



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

— **TELECOM** ESCUELA
TÉCNICA **VLC** SUPERIOR
DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería de
Telecomunicación

Viabilidad de la valoración dosimétrica en el CBCT para el
ART offline en pacientes de cabeza y cuello

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Física

AUTOR/A: Martínez Monforte, Lucía

Tutor/a: Gómez Gómez, María Isabel

Cotutor/a: Barrio Toala, John

Cotutor/a externo: García Mollá, Rafael

Director/a Experimental: Vicedo González, María Aurora

CURSO ACADÉMICO: 2025/2026



Resumen

En radioterapia, la aparición de cambios anatómicos durante el tratamiento constituye una limitación importante, ya que puede provocar desviaciones respecto a la dosis planificada. En este contexto, la radioterapia adaptativa busca ajustar el tratamiento en función de la anatomía real del paciente. En este trabajo se estudia la viabilidad de utilizar imágenes de tomografía computarizada de haz cónico iterativo (iCBCT), corregidas mediante el algoritmo Acuros CTS, para el cálculo de dosis en tumores de cabeza y cuello.

Para ello, se obtuvo la relación densidad-unidades Hounsfield específica para estas imágenes y se realizó un análisis dosimétrico sobre un maniquí antropomórfico ALDERSON y sobre cinco pacientes. Se analizaron volúmenes objetivo y algunos órganos de riesgo, concretamente las parótidas y la médula espinal, comparando los cálculos de dosis sobre iCBCT con los obtenidos sobre tomografía computarizada (CT) de referencia y con imágenes generadas mediante registro deformable.

Los resultados muestran una buena relación entre los cálculos sobre iCBCT y CT, especialmente en los volúmenes objetivo. Por tanto, este trabajo demuestra el potencial de las iCBCT corregidas como herramienta útil para el seguimiento dosimétrico, la detección de cambios anatómicos y el apoyo a la toma de decisiones en radioterapia adaptativa.

Resum

L'aparició de canvis anatòmics durant el tractament constituïx una limitació important en radioteràpia, ja que pot provocar desviacions respecte a la dosi planificada. En este context, la radioteràpia adaptativa busca ajustar el tractament en funció de l'anatomia real del pacient. En este treball s'estudia la viabilitat d'utilitzar imatges de tomografia computada de feix cònic iterativa (iCBCT), corregides mitjançant l'algorisme Acuros CTS, per al càlcul de dosi en tumors de cap i coll.

Per a això, es va obtenir la relació densitat-unitats Hounsfield específica per a estes imatges i es va realitzar una anàlisi dosimètrica sobre un maniquí antropomòrfic ALDERSON i sobre cinc pacients. Es van analitzar volums objectiu i alguns òrgans de risc, concretament les paròtides i la medul·la espinal, comparant els càlculs sobre iCBCT amb els obtinguts sobre tomografia computada (CT) de referència i amb imatges generades mitjançant registre deformable.

Els resultats mostren una bona relació entre els càlculs sobre iCBCT i CT, especialment en els volums objectiu. Per tant, este treball demostra el potencial de les iCBCT corregides com a ferramenta útil per al seguiment dosimètric, la detecció de canvis anatòmics i el suport a la presa de decisions en radioteràpia adaptativa.



Abstract

The occurrence of anatomical changes during treatment is a major limitation in radiation therapy, as it can lead to deviations from the planned dose. In this context, adaptive radiotherapy aims to adjust treatment based on the patient's actual anatomy. This study investigates the feasibility of using iterative cone-beam computed tomography (iCBCT) images, corrected using the Acuros CTS algorithm, for dose calculation in head and neck tumors.

To this end, the Hounsfield unit density ratio specific to these images was obtained, and a dosimetric analysis was performed on an ALDERSON anthropomorphic phantom and on five patients. Target volumes and certain organs at risk, specifically the parotid glands and the spinal cord, were analyzed, comparing the calculations based on iCBCT with those obtained from reference computed tomography (CT) and with images generated via deformable registration.

The results show a good correlation between the calculations based on iCBCT and CT, particularly for target volumes. Therefore, this study demonstrates the potential of corrected iCBCTs as a useful tool for dosimetric monitoring, the detection of anatomical changes, and decision support in adaptive radiotherapy.

