de los órganos críticos circundantes (Fiorino *et al.*, 2011).

2.2.2.10. Prescripción y Reporte de Dosis

El ICRU 83 recomienda prescribir la dosis a los volúmenes blanco utilizando descriptores explícitos de dosis-volumen, informando las métricas pertinentes del histograma dosis-volumen y describiendo los algoritmos, así como los puntos de corte y de referencia empleados en la planificación y el cálculo de la dosis, con el fin de garantizar la reproducibilidad y la comparabilidad de los planes (Grégoire y Mackie, 2011).

Las recomendaciones específicas incluyen reportar la dosis que cubre el 95 % y el 98 % del volumen objetivo (D95 %, D98 %) y la dosis máxima (D2 % o Dmax), además de las dosis medias y volumétricas para los órganos en riesgo. Este reporte estandarizado facilita la comparación entre instituciones, la evaluación de ensayos clínicos multicéntricos y, en general, la mejora de la calidad de la radioterapia (Grégoire y Mackie, 2011).

En el cáncer de mama, las dosis típicas se sitúan entre 40 y 50 Gy, distribuidas en 15 a 25 fracciones, al CTV/PTV de la mama o de la pared torácica. En casos de alto riesgo pueden añadirse sobreimpresiones (*boosts*) de entre 10 y 16 Gy al lecho tumoral. Resulta fundamental incluir métricas sobre la cobertura del PTV y atender las restricciones de dosis para el corazón, los pulmones y otras estructuras contralaterales (Grégoire y Mackie, 2011).

En años recientes, la prescripción de dosis en radioterapia ha evolucionado hacia esquemas de hipofraccionamiento, basados en suministrar dosis más elevadas por fracción en un menor número de sesiones. El protocolo FAST-Forward, que consiste en la aplicación de 26 Gy en cinco fracciones a lo largo de una semana, es uno de los esquemas más destacados para el tratamiento del cáncer de mama. Esto contrasta con los esquemas tradicionales, que emplean dosis totales de 40 a 50 Gy repartidas en 15 a 25 fracciones.

Este esquema ha demostrado resultados clínicos similares en cuanto a toxicidad y control tumoral, lo que lo convierte en una opción efectiva en la práctica clínica actual (Brunt *et al.*, 2020). No obstante, el aumento de la dosis por fracción conlleva mayores exigencias de precisión dosimétrica, debido a que ligeras fluctuaciones en la distribución de la dosis pueden provocar una exposición más alta de los órganos en riesgo.

En estas circunstancias, la implementación de esquemas hipofraccionados como FAST-Forward demanda una planificación más estricta y un control más exhaustivo de la cobertura

del volumen objetivo y del cumplimiento de las restricciones dosimétricas. Ello pone de manifiesto la relevancia de analizar el rendimiento de distintos métodos de radioterapia, como la 3D-CRT y la VMAT, en este contexto.

2.2.3. Planificación Inversa

2.2.3.1. Algoritmos de Optimización

La planificación inversa ha transformado el proceso de diseño de tratamientos en radioterapia. En este enfoque, el planificador establece primero los objetivos clínicos deseados, como la dosis que debe recibir el tumor y las restricciones para los órganos sanos. A continuación, un algoritmo de optimización ajusta de forma iterativa los parámetros del haz —intensidades, formas de apertura y pesos— para cumplir dichos objetivos. Este procedimiento difiere significativamente de la planificación directa tradicional, en la que el planificador definía manualmente la configuración de los haces y evaluaba a posteriori la distribución de dosis resultante (Della Gala *et al.*, 2017).

Los algoritmos empleados en la planificación inversa operan con funciones matemáticas que cuantifican la desviación entre la dosis calculada y los objetivos clínicos. Estas funciones pueden ser físicas, basadas en criterios de dosis y volumen, o biológicas, fundamentadas en modelos de control tumoral y de complicaciones en los tejidos normales (Yang, 2022).

El proceso de optimización es iterativo: el algoritmo parte de una distribución de dosis inicial, evalúa su ajuste a los objetivos y modifica los parámetros del haz para mejorar dicha concordancia, repitiendo el ciclo hasta alcanzar un resultado satisfactorio o un límite de iteraciones. Entre los métodos más utilizados se encuentran el gradiente descendente, el gradiente conjugado y algunos algoritmos de búsqueda estocástica (Della Gala *et al.*, 2017; Yang, 2022).

2.2.3.2. Sistema de Planificación Monaco TPS

Monaco, desarrollado por Elekta AB (Estocolmo), es un sistema de planificación de tratamiento avanzado que utiliza algoritmos de optimización inversa para IMRT y VMAT.

Este sistema emplea el método de cálculo de dosis mediante simulación de Monte Carlo, considerado el "estándar de oro" por su elevada precisión dosimétrica, derivada del modelado detallado de la interacción de la radiación con la materia (Palanisamy *et al.*, 2019; Yang, 2022).

Una de las características distintivas de Monaco es su capacidad para realizar la optimización a partir de funciones de costo biológicas, además de las funciones físicas habituales. Esto permite a los planificadores ajustar directamente parámetros clínicamente relevantes, como la probabilidad de control tumoral (TCP) y la probabilidad de complicaciones en tejidos sanos (NTCP), lo que puede contribuir a mejorar los resultados del plan de tratamiento (Yang, 2022).

Asimismo, Monaco incorpora funciones de planificación automatizada que permiten aplicar plantillas predefinidas, con objetivos y restricciones ya ajustados, a nuevos pacientes. De este modo se reduce la variabilidad entre planificadores y se mejora la eficiencia del flujo de trabajo. Diversos estudios han mostrado que los sistemas automáticos, como AutoVMAT, pueden generar planes con mejor cobertura del PTV, mayor conformidad y menores dosis a los órganos en riesgo en comparación con la planificación manual (Della Gala *et al.*, 2017).

2.2.3.3. Funciones de Costo Biológicas versus Físicas

Las funciones de costo en la optimización inversa suelen centrarse en objetivos de dosis-volumen, tales como la dosis mínima o máxima del PTV, la dosis media a los órganos en riesgo o ciertas restricciones volumétricas (por ejemplo, mantener el V20 por debajo del 30 % en los pulmones). Estas funciones son intuitivas y se vinculan estrechamente con las restricciones clínicas establecidas (Yang, 2022).

Por otra parte, las funciones de costo biológicas emplean modelos radiobiológicos para calcular directamente la probabilidad de control tumoral (TCP) y la probabilidad de complicaciones en el tejido sano (NTCP). Estos modelos consideran factores como la radiosensibilidad intrínseca α/β, la capacidad de reparación del tejido y su arquitectura, en serie o en paralelo (Yang, 2022).

Un estudio detallado en Monaco 5.1 sobre VMAT mostró que la optimización bioló-

gica, combinada con restricciones físicas específicas, permite obtener planes de tratamiento de alta calidad que protegen mejor los órganos en riesgo y mejoran el modelado del DVH. No obstante, esta optimización depende de la disponibilidad de parámetros radiobiológicos precisos y validados, lo que puede hacerla más vulnerable a las incertidumbres (Yang, 2022).

En la práctica clínica, numerosos planificadores adoptan un enfoque híbrido: emplean funciones de costo biológicas para las estructuras críticas en las que existen modelos NTCP bien establecidos —como pulmones o médula espinal— y recurren a funciones físicas para las restantes. Este método permite equilibrar la complejidad biológica con la robustez y familiaridad propias del trabajo clínico (Yang, 2022).

2.2.4. Unidades Radiológicas y Parámetros de Evaluación en la Planificación

2.2.4.1. Dosis Absorbida (Gray)

La dosis absorbida es un concepto clave en la dosimetría de radioterapia y se define como la energía que la radiación ionizante deposita por unidad de masa de tejido. En el Sistema Internacional se mide en gray (Gy), unidad equivalente a un julio por kilogramo (Mayles *et al.*, 2007).

Esta magnitud es fundamental en la práctica clínica para la prescripción de tratamientos y resulta determinante en la evaluación del control tumoral y del impacto sobre los tejidos sanos. A diferencia de otras magnitudes de protección radiológica, como la dosis equivalente y la dosis efectiva, la dosis absorbida no incorpora factores biológicos, sino que refleja exclusivamente la energía física depositada en el tejido (Mayles *et al.*, 2007).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \tag{2.2}$$

donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media depositada por la radiación y dm es la masa en la que se deposita dicha energía.

En la práctica clínica, las dosis por fracción presentan una variabilidad considerable. En un esquema convencional, los valores se sitúan en torno a 2 Gy por fracción, mientras que

en tratamientos más intensivos, como la radioterapia estereotáctica, pueden alcanzar entre 8 y 20 Gy por fracción. En el cáncer de mama, los regímenes habituales administran entre 40 y 50 Gy repartidos en 15 a 25 sesiones, y los esquemas hipofraccionados pueden emplear entre 40 y 42.5 Gy en 15 o 16 fracciones (Mayles *et al.*, 2007).

2.2.4.2. Dosis Equivalente y Efectiva (Sievert)

La dosis equivalente y la dosis efectiva son dos magnitudes fundamentales en radioprotección, empleadas para evaluar el riesgo asociado a la exposición a la radiación, en particular el cáncer radioinducido. Ambas se miden en sievert (Sv) (Mayles *et al.*, 2007).

La dosis equivalente se obtiene multiplicando la dosis absorbida por un factor de ponderación de la radiación (w_R), que considera la efectividad relativa de cada tipo de radiación para producir efectos biológicos. Para los fotones y los electrones de alta energía, el valor de w_R es 1, por lo que la dosis equivalente coincide con la dosis absorbida (Mayles *et al.*, 2007).

Por su parte, la dosis efectiva se calcula sumando las dosis equivalentes de los distintos órganos, cada uno ponderado por su propio factor (w_T), que refleja su sensibilidad al cáncer radioinducido. Esta magnitud proporciona una estimación del riesgo global para el organismo ante la exposición a la radiación y resulta de gran utilidad en protección radiológica, aunque no es adecuada para fundamentar decisiones terapéuticas (Mayles *et al.*, 2007).

Cabe destacar que la dosis absorbida, medida en gray, es la magnitud empleada para el tratamiento y el control de los tumores, mientras que la dosis equivalente y la dosis efectiva son herramientas orientadas a la evaluación de riesgos asociados a la exposición, y no a la toma de decisiones terapéuticas (Mayles *et al.*, 2007).

2.2.4.3. Unidades Monitor (MU)

Las unidades monitor (MU) son la medida de referencia para la calibración del acelerador lineal, porque relacionan la salida del equipo con la dosis que realmente se administra. Los aceleradores cuentan con cámaras de ionización que monitorizan el haz y el sistema de

control para interrumpir la irradiación una vez alcanzado el número de MU prescrito (Mayles *et al.*, 2007).

Los aceleradores lineales habitualmente se calibran para que un número determinado de MU corresponda a una dosis absorbida específica en condiciones estándar. Por ejemplo, suelen configurarse para administrar 1 Gy por cada 100 MU, basándose en una profundidad de 10 cm en agua, un campo de $10 \times 10\ \text{cm}^2$ y una distancia fuente-superficie de 100 cm. En la planificación el sistema convierte la dosis prescrita a las correspondientes MU teniendo en cuenta factores como el tamaño del campo, la modulación de intensidad y la posición del paciente (Mayles *et al.*, 2007).