RESUMEN EJECUTIVO

La memoria del TFG del Grado en Ingeniería Física debe desarrollar en el texto los siguientes conceptos, debidamente justificados y discutidos, centrados en el ámbito de la ingeniería física

CONCEPT (ABET)	CONCEPTO (traducción)	¿Cumple? (S/N)	¿Dónde? (páginas)
1. IDENTIFY:	1. IDENTIFICAR:		
1.1. Problem statement and opportunity	1.1. Planteamiento del problema y oportunidad	S	10
1.2. Constraints (standards, codes, needs, requirements & specifications)	1.2. Toma en consideración de los condicionantes (normas técnicas y regulación, necesidades, requisitos y especificaciones)	S	14, 16-24
1.3. Setting of goals	1.3. Establecimiento de objetivos	S	14-15
2. FORMULATE:	2. FORMULAR:		
2.1. Creative solution generation (analysis)	2.1. Generación de soluciones creativas (análisis)	S	14-15
2.2. Evaluation of multiple solutions and decision-making (synthesis)	2.2. Evaluación de múltiples soluciones y toma de decisiones (síntesis)	S	13-15, 23-25
3. SOLVE:	3. RESOLVER:		
3.1. Fulfilment of goals	3.1. Evaluación del cumplimiento de objetivos	S	53-63
3.2. Overall impact and significance (contributions and practical recommendations)	3.2. Evaluación del impacto global y alcance (contribuciones y recomendaciones prácticas)	S	64-65



ÍNDICE

Capítulo 1.	Introducción y fundamentos de la radioterapia	1
1.1	El cáncer y su tratamiento con radioterapia	1
1.2	Radiación ionizante y base física del tratamiento	1
1.3	Rayos X en radioterapia	2
1.4	Dispersión Compton	2
1.5	Aceleradores lineales (LINAC)	3
1.6	Tipos de radioterapia	5
Capítulo 2.	Radioterapia guiada por imagen y radioterapia adaptativa	7
2.1	Flujo clínico del tratamiento radioterápico	7
2.2	Imágenes en radioterapia y cálculo de dosis	8
2.3	Evolución de las técnicas de administración de la radioterapia	8
2.4	Radioterapia guiada por imagen (IGRT)	9
2.5	Radioterapia adaptativa (ART)	10
2.5.1	Definición y fundamento	10
2.5.2	Problema clínico que resuelve	10
2.5.3	Clasificación	11
2.6	Estrategias actuales para abordar los cambios anatómicos	11
2.6.1	Registro rígido y registro deformable	12
2.6.2	Registro deformable de imágenes (DIR)	12
2.6.3	Limitaciones del DIR	13
Capítulo 3.	Objetivo y planteamiento del trabajo	14
3.1	Hipótesis y planteamiento del trabajo	14
3.2	Uso de Acuros CTS para corrección de la radiación dispersa en CBCT	14
Capítulo 4.	Materiales y métodos	16
4.1	Materiales utilizados	16
4.2	Diseño experimental	17
4.3	Protocolos de iCBCT utilizados	18
4.4	Obtención de la tabla de densidad-UH	19
4.5	Estudio con maniquí antropomórfico ALDERSON	20
4.6	Estudio con pacientes	23
4.6.1	Análisis de los pacientes 1, 2 y 3	24
4.6.2	Análisis del paciente 4	24



4.6.3	Análisis del paciente 5	24
Capítulo 5.	Resultados	26
5.1	Relación densidad-UH	26
5.2	Maniquí antropomórfico ALDERSON	27
5.3	Estudio de los pacientes	32
5.3.1	Pacientes 1, 2 y 3	32
5.3.2	Paciente 4	44
5.3.3	Paciente 5	48
Capítulo 6.	Discusión	53
6.1	Discusión de la relación densidad-UH	53
6.2	Discusión de los resultados del maniquí antropomórfico ALDERSON	54
6.3	Discusión de los resultados del estudio en pacientes	55
6.3.1	Paciente 1	55
6.3.2	Paciente 2	57
6.3.3	Paciente 3	59
6.3.4	Paciente 4	60
6.3.5	Paciente 5	61
Capítulo 7.	Conclusiones	64
7.1	Impacto en los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)	65
7.1.1	ODS 3: Salud y bienestar	65
7.1.2	ODS 9: Industria, innovación e infraestructura.	65
7.1.3	ODS 12: Producción y consumo responsable	65
Capítulo 8.	Bibliografía	67
Capítulo 9.	Anexo	69
9.1	Maniquí antropomórfico ALDERSON	69
9.2	Paciente 1	69
9.3	Paciente 2	70
9.4	Paciente 3	71
9.5	Paciente 4	71
9.6	Paciente 5	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Acelerador lineal (LINAC) utilizado en radioterapia para la administración del tratamiento y adquisición de imágenes. Este acelerador es un TrueBeam de Varian Medical System, Palo Alto, CA con multiláminas Millenium.	4
Figura 2: Láminas del colimador multiláminas (MLC) del acelerador lineal empleado para la conformación del haz de radiación durante el tratamiento.	5
Figura 3: Comparación del FOV obtenido mediante protocolo de cabeza (izquierda) y el protocolo de pelvis (derecha) en imágenes iCBCT. El FOV está representado por la zona delimitada con el fondo gris claro.	19
Figura 4: Montaje experimental utilizado para la adquisición de las imágenes iCBCT, en el que el maniquí de densidades, que es el cilindro azul, se sitúa entre dos cortes del maniquí antropomórfico ALDERSON.	20
Figura 5: Maniquí de densidades utilizado para la obtención de la relación densidad-UH. Los círculos de colores representan las regiones de interés seleccionadas sobre los distintos insertos de materiales de densidades conocidas.	20
Figura 6: Ejemplo de metas clínicas en una planificación para un volumen tumoral de cabeza y cuello.	21
Figura 7: Adquisición de imágenes iCBCT del maniquí antropomórfico ALDERSON.	22
Figura 8: Vista frontal (izquierda) y vista sagital (derecha) del CT del maniquí ALDERSON con los contornos del paciente transferidos.	23
Figura 9: Relación densidad-UH para las distintas modalidades de adquisición de imagen.	27
Figura 10: Curvas DVH de los volúmenes objetivo del maniquí antropomórfico ALDERSON. Se representa la dosis relativa (%) en función de la dosis absoluta (cGy). Los distintos PTV se identifican por el color: PTV56 (azul claro), PTV59,4 (rosa) y PTV70 (azul oscuro). Los marcadores indican la modalidad del cálculo: CT (cuadrados), iCBCT con protocolo de cabeza (triángulos) e iCBCT con protocolo de pelvis (puntos).	30
Figura 11: Dosis en tanto por cien en las parótidas izquierda (I) y derecha (D) del maniquí antropomórfico ALDERSON, para las distintas configuraciones de cálculo en CT e iCBCT (protocolos de cabeza y pelvis con sus respectivas tablas de densidad-UH).	31
Figura 12: Dosis (cGy) en la médula espinal del maniquí antropomórfico ALDERSON, obtenida para las diferentes configuraciones de cálculo en CT e iCBCT (protocolos de cabeza y pelvis con sus respectivas tablas de densidad-UH).	32
Figura 13: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 1 a lo largo del tratamiento.	34
Figura 14: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 1 a lo largo del tratamiento.	36
Figura 15: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 1 a lo largo del tratamiento.	36
Figura 16: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 2 a lo largo del tratamiento.	38
Figura 17: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 2 a lo largo del tratamiento.	39



Figura 18: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 2 a lo largo del tratamiento.	40
Figura 19: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 3 a lo largo del tratamiento.	42
Figura 20: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 3 a lo largo del tratamiento.	43
Figura 21: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 3 a lo largo del tratamiento.	44
Figura 22: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 4 a lo largo del tratamiento.	46
Figura 23: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 4 a lo largo del tratamiento.	47
Figura 24: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 4 a lo largo del tratamiento.	48
Figura 25: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 5 a lo largo del tratamiento.	50
Figura 26: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 5 a lo largo del tratamiento.	52
Figura 27: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 5 a lo largo del tratamiento.	52
Figura 28: Comparación entre dos imágenes iCBCT correspondientes al mismo corte axial, adquiridas el 08-10-2024 y el 07-11-2024, donde se aprecian los cambios anatómicos.....	57
Figura 29: Comparación de las curvas DVH obtenidas para la planificación original y para el cálculo realizado sobre la anatomía del paciente 2 en el momento de la replanificación. Los distintos PTV se identifican por el color: PTV56d (rosa claro), PTV56i (verde) y PTV70 (morado). Los marcadores indican la modalidad del cálculo: CT (triángulos) e iCBCT con protocolo de cabeza (cuadrados).	58
Figura 30: Comparación de volumen entre el CT original y la iCBCT adquirida el día de la replanificación en el Paciente 3. La región oscura corresponde al CT original, mientras que la zona gris más brillante corresponde a la iCBCT.....	59
Figura 31: Fusión entre el DIR y la iCBCT (izquierda) y fisión entre el DIR y el CT de replanificación (derecha).....	61



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Valores de unidades Hounsfield (UH) obtenidos para los distintos insertos de densidades, correspondientes a imágenes adquiridas con distintos protocolos.	26
Tabla 2: Resultados de los indicadores dosimétricos para los PTV del maniquí antropomórfico ALDERSON.	28
Tabla 3: Relación entre los valores obtenidos del cálculo de dosis obtenidos en el maniquí antropomórfico ALDERSON para las distintas configuraciones de cálculo en iCBCT.	29
Tabla 4: Porcentaje de dosis media recibida por los PTV del maniquí antropomórfico ALDERSON, para el CT convencional y las imágenes iCBCT con protocolos de cabeza y pelvis.	29
Tabla 5: Valores de dosis en las parótidas (en %) y la médula (en cGy) del maniquí antropomórfico ALDERSON, obtenidos para las distintas configuraciones de cálculo de iCBCT y CT convencional.	30
Tabla 6: Relación entre los valores de dosis obtenidos en las parótidas y la médula del maniquí antropomórfico ALDERSON para las distintas configuraciones de cálculo en iCBCT y CT convencional.	31
Tabla 7: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 1.	33
Tabla 8: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 1 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	34
Tabla 9: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 1 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.	35
Tabla 10: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 1 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	35
Tabla 11: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 2 a partir del CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	37
Tabla 12: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 2 para los distintos cálculos realizados sobre el CT de replanificación, las imágenes iCBCT y el CT original.	38
Tabla 13: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 2 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.	39
Tabla 14: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 2 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	39
Tabla 15: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 3 a partir del CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	41
Tabla 16: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 3 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	41