El número total de MU es un parámetro importante en la comparación entre IMRT y VMAT. En general, VMAT requiere un número de MU bastante menor que IMRT para lograr distribuciones de dosis equivalentes, con reducciones que con frecuencia son de entre el 30 % y el 50 %. Esto implica no sólo tratamientos más rápidos, sino también menos desgaste del equipo y, potencialmente, una menor dosis de dispersión al paciente (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

2.2.4.4. Histogramas Dosis – Volumen (DVH)

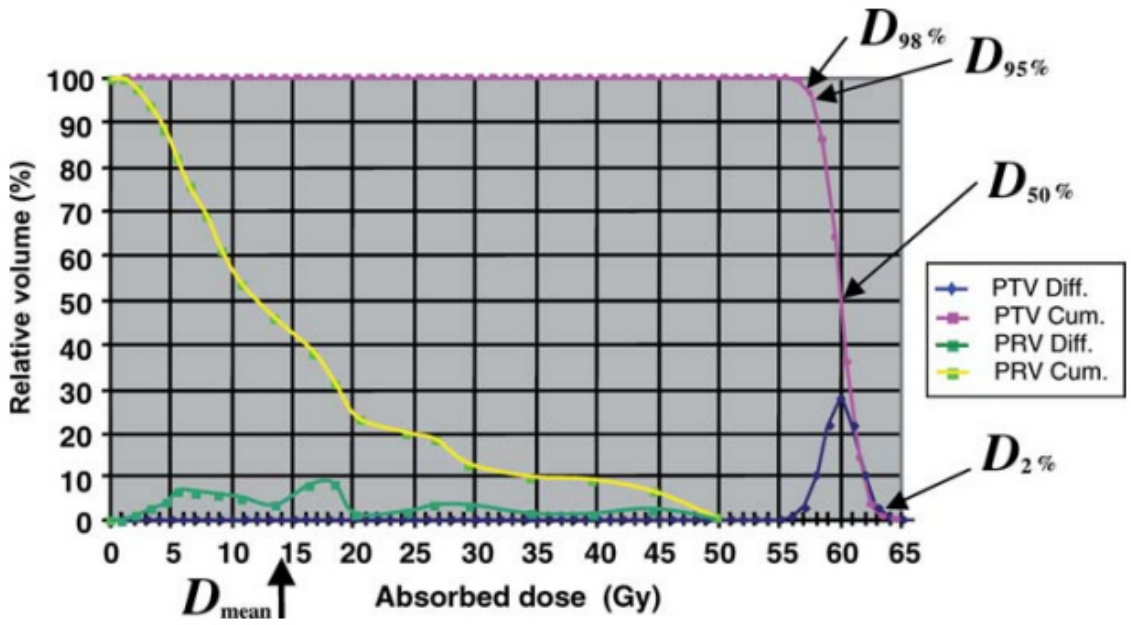
El histograma dosis-volumen (DVH) es una herramienta fundamental para la evaluación cuantitativa de los planes de tratamiento. El DVH representa gráficamente la distribución de la dosis en un volumen de interés, como el volumen tumoral o un órgano sensible, permitiendo determinar el porcentaje del volumen que recibe al menos una dosis específica (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

Existen dos tipos principales de DVH. El DVH diferencial indica el volumen que recibe exactamente una dosis determinada, mientras que el DVH acumulativo —el de uso más extendido en la práctica clínica— representa el volumen que recibe al menos esa dosis y se expresa habitualmente como una curva descendente, lo que facilita la extracción de métricas clínicas relevantes (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

Los DVH resultan fundamentales para obtener las métricas dosimétricas empleadas en la evaluación de los planes y en el reporte según el ICRU 83 (véase un ejemplo típico de

DVH en la Figura 2.4). Para los volúmenes objetivo, algunas métricas habituales son D95 % (dosis que cubre el 95 % del volumen), D98 %, D50 % (dosis mediana), D2 % (aproximación a la dosis máxima) y Dmean (dosis promedio). Para los órganos en riesgo se emplean Dmean y Dmax, así como métricas volumétricas como V5, V10 y V20, que representan el porcentaje del volumen que recibe al menos 5, 10 o 20 Gy, respectivamente (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

Figura 2.4
Ejemplo de DVH según el ICRU 83



Nota. Adaptado de International Commission on Radiation Units and Measurements [ICRU] (2010)

2.2.4.5. Índices Dosimétricos

Los índices dosimétricos son herramientas que permiten cuantificar diversos aspectos de la calidad de un plan de tratamiento, como la cobertura del blanco, la homogeneidad de la dosis y su distribución en el volumen objetivo. Estos índices facilitan comparaciones objetivas entre distintos planes y técnicas (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

El índice D95 % representa la dosis que cubre el 95 % del volumen considerado,

habitualmente el PTV, y resume la cobertura mínima del blanco. Según las recomendaciones del ICRU 83, este valor debería alcanzar al menos el 95 % de la dosis prescrita para asegurar una cobertura adecuada del volumen blanco (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

El índice Vx (por ejemplo, V5, V10, V20) indica el porcentaje o el volumen total de una estructura que recibe al menos x Gy y resulta clave para la evaluación de los órganos en riesgo. En el caso de los pulmones, el V20 —volumen que recibe 20 Gy o más— constituye un buen predictor del riesgo de neumonitis por radiación, y suele recomendarse mantenerlo por debajo del 30–35 % (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

El Índice de Homogeneidad (HI) cuantifica la uniformidad de la dosis dentro del volumen blanco. Aunque existen diversas definiciones, una fórmula de uso frecuente es:

$$HI = \frac{D_{2\,\%} - D_{98\,\%}}{D_{50\,\%}} \tag{2.3}$$

Los valores más bajos indican una mayor homogeneidad. Tanto el ICRU 83 como diversos estudios de planificación emplean el HI para comparar la calidad de los planes, si bien las fórmulas pueden variar según la institución (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

Por su parte, el Índice de Conformidad (CI) evalúa el grado de ajuste de la región de alta dosis a la forma y el tamaño del volumen blanco. Una definición habitual es:

$$CI = \frac{(V_{PTV,ref})^2}{V_{PTV} \times V_{ref}} \tag{2.4}$$

donde $V_{PTV,ref}$ es el volumen del PTV cubierto por la isodosis prescrita, V_{PTV} es el volumen total del PTV y V_{ref} es el volumen total cubierto por dicha isodosis. Un CI igual a 1.0 corresponde a una conformidad perfecta; los valores inferiores indican subcobertura o irradiación excesiva de tejido normal (Grégoire y Mackie, 2011; Racka *et al.*, 2023).

Estos índices se emplean de manera habitual en los estudios comparativos entre IMRT y VMAT y resultan esenciales para evaluar objetivamente la calidad del plan y para comparar distintas técnicas (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021; Racka *et al.*, 2023).

2.2.5. Evolución de Técnicas de Radioterapia

2.2.5.1. Radioterapia 2D Convencional

La radioterapia 2D convencional, desarrollada entre las décadas de 1950 y 1970, constituyó la primera generación de radioterapia de haz externo. En esta técnica, el tratamiento se planificaba a partir de radiografías planas y puntos de referencia óseos, sin visualización directa del tumor ni de los órganos en riesgo (Racka *et al.*, 2023).

Los campos de tratamiento se definieron mediante coordenadas bidimensionales y configuraciones de haces simples, como campos opuestos o tangenciales. La protección de las estructuras críticas se lograba mediante bloques de plomo personalizados, y la dosimetría se calculaba a mano o con algoritmos básicos fundamentados en tablas de dosis y factores de dispersión (Racka *et al.*, 2023).

Sin embargo, la radioterapia 2D tenía importantes limitaciones. No permitía la visualización directa del volumen tumoral tridimensional, por lo que la conformación de la dosis al objetivo era reducida y la protección de los órganos en riesgo adyacentes insuficiente.

Por lo tanto, se utilizaban márgenes amplios que podían poner al tejido normal en contacto con dosis significativas (Racka *et al.*, 2023).

2.2.5.2. Radioterapia Conformacional 3D (3D-CRT)

La radioterapia conformacional 3D (3D-CRT) supuso un avance sustancial en el tratamiento del cáncer, posibilitado por la tomografía computarizada y por los sistemas de planificación computarizada desarrollados entre las décadas de 1980 y 1990. Esta técnica emplea imágenes de TC del paciente en posición de tratamiento, lo que permite visualizar el tumor y los órganos adyacentes en tres dimensiones (Racka *et al.*, 2023).

Sobre las imágenes de TC se delimitan los volúmenes a tratar (GTV, CTV y PTV) y los órganos que deben protegerse. A continuación, se diseñan varios haces de radiación, generalmente entre tres y siete, conformados mediante colimadores multilámina que adaptan cada haz a la forma del PTV desde su dirección de incidencia. Asimismo, se utilizan algoritmos avanzados que calculan la distribución de dosis considerando la heterogeneidad del tejido (Racka *et al.*, 2023).

Una de las principales ventajas de la 3D-CRT es la notable mejora en la precisión con que la dosis se conforma al volumen blanco respecto de las técnicas bidimensionales previas, lo que reduce el daño a los tejidos sanos circundantes y permite incrementar la dosis dirigida al tumor. Sin embargo, presenta limitaciones: la intensidad dentro de cada haz es uniforme o admite solo pequeñas variaciones mediante cuñas físicas, lo que dificulta la obtención de distribuciones de dosis muy ajustadas en geometrías complejas (Racka *et al.*, 2023).

2.2.5.3. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

La IMRT (radioterapia de intensidad modulada) fue un importante desarrollo que tuvo lugar entre las décadas de 1990 y 2000. Lo que le caracteriza es la posibilidad de modular la intensidad del haz dentro de cada campo de tratamiento: cada haz puede estar dividido en varios segmentos o puede aplicarse de forma continua con el movimiento del colimador multilámina, lo que genera patrones de intensidad no uniformes. Estos patrones combinados desde diferentes ángulos permiten obtener distribuciones de dosis que se ajustan estrechamente a la forma del tumor (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021; Racka *et al.*, 2023).

La IMRT funciona mediante un enfoque de planificación inversa. El planificador establece objetivos clínicos explícitos (dosis deseada para el tumor, restricciones para órganos adyacentes en riesgo), y un algoritmo determina los patrones de intensidad óptimos para cada rayo. De esta manera se consiguen distribuciones de dosis que “envuelven” los órganos en riesgo cercanos a la zona tratada, lo cual no era posible conseguir con técnicas anteriores como la 3D-CRT (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

Los beneficios que ofrece la IMRT son claros: una mayor conformidad de la dosis, una mejor protección de los órganos en riesgo y la posibilidad de escalar la dosis cuando sea necesario. Sin embargo, también tiene limitaciones: necesita un número bastante mayor de unidades monitor —generalmente entre dos y tres veces más que la 3D-CRT—, lo que se traduce en tiempos de tratamiento más prolongados, habitualmente entre 10 y 20 minutos, y en procedimientos de control de calidad más complejos (Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021; Racka *et al.*, 2023).

2.2.5.4. Terapia Volumétrica de Arco Modulado (VMAT)

La terapia volumétrica de arco modulado (VMAT), introducida hacia 2008, representa una evolución avanzada de la radioterapia de intensidad modulada. Su rasgo distintivo es la administración continua de la radiación mientras el gantry del acelerador lineal gira alrededor del paciente. Habitualmente se emplean uno o dos arcos completos de 360 grados, modulando simultáneamente tres parámetros: la velocidad de rotación del gantry, la forma de la apertura del MLC y la tasa de dosis (Otto, 2008; Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021; Racka *et al.*, 2023).

Esta técnica utiliza algoritmos de optimización sofisticados que sincronizan el movimiento del gantry, las posiciones del MLC y la tasa de dosis para cumplir los objetivos clínicos establecidos. Gracias a esta optimización multidimensional, VMAT proporciona distribuciones de dosis comparables o superiores a las de la IMRT estática, con la ventaja de requerir un número notablemente menor de unidades monitor (entre un 30 % y un 50 % menos) y tiempos de tratamiento más breves, habitualmente entre 2 y 4 minutos (Otto, 2008; Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

En conjunto, VMAT supera a la IMRT en varios aspectos: es más eficiente en su administración —menor número de unidades monitor y tiempos más breves— y ofrece una conformidad y homogeneidad de dosis comparables o superiores, además de reducir potencialmente la dosis dispersa por el menor número total de unidades monitor. Sin embargo, presenta limitaciones, como una mayor complejidad de la optimización que, en algunos casos, puede incrementar los volúmenes de dosis baja, y la necesidad de un control de calidad específico para la administración del arco (Otto, 2008; Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021; Racka *et al.*, 2023).

2.2.6. Hipofraccionamiento y protocolo FAST-Forward

2.2.6.1. Concepto de hipofraccionamiento en radioterapia

El hipofraccionamiento en radioterapia consiste en administrar dosis de mayor magnitud por fracción en un menor número de sesiones, en comparación con los esquemas tra-

dicionales. Este enfoque busca preservar la efectividad terapéutica reduciendo la duración total del tratamiento, lo que beneficia tanto al paciente como a los sistemas de salud. Desde la radiobiología, la relación α/β constituye el fundamento del hipofraccionamiento, ya que describe la sensibilidad de los tejidos a las variaciones en la dosis por fracción. En el cáncer de mama, diversos estudios han sugerido que el tejido tumoral presenta una relación α/β relativamente baja, similar a la de los tejidos normales, lo que favorece el uso de fracciones de mayor dosis sin incrementar significativamente la toxicidad (Whelan *et al.*, 2010; Brunt *et al.*, 2020).

2.2.6.2. Esquemas convencionales versus hipofraccionados

El tratamiento del cáncer de mama se ha basado históricamente en esquemas estándar con dosis totales de 45-50 Gy repartidas en 25 fracciones de 1,8-2 Gy. Posteriormente se han implementado regímenes hipofraccionados de intensidad moderada, como 40 Gy en 15 fracciones, que han demostrado resultados similares en el control del tumor y los efectos secundarios (Whelan *et al.*, 2010). En este sentido, la creación de protocolos de hipofraccionamiento extremo representa un avance significativo, al disminuir el número de fracciones y aumentar la dosis por sesión, lo cual requiere una planificación dosimétrica más precisa (Brunt *et al.*, 2020).

2.2.6.3. Protocolo FAST-Forward

El ensayo clínico FAST-Forward es uno de los estudios más importantes que existen dentro del campo del hipofraccionamiento en el cáncer de mama. La presente investigación comparó un régimen de 26 Gy en cinco fracciones durante una semana con el régimen estándar de 40 Gy en 15 fracciones (Brunt *et al.*, 2020).

Los resultados mostraron que el régimen FAST-Forward no es inferior respecto al control local del tumor y tiene perfiles de toxicidad similares a los regímenes tradicionales.

Ello ha propiciado su adopción progresiva en la práctica clínica, sobre todo, en escenarios en los que se busca reducir los tiempos de tratamiento y optimizar los recursos (Brunt *et al.*, 2020).

Además, este protocolo ofrece ventajas significativas, como la reducción del número de visitas del paciente al centro de radioterapia, la disminución de los costos operativos y una mayor eficiencia en el uso de los equipos de tratamiento (Brunt *et al.*, 2020).

2.2.6.4. Implicancias dosimétricas del hipofraccionamiento

El hipofraccionamiento extremo, a pesar de sus beneficios, plantea importantes desafíos desde la perspectiva dosimétrica. Al subir la dosis por fracciones, cualquier error en su distribución puede repercutir de forma más intensa sobre los tejidos sanos (Whelan *et al.*, 2010; Brunt *et al.*, 2020).

Pequeños desvíos en la dosis recibida por los órganos en riesgo o en la cobertura del volumen objetivo pueden dar lugar a aumentos considerables en la probabilidad de efectos adversos, especialmente en estructuras radiosensibles como los pulmones y el corazón. Por este motivo, es fundamental en estos planes la exactitud en la gestión del tratamiento (Whelan *et al.*, 2010; Brunt *et al.*, 2020).

2.2.6.5. Relación con las técnicas de radioterapia (3D-CRT y VMAT)

En el marco del protocolo FAST-Forward, la selección de la técnica de radioterapia adquiere una importancia crucial, dada la mayor precisión dosimétrica que exige el aumento de la dosis por fracción. Aunque la 3D-CRT es un método de uso extendido, presenta limitaciones en la conformación de la dosis y en la protección adecuada de los órganos en riesgo frente a técnicas más sofisticadas (Ahmad, 2022).

Por su parte, la VMAT permite una modulación continua del haz de radiación, lo que mejora la adaptación de la dosis al volumen objetivo y reduce la exposición del tejido sano circundante. Diversos estudios han evidenciado que VMAT optimiza la conformidad de la dosis y disminuye el número de unidades monitor y el tiempo de tratamiento frente a los métodos tradicionales (Otto, 2008; Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

En este sentido, la aplicación de esquemas hipofraccionados como FAST-Forward requiere evaluar el desempeño de estas técnicas bajo condiciones de mayor exigencia clínica. La comparación dosimétrica entre 3D-CRT y VMAT resulta relevante para determinar qué

técnica permite optimizar la cobertura del volumen objetivo y minimizar la dosis en los órganos de riesgo, garantizando así la seguridad y la eficacia del tratamiento (Ahmad, 2022; Qiao *et al.*, 2015; Zhang *et al.*, 2021).

3. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

En este capítulo, se describe la cantidad de pacientes con cáncer de mama; así como, la prescripción de la dosis que se planificaron para cada paciente. También se describe brevemente la posición correcta en cada paciente para obtener una tomografía axial computarizada (TAC), enviando dichas imágenes al sistema de planificación de tratamiento (TPS) MONACO. Se explicará detalladamente el funcionamiento práctico del TPS MONACO y cómo se realizó la planificación de las pacientes utilizando las técnicas de tratamiento 3D-CRT y VMAT.

3.1. Dosis de Prescripción

La prescripción terapéutica es a través de un esquema de ultrahipofraccionamiento, administrando una dosis total de 2600 cGy distribuida en 05 fracciones ($5{,}2$ Gy por sesión). Esta dosis se prescribió en el volumen blanco de la glándula mamaria, empleando una técnica de isocentro único. Los criterios a cumplir para la cobertura y órganos de riesgo, son los siguientes: El PTV MAMA debe tener una cobertura mínima de $V_{95} \geq 95\,\%$, el PTV ASCV, de igual manera, la cobertura debe ser de como mínimo $V_{95} \geq 95\,\%$, el Pulmón izquierdo es de $V_{18} \leq 30\,\%$ o $V_{17} \leq 15 - 20\,\%$, Pulmón derecho es de $V_{2.5} \leq 15\,\%$, el Corazón es de $V_{13} \leq 10\,\%$ y la Médula espinal debe ser de $V_{44} < 2\,\%$.

3.2. Protocolo de Simulación y Adquisición de Imágenes Tomográficas

La fase de simulación constituye el pilar fundamental para garantizar la reproducibilidad geométrica del tratamiento. El objetivo primario es posicionar a la paciente de manera que se maximice la exposición en la enfermedad (mama y cadenas ganglionares) y se minimice, mediante el alejamiento anatómico o sistemas de inmovilización, la dosis en órganos críticos como el pulmón y el corazón.

3.2.1. Posicionamiento e Inmovilización

Para la simulación, se utilizó un soporte de mama (Breast Board) con una inclinación ajustada a la anatomía de la paciente (típicamente entre 5° y 15°) para evitar que el tejido mamario se desplace hacia la región cefálica.

- **Extremidades Superiores:** La paciente se posicionó en decúbito supino con ambos brazos elevados y sujetados mediante soportes (Arm-rests). Esta maniobra es esencial para despejar el campo de entrada de los haces de tratamiento.
- **Rotación de la Cabeza:** Se indicó una rotación de la cabeza hacia el lado contralateral al tratamiento para evitar la posible irradiación innecesaria de la mandíbula y estructuras orofaríngeas.
- **Puntos de Referencia:** Se colocaron marcas radiopacas (semillas de plomo) en la cicatriz (si aplica) y en los límites anatómicos clínicos, además de tatuajes permanentes en los ejes láser para asegurar la alineación diaria en el acelerador lineal.

3.2.2. Adquisición de Tomografía Computarizada (TC)

En la adquisición de imágenes médicas se realizó mediante un tomógrafo computarizado de orificio ancho (Big Bore), optimizado para radioterapia, considerando los siguientes pasos:

1) **Parámetros de Escaneo:** Se realizaron cortes tomográficos con un espesor de 2.0 mm, abarcando desde el nivel de la mandíbula inferior hasta la parte baja del hígado (para incluir la totalidad de los pulmones y el volumen del corazón).
2) **Control Respiratorio:** En casos de mama izquierda, se evaluó la técnica de Inspiración Profunda Sostenida (DIBH). Esta técnica permite aumentar la distancia física entre la pared costal y el corazón, reduciendo drásticamente la dosis media cardíaca.
3) **Transferencia de Datos:** Las imágenes en formato DICOM fueron exportadas al Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS), manteniendo la integridad de las unida-

des Hounsfield (HU) necesarias para el cálculo de la densidad electrónica y la distribución de la dosis.

3.2.3. Envío de imágenes

Una vez finalizada la adquisición de las imágenes tomográficas, y verificada su calidad, se procedió a la exportación del conjunto de datos hacia la estación de planificación Monaco (Elekta). Este proceso se realizó mediante el protocolo de comunicación DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), utilizando la red interna del servicio. El envío se dirigió específicamente al nodo de recepción configurado en el servidor del TPS, asegurando la integridad de las unidades Hounsfield (HU) y la correspondencia geométrica necesaria para la posterior delimitación de volúmenes y el cálculo de dosis.

3.3. Planificación en el TPS MONACO

Una vez completada la etapa de contorneo de volúmenes, se procedió a la fase de planificación de tratamientos. Para este estudio comparativo, se seleccionó una muestra de 06 pacientes, en los cuales se generaron planes de cálculo dosimétricos utilizando dos técnicas de tratamiento: Radioterapia Conformada en Tres Dimensiones (3D-CRT) mediante haces tangenciales con técnica Field-in-Field, y Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT).

3.3.1. Configuración Geométrica de los Haces

En la técnica 3D-CRT se realizaron los siguientes procedimientos para su planificación.

- **Conformación de campos:** Se definieron, para el caso de cáncer de mama, campos tangenciales procediendo a la conformación geométrica de cada haz mediante el uso de colimadores secundarios y multiláminas (MLC), con el objetivo de adaptar la irradiación al contorno anatómico de la mama y reducir la exposición innecesaria de órganos sanos. El borde posterior de los campos se ajustó cuidadosamente para limitar la inclusión del pulmón ipsilateral y, en casos de mama izquierda, minimizar la irradiación

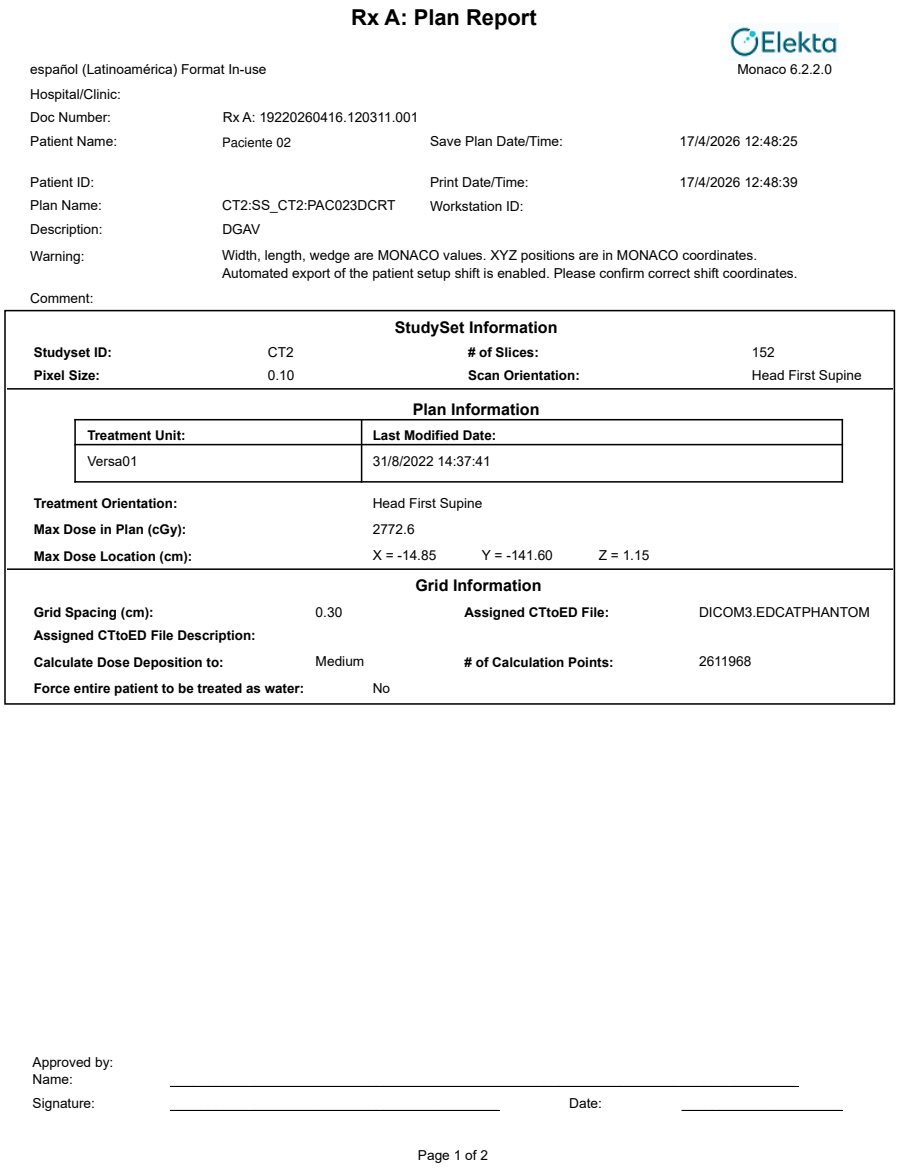
cardíaca. Asimismo, se incorporó una extensión anterior del campo de aproximadamente 1 a 2 cm más allá de la superficie corporal, permitiendo compensar movimientos respiratorios, edema o variaciones en el posicionamiento diario del paciente. Esta expansión garantiza que el volumen mamario superficial permanezca adecuadamente cubierto durante todo el tratamiento.

- **Optimización mediante técnica Field-in-Field:** Posteriormente, se realizó la optimización dosimétrica mediante la técnica de planificación forward conocida como Field-in-Field (FiF), ampliamente utilizada en radioterapia 3D para mama. Inicialmente se calcula la distribución de dosis con los campos tangenciales abiertos, identificando regiones de sobredosificación o puntos calientes, las cuales suelen localizarse en zonas de superposición de haces o en regiones centrales de la mama. Para corregir dichas inhomogeneidades, se crean subcampos adicionales derivados de los campos tangenciales principales, en los cuales las multiláminas se configuran para bloquear selectivamente las áreas de mayor dosis. El peso monitor de estos subcampos se ajusta iterativamente, generalmente entre 5 % y 20 % del campo principal, hasta obtener una distribución de dosis más homogénea y reducir los máximos de dosis dentro del volumen tratado (como se observa en la planificación representativa de la Figura 3.1).

- **Cálculo de dosis:** Una vez optimizada la geometría de los campos, se efectuó el cálculo final de dosis utilizando el algoritmo de cálculo disponible en Monaco, típicamente Collapsed Cone Convolution/Superposition o su equivalente clínico configurado en el sistema. Este algoritmo permite modelar de manera precisa la dispersión lateral de electrones y las heterogeneidades tisulares presentes en el tórax, proporcionando una estimación más realista de la distribución de dosis en comparación con algoritmos más simplificados.

Figura 3.1

Vista axial de una planificación 3D-CRT con técnica Field-in-Field en el TPS Monaco, mostrando la distribución de isodosis sobre el volumen mamario



Rx A: Plan Report

Elekta

español (Latinoamérica) Format In-use — Monaco 6.2.2.0

Hospital/Clinic:

Doc Number:	Rx A: 19220260416.120311.001		
Patient Name:	Paciente 02	Save Plan Date/Time:	17/4/2026 12:48:25
Patient ID:		Print Date/Time:	17/4/2026 12:48:39
Plan Name:	CT2:SS_CT2:PAC023DCRT	Workstation ID:	
Description:	DGAV		
Warning:	Width, length, wedge are MONACO values. XYZ positions are in MONACO coordinates. Automated export of the patient setup shift is enabled. Please confirm correct shift coordinates.		
Comment:			

StudySet Information

Studyset ID:	CT2	**# of Slices:**	152
Pixel Size:	0.10	**Scan Orientation:**	Head First Supine

Plan Information

Treatment Unit:	Last Modified Date:
Versa01	31/8/2022 14:37:41

Treatment Orientation:	Head First Supine		
Max Dose in Plan (cGy):	2772.6		
Max Dose Location (cm):	X = -14.85	Y = -141.60	Z = 1.15

Grid Information

Grid Spacing (cm):	0.30	**Assigned CTtoED File:**	DICOM3.EDCATPHANTOM
Assigned CTtoED File Description:			
Calculate Dose Deposition to:	Medium	**# of Calculation Points:**	2611968
Force entire patient to be treated as water:	No		

Approved by:
Name: _____
Signature: _____ Date: _____

Page 1 of 2

Nota. Elaboración propia a partir de capturas del TPS Monaco (Elekta)

La optimización para la técnica VMAT se llevó a cabo bajo los siguientes parámetros técnicos para asegurar la reproducibilidad y precisión del cálculo (cuyo plan resultante se muestra en la Figura 3.2):

- **Configuración de Arcos (VMAT):** Se emplearon entre 2 o 3 arcos coplanares. El uso de múltiples arcos se justificó para aumentar los grados de libertad del colimador de

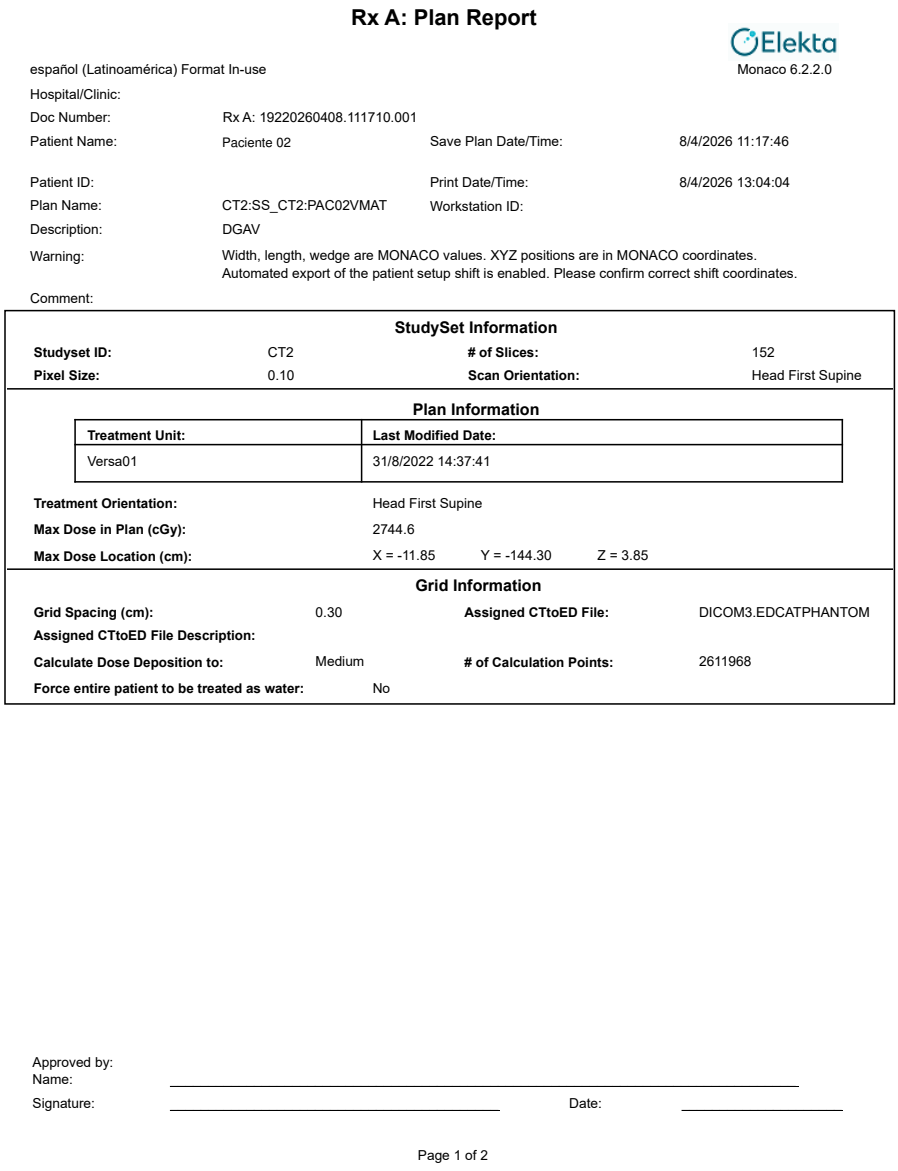
hojas múltiples (MLC) y la tasa de dosis variable, permitiendo una mejor modulación de la fluencia en geometrías complejas.

- **Algoritmo de Cálculo:** Se utilizó el algoritmo XVC (XVMC - X-ray Voxel Monte Carlo) de Monaco. Este motor de cálculo es el estándar de oro para medios heterogéneos, ya que simula el transporte de partículas de forma estocástica. Se configuró una incertidumbre estadística del 1 % por plan.

- **Resolución Espacial:** Se definió un tamaño de grilla de 3 mm para el cálculo final de la matriz de dosis. Esta resolución permite capturar gradientes de dosis elevados y obtener histogramas dosis-volumen (DVH) precisos, manteniendo un tiempo de cómputo eficiente para la muestra de estudio.

Figura 3.2

Vista axial de una planificación VMAT en el TPS Monaco, mostrando la distribución de isodosis con modulación volumétrica del arco



Rx A: Plan Report

Elekta

español (Latinoamérica) Format In-use — Monaco 6.2.2.0

Hospital/Clinic:

Doc Number:	Rx A: 19220260408.111710.001		
Patient Name:	Paciente 02	Save Plan Date/Time:	8/4/2026 11:17:46
Patient ID:		Print Date/Time:	8/4/2026 13:04:04
Plan Name:	CT2:SS_CT2:PAC02VMAT	Workstation ID:	
Description:	DGAV		
Warning:	Width, length, wedge are MONACO values. XYZ positions are in MONACO coordinates. Automated export of the patient setup shift is enabled. Please confirm correct shift coordinates.		
Comment:			

StudySet Information

Studyset ID:	CT2	**# of Slices:**	152
Pixel Size:	0.10	**Scan Orientation:**	Head First Supine

Plan Information

Treatment Unit:	Last Modified Date:
Versa01	31/8/2022 14:37:41

Treatment Orientation:	Head First Supine		
Max Dose in Plan (cGy):	2744.6		
Max Dose Location (cm):	X = -11.85	Y = -144.30	Z = 3.85

Grid Information

Grid Spacing (cm):	0.30	**Assigned CTtoED File:**	DICOM3.EDCATPHANTOM
Assigned CTtoED File Description:			
Calculate Dose Deposition to:	Medium	**# of Calculation Points:**	2611968
Force entire patient to be treated as water:	No		

Approved by:
Name: _____
Signature: _____ Date: _____

Page 1 of 2

Nota. Elaboración propia a partir de capturas del TPS Monaco (Elekta)

3.3.2. Optimización y Funciones de Costo

El proceso de optimización en Monaco es iterativo y se basa en el cumplimiento de objetivos definidos mediante funciones de costo. La estrategia de la planificación consistió en indicar al optimizador mediante la jerarquía de funciones detallada en la Figura 3.3:

- **Optimización del Target (PTV):** Para asegurar al menos que el 95 % del volumen recibiera el 95 % de la dosis (3805 cGy), se empleó la función **Target Penalty**, que actúa como la restricción principal para evitar subdosaje. Para controlar la homogeneidad y evitar los puntos calientes ("hot spots") innecesarios, se añadió la función **Quadratic Overdose**, penalizando cualquier volumen que superara el 107 % de la dosis prescrita.

- **Protección de Órganos de Riesgo (OARs):** Para los OARs cercanos al PTV, se utilizó una combinación de funciones para ajustar la curva del DVH:

    1) **Serial:** Vital para órganos de arquitectura en serie (como la médula), donde la dosis máxima en un punto pequeño es el factor limitante.

    2) **Overdose DVH:** Para controlar puntos específicos de la curva (ej. limitar que solo el 20 % del volumen reciba X dosis), permitiendo cumplir con las restricciones de protocolos internacionales.

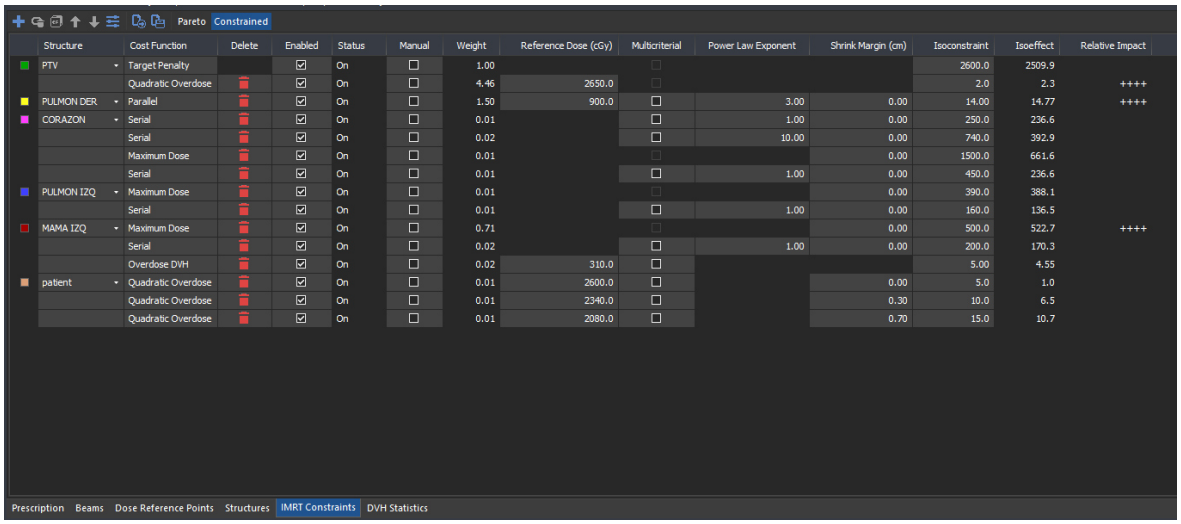
    3) **Quadratic Overdose:** Para penalizar de forma creciente cualquier excedente de dosis, ayudando a que la caída de dosis fuera lo más vertical posible.

    4) **Maximum Dose:** Como un "techo" infranqueable para evitar daños irreversibles en estructuras críticas.

- **Control del "Patient" (Contorno Externo):** Finalmente, para reducir la dosis en el cuerpo del paciente, se incluyó la estructura Patient en la optimización. Se aplicaron funciones de Quadratic Overdose y Maximum Dose para forzar al sistema a concentrar la fluencia de los fotones solo en el área del PTV, minimizando la irradiación de tejidos sanos no contorneados y mejorando la eficiencia general del tratamiento.

Figura 3.3

Funciones de costo utilizadas en la optimización de la paciente 01, definidas en el TPS Monaco



Nota. Elaboración propia a partir de capturas del TPS Monaco (Elekta)

3.4. Diseño experimental

El presente estudio corresponde a un diseño comparativo, pareado y de tipo retrospectivo, con carácter exploratorio o piloto, en el cual se evaluaron 06 pacientes con diagnóstico de cáncer de mama tratadas bajo el esquema de ultra hipofraccionamiento FAST-Forward. Dado este carácter exploratorio y el reducido tamaño muestral, los resultados deben interpretarse como evidencia preliminar. Para cada paciente se generaron dos planes de tratamiento (3D-CRT y VMAT) sobre las mismas imágenes tomográficas, permitiendo una comparación pareada en condiciones anatómicas idénticas. En consecuencia, la unidad experimental de análisis no es la paciente en sí misma, sino cada conjunto de planes (3D-CRT y VMAT) generado sobre una misma tomografía. Las variables dosimétricas evaluadas fueron: la cobertura del PTV (D95 %), la dosis media (D_{mean}), la dosis máxima (D_{max}), la dosis media en pulmón ipsilateral y corazón, y las unidades monitor (MU).

Para el análisis estadístico, cada variable dosimétrica se comparó entre ambas técnicas planteando como hipótesis nula la igualdad de las medias ($H_0 : \mu_{\text{VMAT}} = \mu_{\text{3D-CRT}}$) frente a la hipótesis alterna de diferencia entre ambas ($H_1 : \mu_{\text{VMAT}} \neq \mu_{\text{3D-CRT}}$). Dado el reducido

tamaño muestral (n=6), que no permite asumir la normalidad de las diferencias, la comparación pareada se realizó mediante la prueba no paramétrica de Wilcoxon de rangos con signo, con un nivel de significancia de $\alpha = 0{,}05$. Los resultados se interpretan con cautela, en coherencia con el carácter exploratorio del estudio.

La selección de los seis casos correspondió a un muestreo por conveniencia de pacientes con cáncer de mama tratadas consecutivamente bajo el esquema FAST-Forward durante el periodo de estudio, que disponían de estudios tomográficos con la calidad necesaria para la replanificación. Se reconoce que este muestreo por conveniencia puede introducir un sesgo de selección, por lo que los hallazgos no son necesariamente extrapolables a la población general de pacientes con cáncer de mama. El diseño pareado —generar ambos planes sobre las mismas imágenes de cada paciente— se adoptó precisamente para controlar la variabilidad anatómica interindividual y aislar el efecto atribuible a la técnica de planificación. Los criterios dosimétricos de cobertura y de restricción de órganos en riesgo definidos en la Sección 3.1 se establecieron a partir de los objetivos del protocolo FAST-Forward y de las restricciones habituales para irradiación mamaria, de modo que ambos planes resultaran clínicamente aceptables y, por tanto, comparables bajo las mismas metas. Asimismo, la configuración de planificación de cada técnica —haces tangenciales con Field-in-Field para 3D-CRT y de 2 a 3 arcos coplanares con cálculo Monte Carlo XVMC para VMAT— se mantuvo homogénea entre pacientes, con el fin de garantizar que las diferencias observadas reflejaran la técnica empleada y no decisiones de planificación particulares de cada caso.

Con el propósito de asegurar la reproducibilidad del estudio, se detallan los parámetros técnicos de planificación comunes a todos los casos: sistema de planificación Monaco (Elekta), versión 6.2.2.0; algoritmo de cálculo Collapsed Cone Convolution/Superposition para 3D-CRT y XVMC (*X-ray Voxel Monte Carlo*) con incertidumbre estadística del 1 % para VMAT; resolución de la grilla de cálculo de 3 mm; energía del haz de fotones de 6 MV; y acelerador lineal Elekta Versa HD, provisto de colimador multiláminas Agility. La especificación de estos parámetros permite que otros grupos reproduzcan el procedimiento.

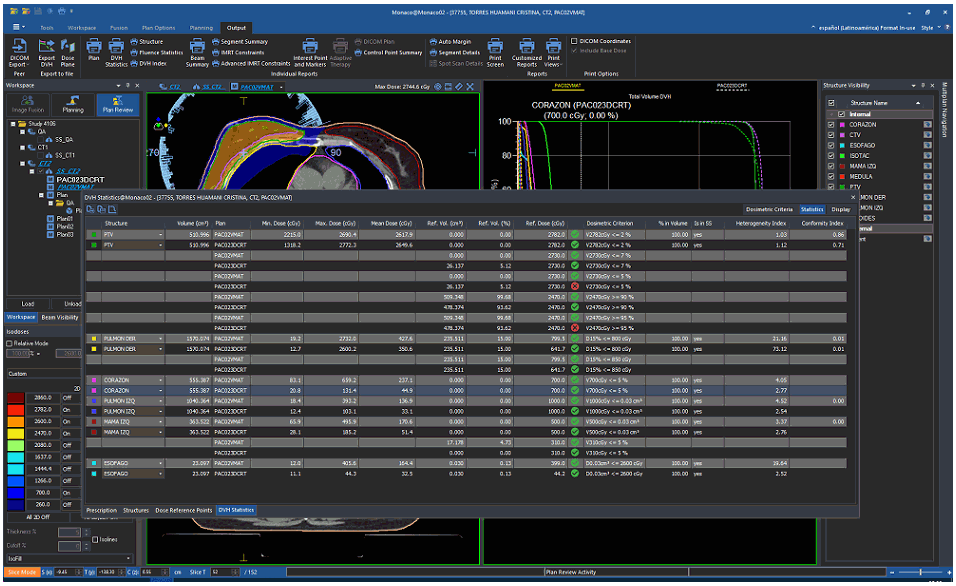
3.5. Histograma Dosis Volumen

El histograma dosis-volumen (DVH) es una representación gráfica que permite evaluar la distribución de dosis en un volumen de interés. En el eje horizontal se representa la dosis (en cGy o Gy) y en el eje vertical el porcentaje del volumen que recibe al menos esa dosis. Esta herramienta es fundamental para la evaluación comparativa de planes de tratamiento, ya que permite visualizar de manera directa la cobertura del PTV y la exposición de los OARs (Grégoire y Mackie, 2011).

En la Figura 3.4 se muestra un ejemplo de DVH comparativo entre las técnicas 3D-CRT y VMAT para uno de los pacientes del estudio.

Figura 3.4

Histograma dosis-volumen (DVH) comparativo entre las técnicas 3D-CRT (líneas continuas) y VMAT (líneas punteadas) para el Paciente 1, mostrando las curvas del PTV, pulmón ipsilateral y corazón



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

4. RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. Presentación del análisis, interpretación y discusión de resultados

Este estudio analiza de forma retrospectiva y comparativa seis casos clínicos de pacientes diagnosticadas con cáncer de mama. Se confrontaron dos modalidades de teleterapia: radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT) y terapia volumétrica de arco modulado (VMAT), aplicando el esquema de ultrahipofraccionamiento FAST-Forward (26 Gy en 5 fracciones de 5.2 Gy).

La comparación se estructuró con un diseño pareado, planificando ambas técnicas sobre el mismo estudio tomográfico de cada paciente. Esto posibilitó evaluar el comportamiento físico y geométrico de los haces bajo condiciones anatómicas idénticas.

4.1.1. Análisis del volumen objetivo (PTV)

Los datos recopilados indican que la técnica VMAT logra, de manera general, una cobertura dosimétrica más alta del volumen objetivo en relación con 3D-CRT.

De acuerdo con los promedios dosimétricos (Tabla 4.3), la cobertura media del PTV ($D_{95\,\%}$) alcanzó un 97.45 % con VMAT, frente al 92.81 % obtenido mediante 3D-CRT. Esta diferencia cuantitativa refleja la capacidad de modulación de los arcos para conformar las isodosis a geometrías complejas. En las curvas del histograma dosis-volumen (DVH), se observa que VMAT presenta una pendiente más vertical en la zona de caída del volumen objetivo, traduciéndose en una distribución de dosis más homogénea. Sin embargo, en el caso específico de la Paciente 4, 3D-CRT registró una cobertura del PTV superior, evidenciando que variables anatómicas individuales y la selección de subcampos pueden incidir directamente en el resultado.

4.1.2. Análisis en órganos de riesgo (OAR)

1) **Pulmón ipsilateral:** VMAT redujo la dosis media pulmonar promedio (418.8 cGy) frente a 3D-CRT (450.6 cGy), sugiriendo una dispersión de dosis periférica más efi-

ciente. No obstante, la magnitud de esta diferencia fluctuó según el contorno anatómico y el volumen de tórax expuesto en cada caso.

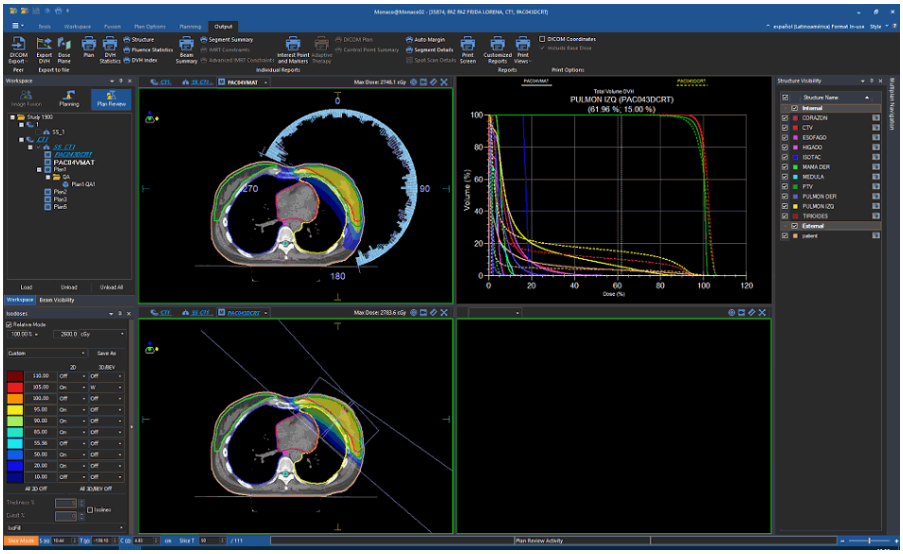
2) **Tejido cardíaco:** En la mayoría de las planificaciones, 3D-CRT logró una reducción de la dosis media cardíaca (117.1 cGy frente a 253.1 cGy en VMAT). Esta menor exposición representa un factor dosimétrico crítico para limitar la probabilidad de toxicidades tardías en el miocardio, aunque la diferencia interindividual dependió fuertemente de la lateralidad mamaria y la anatomía costal.

4.1.3. Análisis de la distribución espacial de dosis

El análisis visual de la distribución dosimétrica en cortes axiales (ver caso representativo de la Paciente 3 en la Figura 4.1) corrobora que VMAT exhibe un gradiente de isodosis que se ciñe estrechamente a la silueta del PTV. Por su parte, la técnica 3D-CRT genera líneas de dosis más regulares y uniformes en el centro de la mama, pero con menor selectividad espacial en los bordes anterior y posterior, resultando en una irradiación más extendida en tejidos periféricos.

Figura 4.1

Cortes axiales comparativos entre 3D-CRT y VMAT para el Paciente 3, caso representativo donde VMAT muestra mejor conformación y menor dosis en OAR



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

4.1.4. Análisis comparativo global por paciente

El estudio individualizado de la muestra reveló tres tendencias principales:

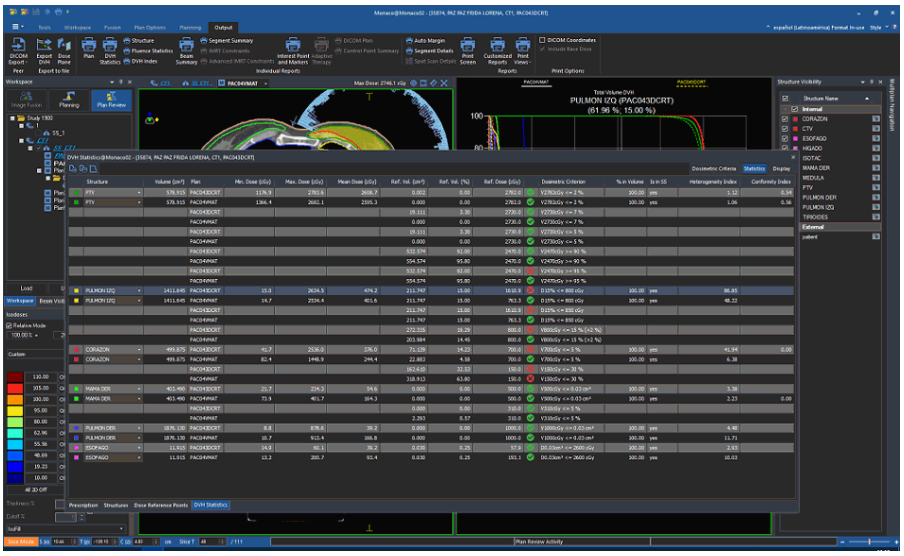
- **Predominio de VMAT (Paciente 3):** Mayor conformidad en el volumen blanco con dosis mínimas en órganos críticos (ver DVH comparativo en la Figura 4.2).
- **Predominio de 3D-CRT (Paciente 4):** Cobertura óptima del PTV combinada con una baja dosis integral (DVH en la Figura 4.3).
- **Tendencia mixta (Pacientes 1, 2, 5 y 6):** VMAT optimiza la cobertura y dosis pulmonar, mientras que 3D-CRT preserva mejor el tejido cardíaco.

Estos patrones indican que no existe una única modalidad dosimétricamente óptima para todos los casos; la decisión clínica requiere un compromiso entre el cubrimiento del

PTV y la tolerancia de los órganos en riesgo.

Figura 4.2

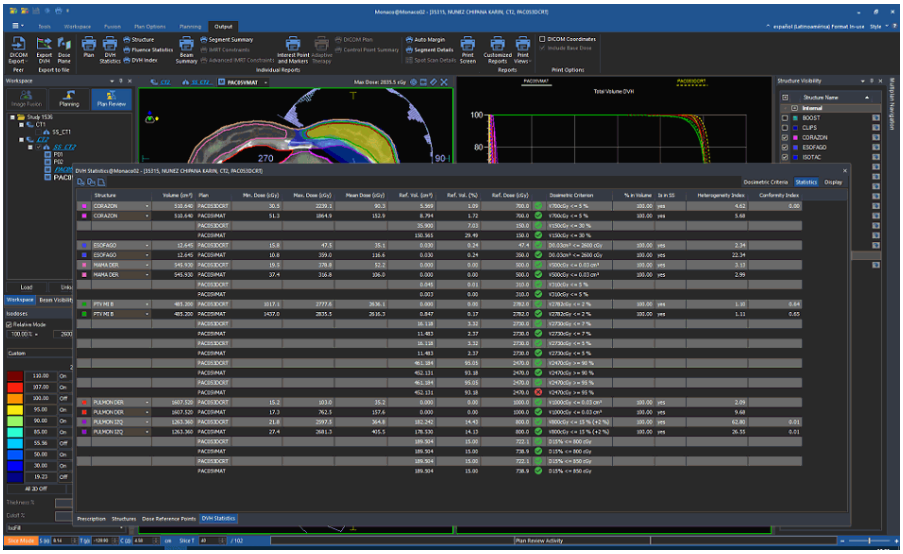
DVH comparativo del Paciente 3 (VMAT superior): se observa mejor cobertura del PTV y menor dosis en pulmón con VMAT



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 4.3

DVH comparativo del Paciente 4 (3D-CRT superior): se observa una cobertura del PTV ligeramente mejor con 3D-CRT en este caso particular



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

4.1.5. Análisis de eficiencia del tratamiento

VMAT demandó un volumen promedio de unidades monitor sustancialmente mayor (1932 MU), asociado al fraccionamiento de los arcos y la modulación dinámica del colimador. En contraste, 3D-CRT requirió una media de 599 MU, lo que representa una entrega física más simplificada y una menor probabilidad de radiación dispersa proveniente del cabezal del acelerador.

4.1.6. Presentación de resultados cuantitativos

Tabla 4.1
Resultados dosimétricos por paciente para la técnica 3D-CRT

Paciente	D_{mean} (cGy)	D_{max} (cGy)	$D_{95\,\%}$ (%)	$D_{\text{pulmón}}$ (cGy)	$D_{\text{corazón}}$ (cGy)	UM
P1	2649.6	2772.6	93.62	350.6	44.9	607
P2	2605.9	2778.2	93.51	424.7	60.6	580
P3	2608.7	2783.6	92.00	474.2	376.0	591
P4	2636.1	2777.6	95.05	364.8	90.3	601
P5	2594.7	2789.8	91.06	514.1	62.9	610
P6	2602.4	2769.9	91.65	575.5	68.0	605

Nota. Elaboración propia

Tabla 4.2
Resultados dosimétricos por paciente para la técnica VMAT

Paciente	D_{mean} (cGy)	D_{max} (cGy)	$D_{95\,\%}$ (%)	$D_{\text{pulmón}}$ (cGy)	$D_{\text{corazón}}$ (cGy)	UM
P1	2617.9	2690.4	99.68	427.6	237.1	1965
P2	2631.3	2855.5	98.98	427.8	250.4	2058
P3	2595.3	2682.1	95.80	401.6	244.4	1888
P4	2616.3	2835.5	93.18	405.5	152.9	1449
P5	2639.7	2853.3	99.65	468.4	380.0	2250
P6	2643.5	2781.4	97.42	381.9	253.9	1982

Nota. Elaboración propia

Tabla 4.3
Promedios dosimétricos por técnica

Técnica	$D_{95\,\%}$ (%)	$D_{\text{pulmón}}$ (cGy)	$D_{\text{corazón}}$ (cGy)	UM
VMAT	97.45	418.8	253.1	1932
3D-CRT	92.81	450.6	117.1	599

Nota. Elaboración propia

4.1.7. Análisis estadístico comparativo

Con el fin de contrastar las diferencias entre ambas técnicas, cada variable dosimétrica se comparó mediante la prueba de Wilcoxon de rangos con signo para muestras pareadas (n=6), con un nivel de significancia de $\alpha = 0{,}05$. Los valores obtenidos se presentan en la Tabla 4.4. Únicamente la diferencia en las unidades monitor resultó estadísticamente significativa (p = 0.031); las restantes diferencias, si bien muestran tendencias dosimétricas favorables a una u otra técnica, no alcanzaron significación estadística, lo que resulta coherente con el reducido tamaño muestral y el carácter exploratorio del estudio.

Tabla 4.4
Comparación estadística entre técnicas mediante la prueba de Wilcoxon de rangos con signo para muestras pareadas (n=6)

Variable	Media 3D-CRT	Media VMAT	Valor p	Significancia ($\alpha = 0{,}05$)
$D_{95\,\%}$ (%)	92.81	97.45	0.063	No significativa
$D_{\text{pulmón}}$ (cGy)	450.6	418.8	0.688	No significativa
$D_{\text{corazón}}$ (cGy)	117.1	253.1	0.094	No significativa
UM	599	1932	0.031	Significativa

Nota. Elaboración propia

4.2. Discusión

La comparación física entre 3D-CRT y VMAT bajo el protocolo FAST-Forward reveló diferencias dosimétricas relevantes para la configuración del plan; no obstante, como se detalla en la Tabla 4.4, solo la correspondiente a las unidades monitor alcanzó significación estadística. VMAT exhibió un incremento notable en la cobertura del volumen blanco (D95 % medio de 97.45 % vs. 92.81 % de 3D-CRT) y una atenuación de la dosis media en el pulmón ipsilateral (418.8 cGy frente a 450.6 cGy). Por el contrario, la técnica 3D-CRT demostró un resguardo miocárdico sustancialmente mayor, registrando una dosis media de 117.1 cGy frente a los 253.1 cGy de VMAT, así como una simplificación operativa reflejada en el menor consumo de unidades monitor (599 MU vs. 1932 MU).

La ventaja de VMAT en la cobertura del PTV se alinea con los estudios de Teoh *et al.* (2011), que señalan que la modulación angular continua facilita ajustar las dosis a contornos cóncavos con gran exactitud. Racka *et al.* (2023) confirman que esta flexibilidad dinámica ayuda a lograr distribuciones de dosis muy uniformes dentro del objetivo. En este trabajo, esta característica se refleja en una pendiente del DVH que es mucho más vertical para VMAT. La rotación constante del gantry y la tasa de dosis variable trabajan juntas para ajustar las diferencias en la anatomía de la mama.

En cuanto a la protección de los pulmones, los estudios coinciden en que ajustar la intensidad disminuye la cantidad de radiación que recibe el tejido pulmonar. Al distribuir los haces en un rango de ángulo más amplio, VMAT reduce las altas concentraciones de dosis media en los pulmones que se observan con la técnica 3D-CRT. Este resguardo podría reducir, en teoría, la probabilidad de toxicidades pulmonares tardías como la neumonitis actínica; no obstante, dado que el presente estudio no evaluó desenlaces clínicos, esta relación permanece como una consideración teórica.

Sin embargo, la dosis media en el músculo del corazón mostró un comportamiento diferente en comparación con algunos informes que apoyan el uso de VMAT para proteger el corazón. En esta investigación, la técnica 3D-CRT disminuyó la cantidad de radiación recibida por el corazón a menos de la mitad del promedio que se observa con VMAT. La modulación de VMAT reparte dosis bajas en un área más amplia del corazón (lo que se

conoce como efecto de baño de dosis). En cambio, los campos tangenciales de 3D-CRT, que están claramente definidos y restringidos por bloques o colimadores, evitan que la radiación entre en esa zona. Como demostraron Darby *et al.* (2013), el riesgo de cardiopatías tardías mantiene una correlación lineal con la dosis media recibida por el corazón, por lo que este incremento dosimétrico de VMAT debe sopesarse cuidadosamente en lesiones izquierdas.

En cuanto a las unidades monitor, el menor registro de 3D-CRT (599 MU) frente a VMAT (1932 MU) concuerda con lo expuesto por Qiao *et al.* (2015) y Zhang *et al.* (2021), reflejando la menor segmentación y ausencia de movimiento de colimador multiláminas dinámico en 3D-CRT. Un número elevado de MU prolonga el tiempo de irradiación por fracción y eleva la tasa de radiación de fuga del cabezal, aspectos operativos que deben evaluarse en el flujo de trabajo clínico diario.

En términos generales, este análisis dosimétrico confirma que no existe una técnica dominante en todos los frentes dosimétricos. Como indica Ahmad (2022), el balance óptimo es un compromiso individualizado que debe ponderar la lateralidad tumoral, la morfología torácica del paciente y el riesgo cardiovascular preexistente. Debido al carácter exploratorio y al reducido tamaño muestral (n=6) del estudio, las diferencias observadas deben interpretarse como tendencias dosimétricas preliminares que requieren confirmación en cohortes de mayor tamaño.

4.3. Implicancias clínicas, limitaciones y relevancia científica

4.3.1. Implicancias clínicas

Los resultados sugieren que, desde el punto de vista dosimétrico, ambas técnicas cumplen las condiciones para planificar el protocolo FAST-Forward; no obstante, la seguridad clínica no fue evaluada, dado que el estudio no incluyó seguimiento clínico, toxicidades ni control local. La elección del plan debe individualizarse: VMAT resultaría dosimétricamente más favorable si la prioridad es conformar volúmenes mamarios complejos y drenajes ganglionares minimizando la dosis media en pulmón; en cambio, 3D-CRT destaca en pacientes con tumores izquierdos y comorbilidades cardíacas donde la reducción de la dosis

media al corazón resulta prioritaria. En el contexto oncológico nacional, donde los recursos tecnológicos fluctúan entre centros públicos y privados, la validación de 3D-CRT (con técnica Field-in-Field) como alternativa dosimétricamente adecuada y eficiente resulta crucial para descentralizar los tratamientos de hipofraccionamiento.

4.3.2. Limitaciones del estudio

El estudio presenta restricciones metodológicas importantes. Primero, el tamaño muestral acotado (n=6) limita la representatividad estadística y no permite establecer conclusiones definitivas sobre la superioridad de una técnica sobre la otra. Segundo, al tratarse de un análisis retrospectivo basado únicamente en simulación tomográfica y planificación computacional, no se dispuso de un seguimiento clínico longitudinal para evaluar toxicidades tardías o tasas de control local en condiciones reales. Además, la variabilidad en los contornos y las restricciones aplicadas en Monaco influyen en los resultados dosimétricos finales de cada paciente. Finalmente, el análisis se restringió a un conjunto acotado de métricas dosimétricas; no se calcularon otros parámetros relevantes como el índice de conformidad (CI), el índice de homogeneidad (HI), los volúmenes pulmonares V5 y V20, ni la dosis en la arteria coronaria descendente anterior (LAD), cuya evaluación se recomienda para estudios posteriores.

4.3.3. Relevancia científica

El trabajo aporta datos cuantitativos de planificación dosimétrica en el Perú para el esquema FAST-Forward. La comparación pareada bajo idénticos modelos anatómicos aísla las variables geométricas interindividuales, facilitando una evaluación comparativa del comportamiento de los algoritmos de cálculo. Aunque no proporciona evidencia clínica definitiva de superioridad, establece un antecedente local riguroso que justifica el diseño de ensayos prospectivos con una muestra robusta y control estadístico.

En este sentido, se recomienda que estudios posteriores incorporen un mayor número de pacientes, análisis estadísticos más robustos y variables clínicas de seguimiento, con el propósito de determinar si las diferencias dosimétricas observadas se traducen efectivamente en beneficios clínicos para las pacientes con cáncer de mama tratadas mediante el protocolo

FAST-Forward.

5. CONCLUSIONES

A partir de la evaluación dosimétrica comparativa entre las técnicas 3D-CRT y VMAT bajo el esquema de ultra hipofraccionamiento FAST-Forward en seis pacientes con cáncer de mama, se establecen las siguientes conclusiones:

1) En cuanto a la cobertura del volumen objetivo, evaluada mediante el parámetro D95 %, la técnica VMAT obtuvo un promedio de 97.45 %, superior al 92.81 % registrado con 3D-CRT. En la muestra estudiada, VMAT mostró una mayor conformación media de la dosis al volumen blanco de planificación; no obstante, esta diferencia no alcanzó significación estadística (prueba de Wilcoxon, $p = 0.063$), por lo que debe considerarse una tendencia.

2) Con relación a la dosis en órganos en riesgo, se observó un comportamiento diferenciado: VMAT tuvo una dosis media menor en el pulmón ipsilateral (418.8 cGy frente a 450.6 cGy), mientras que 3D-CRT logró una dosis media menor en el corazón (117.1 cGy frente a 253.1 cGy). Se concluye que ninguna de las dos técnicas logra proteger simultáneamente ambos órganos en riesgo; ninguna de estas diferencias en los órganos en riesgo alcanzó significación estadística (prueba de Wilcoxon, $p = 0.094$ para el corazón y $p = 0.688$ para el pulmón).

3) El análisis de la distribución espacial de dosis mediante cortes axiales mostró que VMAT presenta una mayor conformación de la isodosis al volumen objetivo, en tanto que 3D-CRT genera una distribución visualmente más regular en el centro del volumen, aunque menos ajustada a la geometría del PTV. Dado que no se calculó el índice de homogeneidad (HI), esta apreciación tiene carácter cualitativo. Se concluye que la elección entre ambas técnicas implica un compromiso entre la conformación y la regularidad espacial de la dosis.

4) En cuanto a la eficiencia del tratamiento, medida en unidades monitor, la técnica 3D-CRT requirió significativamente menos MU (599 frente a 1932; única diferencia con

significación estadística, prueba de Wilcoxon, p = 0.031), lo que se relaciona con una menor complejidad de la entrega. El tiempo de tratamiento no fue medido en este estudio y no puede inferirse directamente del número de MU, ya que depende de la tasa de dosis, el modo FFF, la velocidad del gantry y las limitaciones mecánicas del acelerador. Se concluye que la 3D-CRT es más eficiente en el consumo de unidades monitor.

5) En general, se llega a la conclusión de que, dentro del ámbito dosimétrico de este estudio, ninguna de las técnicas estudiadas demostró superioridad absoluta en todos los índices: la cobertura del PTV y la dosis pulmonar mostraron valores medios más favorables con VMAT, mientras que la protección cardíaca y la eficiencia operativa (unidades monitor) lo fueron con 3D-CRT; de todas estas diferencias, solo la correspondiente a las unidades monitor alcanzó significación estadística (prueba de Wilcoxon, p = 0.031). Por lo tanto, la elección entre 3D-CRT y VMAT en el marco del FAST-Forward debe ser personalizada, considerando las características anatómicas de cada paciente —en especial la lateralidad de la lesión y el riesgo cardíaco en mama izquierda— y las prioridades clínicas establecidas por el equipo tratante. Dado el carácter dosimétrico del análisis y el reducido tamaño muestral, las conclusiones de este estudio no constituyen evidencia definitiva de la superioridad clínica de una técnica sobre otra, y deben interpretarse como resultados preliminares de un estudio piloto exploratorio.

RECOMENDACIONES

De las conclusiones y limitaciones encontradas en el presente estudio, se formulan las siguientes recomendaciones:

1) **Mayor tamaño de la muestra:** Este estudio se debería replicar con una mayor cantidad de pacientes para obtener resultados con mayor significancia estadística y poder generalizar las conclusiones.

2) **Fortalecimiento del análisis estadístico:** Dado que el presente estudio, por su reducido tamaño muestral (n=6), solo pudo aplicar la prueba no paramétrica de Wilcoxon con una potencia estadística limitada, se recomienda que estudios con un mayor número de pacientes verifiquen la normalidad de los datos y empleen pruebas de mayor potencia (p. ej., el test t de Student pareado cuando corresponda), a fin de confirmar la significancia de las diferencias dosimétricas observadas entre ambas técnicas.

3) **Inclusión de índices dosimétricos complementarios:** Se recomienda complementar el análisis con el cálculo del índice de homogeneidad (HI) y el índice de conformidad (CI), a fin de lograr una evaluación más completa de la calidad de los planes.

4) **Análisis de dosis en subestructuras del miocardio:** Se sugiere valorar la dosis en subestructuras específicas del corazón (arteria descendente anterior izquierda, ventrículo izquierdo) para una mejor estimación del riesgo de toxicidad cardíaca tardía.

5) **Extensión a otros esquemas:** Se propone evaluar el desempeño comparativo de ambas técnicas bajo otros esquemas de hipofraccionamiento (como el régimen de 40 Gy en 15 fracciones) con el fin de determinar si las diferencias dosimétricas observadas son específicas del protocolo FAST-Forward.

6) **Vigilancia clínica prolongada:** Se recomienda realizar estudios con un largo seguimiento clínico que permitan valorar tanto los efectos secundarios tardíos como los

resultados terapéuticos asociados a cada técnica, complementando así el análisis dosimétrico con evidencia clínica directa.

7) **Promoción del hipofraccionamiento en centros de salud:** Se sugiere impulsar la implementación de esquemas de hipofraccionamiento como FAST-Forward en los centros de radioterapia del país, aprovechando su potencial para mejorar la eficiencia del servicio, optimizar el uso de recursos y ampliar el acceso de los pacientes oncológicos al tratamiento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahmad, A. (2022). Comparison of IMRT, VMAT, and 3D-CRT techniques in radiotherapy: A dosimetric study. *Cureus*, *14*(12), e31860. https://doi.org/10.7759/cureus.31860.

Ahnesjö, A. y Aspradakis, M. M. (1999). Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, *44*(11), R99–R155. https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/11/201.

Brunt, A. M., Haviland, J. S., Wheatley, D. A., Sydenham, M., Alhasso, A., Bloomfield, D. J., Chan, C., Churn, M., Cleator, S., Coles, C. E., y Yarnold, J. R. (2020). Hypofractionated breast radiotherapy for 1 week versus 3 weeks (FAST-Forward): A multicentre, non-inferiority, randomised, phase 3 trial. *The Lancet*, *395*(10237), 1613–1626. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)30932-6.

Darby, S. C., Ewertz, M., McGale, P., Bennet, A. M., Blom-Goldman, U., Brønnum, D., Correa, C., Cutter, D., Gagliardi, G., Gigante, B., Jensen, M.-B., Nisbet, A., Peto, R., Rahimi, K., Taylor, C., y Hall, P. (2013). Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *The New England Journal of Medicine*, *368*(11), 987–998. https://doi.org/10.1056/NEJMoa1209825.

Della Gala, G., Dirkx, M., Hoekstra, K., Doornaert, P., Schmitz, P., y Heijmen, B. (2017). Fully automated VMAT treatment planning for advanced-stage NSCLC patients. *Strahlentherapie und Onkologie*, *193*(5), 402–409. https://doi.org/10.1007/S00066-017-1121-1.

Fiorino, C., Cattaneo, G. M., y Calandrino, R. (2011). Target volume definition in non-small cell lung cancer. En *Advances in Radiation Oncology in Lung Cancer*, pp. 89–104. Springer, Berlin, 2nd edición. https://doi.org/10.1007/174_2011_231.

Grégoire, V. y Mackie, T. R. (2011). Dose prescription, reporting and recording in intensity-modulated radiation therapy: A digest of the ICRU report 83. *Imaging in Medicine*, *3*(3), 367–373. https://doi.org/10.2217/IIM.11.22.

International Commission on Radiation Units and Measurements (2010). Prescribing, recording, and reporting intensity-modulated photon-beam therapy (IMRT) (ICRU report 83). *Journal of the ICRU*, *10*(1). https://doi.org/10.1093/jicru/ndq002.

Khan, F. M. (2003). *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 3rd edición.

Khan, F. M. (2014). *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, 5th edición.

Mayles, P., Nahum, A., y Rosenwald, J.-C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. CRC Press, Boca Raton, FL. https://doi.org/10.1201/9781420012026.

Mazer, A. C. (2016). Modelagem de estrutura de traços para processos de interação de prótons de baixa energia na célula. Tesis de máster, Universidade Estadual Paulista. Repositório Institucional UNESP.

Ministerio de Salud del Perú (2024). Sala situacional del cáncer en el Perú. Technical report, Dirección General de Epidemiología. https://www.dge.gob.pe/portal/docs/tools/cancer/. Consultado el 15 de marzo de 2026.

Otto, K. (2008). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*, *35*(1), 310–317. https://doi.org/10.1118/1.2818738.

Palanisamy, S., Yadav, R., Ganesh, S., y Deshpande, S. (2019). Evaluation of statistical uncertainty in Monte Carlo dose calculation for VMAT plans in Monaco treatment planning system. *Journal of Medical Physics*, *44*(3), 156–162.

Qiao, L., Cheng, L., Luo, L., y Xu, J. (2015). Dosimetric comparison of VMAT and IMRT for post-mastectomy radiotherapy in left-sided breast cancer. *Medical Physics*, *42*(9), 5415–5423. https://doi.org/10.1118/1.4923985.

Racka, K., Boehlke, M., Jodda, M., y Adamczyk, M. (2023). Dosimetric comparison and secondary cancer risk estimation of hybrid techniques for left-sided breast cancer irradiation. *Acta Oncologica*, *62*(8), 891–899. https://doi.org/10.1080/0284186X.2023.2238553.

Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., y Nisbet, A. (2011). Volumetric modu-

lated arc therapy: A review of current literature. *The British Journal of Radiology*, *84*(1007), 967–996. https://doi.org/10.1259/bjr/22373346.

Whelan, T. J., Pignol, J. P., Levine, M. N., Julian, J. A., MacKenzie, R., y Parpia, S. (2010). Long-term results of hypofractionated radiation therapy for breast cancer. *New England Journal of Medicine*, *362*(6), 513–520. https://doi.org/10.1056/NEJMoa0906260.

World Health Organization (2023). Cancer [fact sheet]. Technical report, World Health Organization. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer. Consultado el 15 de marzo de 2026.

Yang, J. (2022). *Biological versus physical cost functions in inverse treatment planning for VMAT using Monaco 5.1*. Tesis doctoral, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia. https://doi.org/10.11144/javeriana.10554.44912.

Zhang, Q., Yu, Y., Hu, X., y Liu, L. (2021). Dosimetric and radiobiological comparison of IMRT and VMAT in post-mastectomy radiotherapy for left-sided breast cancer. *Radiation Oncology*, *16*(195). https://doi.org/10.1186/S13014-021-01895-2.

ANEXOS

Anexo A: Glosario de Términos

3D-CRT Radioterapia Conformada en Tres Dimensiones (*Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy*).

CTV Volumen Blanco Clínico (*Clinical Target Volume*).

DIBH Inspiración Profunda Sostenida (*Deep Inspiration Breath-Hold*).

DVH Histograma Dosis-Volumen (*Dose-Volume Histogram*).

FAST-Forward Esquema de ultra hipofraccionamiento: 26 Gy en 5 fracciones durante 1 semana.

GTV Volumen Tumoral Macroscópico (*Gross Tumor Volume*).

IMRT Radioterapia de Intensidad Modulada (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*).

MLC Colimador Multiláminas (*Multi-Leaf Collimator*).

MU Unidades Monitor (*Monitor Units*).

OAR Órgano en Riesgo (*Organ at Risk*).

PTV Volumen Blanco de Planificación (*Planning Target Volume*).

TPS Sistema de Planificación de Tratamiento (*Treatment Planning System*).

VMAT Terapia Volumétrica de Arco Modulado (*Volumetric Modulated Arc Therapy*).

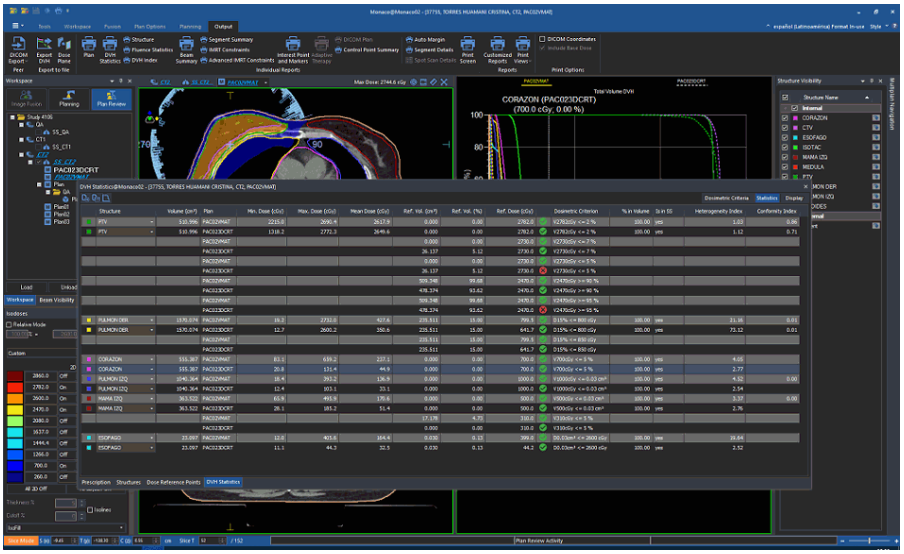
Anexo B: DVH comparativos de todos los pacientes

A continuación, se presentan los histogramas dosis-volumen (DVH) comparativos para el resto de los pacientes del estudio (Pacientes 1, 2, 5 y 6), que complementan las

curvas analizadas en el Capítulo 4 (ver Figuras 5.1, 5.2, 5.3 y 5.4):

Figura 5.1

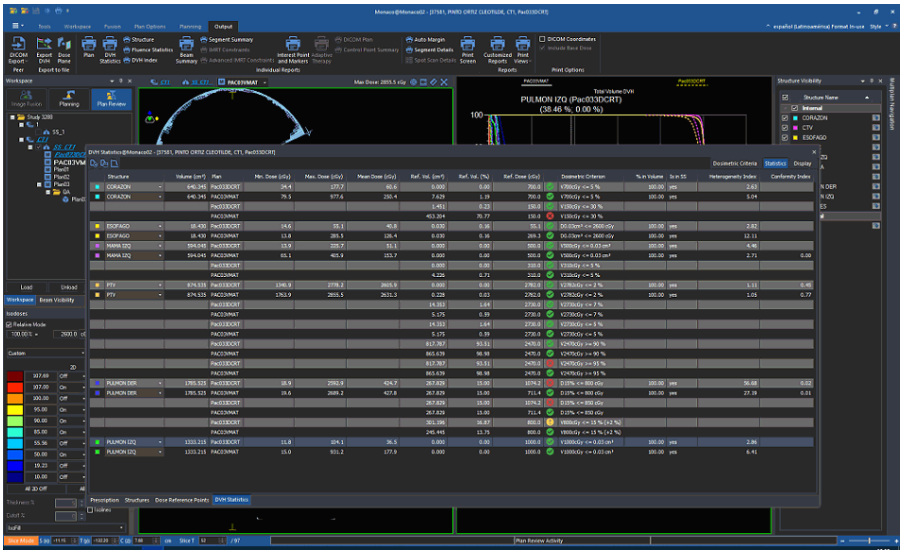
DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 1



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.2

DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 2



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.3

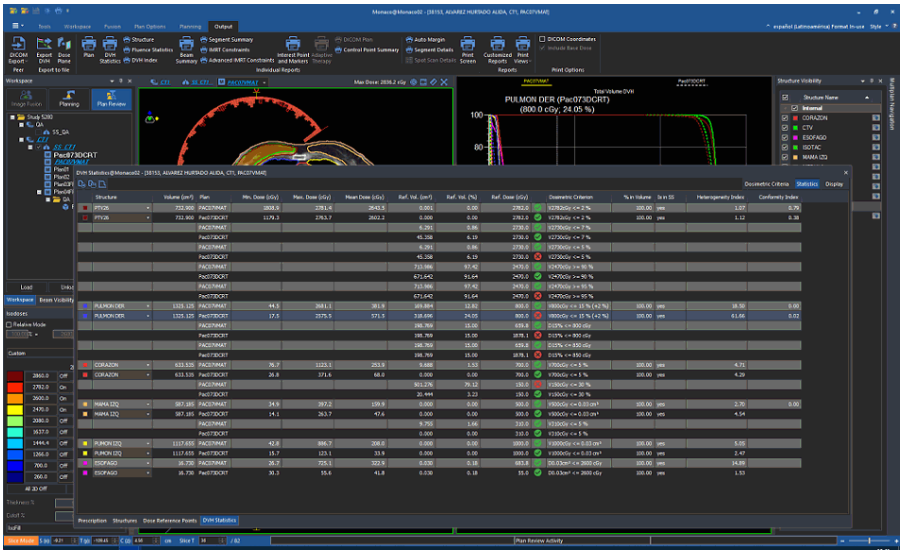
DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 5



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.4

DVH comparativo 3D-CRT vs VMAT — Paciente 6

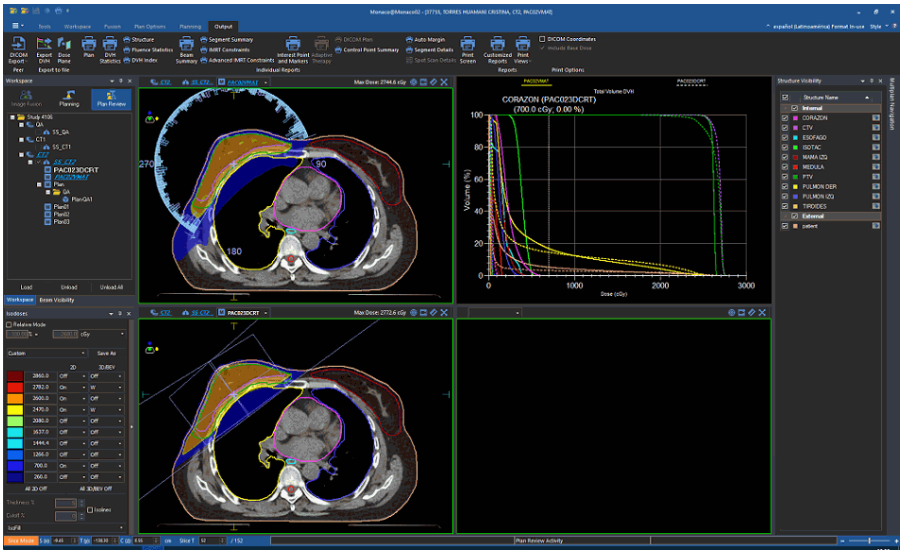


Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Anexo C: Cortes axiales comparativos

A continuación, se presentan los cortes axiales comparativos entre las técnicas 3D-CRT y VMAT para los Pacientes 1, 2, 4, 5 y 6, sirviendo como complemento visual a la distribución de isodosis del estudio (ver Figuras 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 y 5.9):

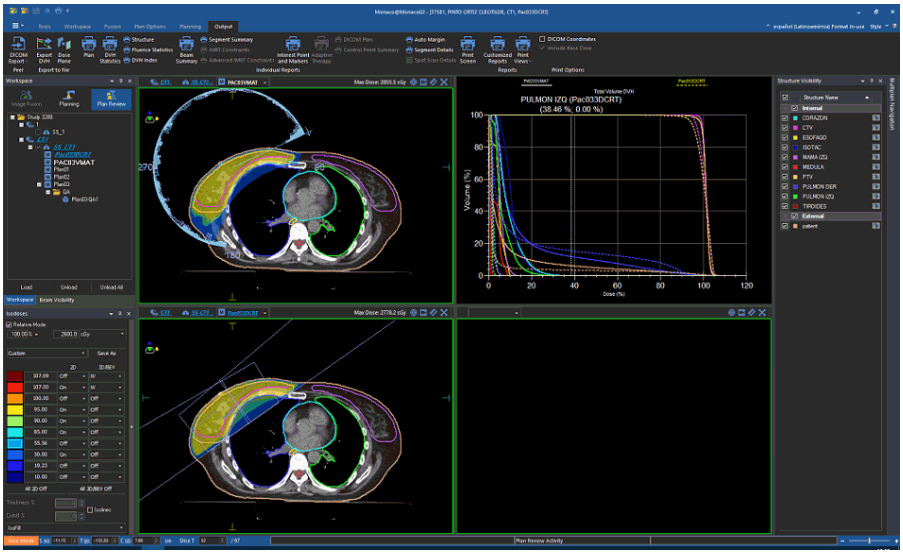
Figura 5.5
Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 1



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.6

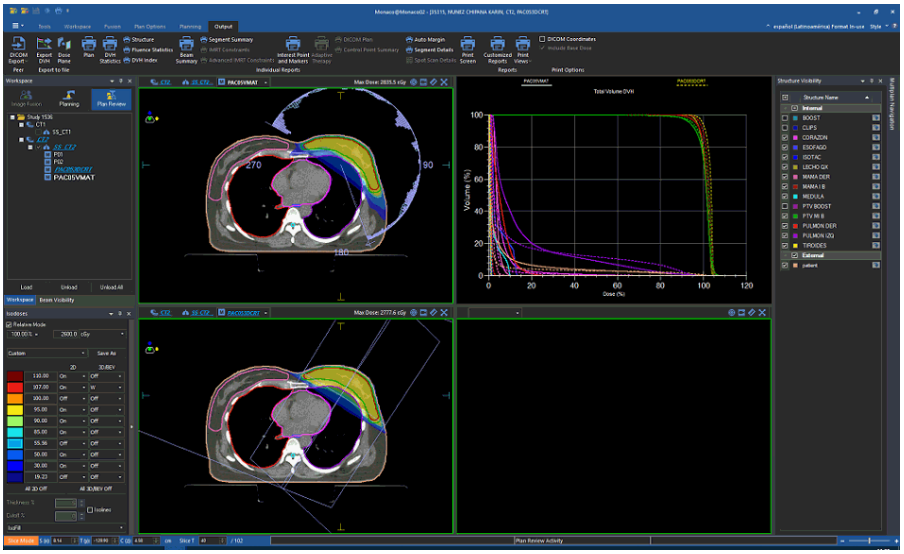
Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 2



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.7

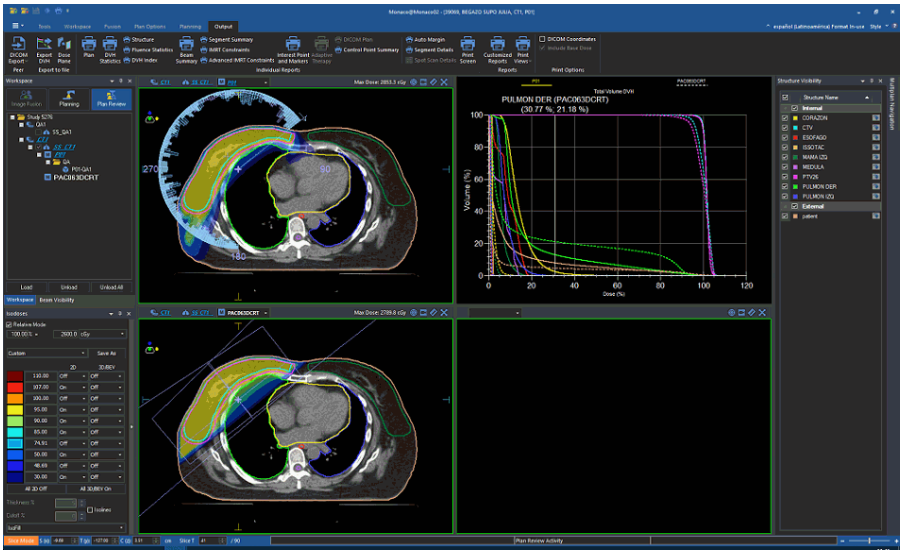
Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 4



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.8

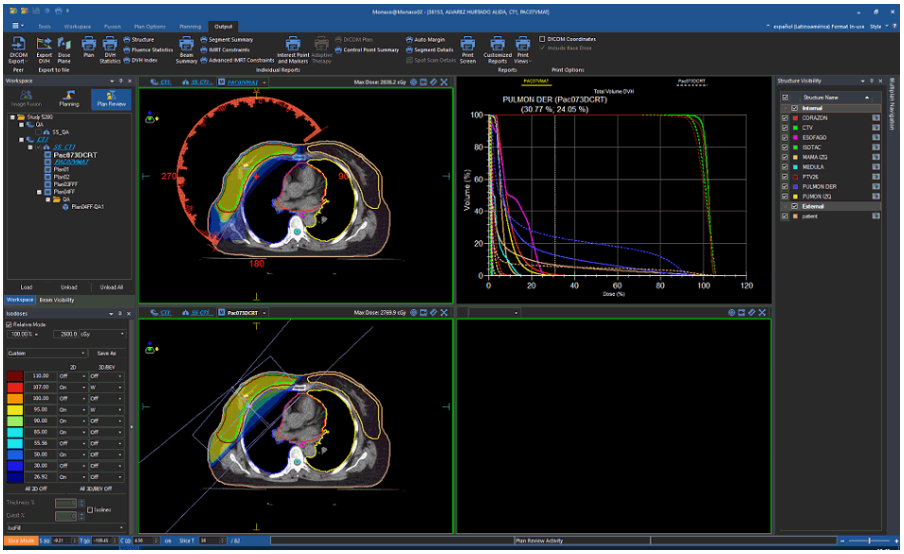
Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 5



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)

Figura 5.9

Cortes axiales comparativos 3D-CRT vs VMAT — Paciente 6



Nota. Elaboración propia a partir del TPS Monaco (Elekta)