Tabla 17: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 3 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.	42
Tabla 18: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 3 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.	43
Tabla 19: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.	45
Tabla 20: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 4 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación y el DIR.	45
Tabla 21: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento, el CT de replanificación y el DIR.	46
Tabla 22: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 4 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.	47
Tabla 23: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis y el CT de replanificación.	49
Tabla 24: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 5 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.	49
Tabla 25: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.	51
Tabla 26: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 5 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.	51
Tabla 27: Tiempos empleados en las distintas etapas del flujo de trabajo para el cálculo de dosis sobre la iCBCT.	62
Tabla 28: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del maniquí antropomórfico ALDERSON para los distintos protocolos iCBCT y el CT de referencia.	69
Tabla 29: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 1 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.	70
Tabla 30: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 2 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.	70
Tabla 31: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 3 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.	71
Tabla 32: Valores de dosis obtenidos para los órganos de riesgo del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.	71
Tabla 33: Valores de dosis obtenidos para los órganos de riesgo del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis y el CT de replanificación.	72



ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1: Relación de Compton, donde λ y λ' representan la longitud de onda del fotón incidente y dispersado, h es la constante de Planck, m_e la masa del electrón, c la velocidad de la luz y θ en ángulo de dispersión..... 3



ACRÓNIMOS

3D-CRT	Radioterapia tridimensional conformada
ADN	Ácido desoxirribonucleico
ART	Adaptive radiotherapy
CBCT	Cone beam computed tomography
CT	Computed tomography
CTV	Clinical target volume
DIR	Deformable image registration
DVH	Dose-Volume histogram
EBRT	External beam radiotherapy
FOV	Field of view
GTV	Gross tumor volume
UH	Unidades Hounsfield
iCBCT	CBCT iterativo
IGRT	Image-Guided radiation therapy
IM	Internal margin
IMRT	Intensity modulated radiation therapy
LINAC	Linear accelerator
MLC	Multileaf collimator
OAR	Organs at risk
ODS	Objetivos del desarrollo sostenible
PTV	Planning target volume
ROI	Region of interest
SBRT	Stereotactic body radiotherapy
SM	Set-up margin
TPS	Treatment planning system
UM	Unidades monitor
VMAT	Volumetric modulated arc therapy

Capítulo 1. Introducción y fundamentos de la radioterapia

1.1 El cáncer y su tratamiento con radioterapia

Un tumor es una proliferación anormal de células que han perdido los mecanismos normales de control del crecimiento y de la división celular. En el caso de los tumores malignos o cánceres, las células tumorales que los constituyen suelen presentar características como la resistencia a señales de muerte celular programada (apoptosis), alteraciones del microambiente y capacidad de invadir tejidos sanos adyacentes [1].

La radioterapia es una modalidad terapéutica muy utilizada actualmente para el tratamiento del cáncer. Se basa en la administración de radiación ionizante con el objetivo de destruir las células tumorales presentes o impedir su capacidad de crecimiento. Su finalidad principal es *“obtener la máxima probabilidad de control tumoral con el mínimo daño al tejido sano, procurando que los tejidos sanos reciban la dosis absorbida más baja posible”* [2]. En la práctica clínica la radioterapia se emplea con intención curativa o paliativa, y suele combinarse con otras estrategias como la cirugía o la quimioterapia [3].

La radioterapia puede aplicarse en muchos tipos de cáncer, sin embargo, no todos los tumores responden de igual manera a esta modalidad terapéutica. Su eficacia depende de características biológicas del tumor, entre las que destaca la radiosensibilidad, que depende de la capacidad de reparación de ADN, de la fase del ciclo celular y del nivel de oxigenación. Algunos tumores, como los cánceres de cabeza y cuello, linfomas (cánceres en el sistema linfático) o seminomas (tumores germinales, generalmente son tumores testiculares) son más radiosensibles. Por el contrario, los melanomas (tipo de cáncer generado por un descontrol en el crecimiento de las células que producen el pigmento de la piel) o sarcomas (cáncer que se origina en los huesos o en los tejidos blandos del cuerpo) son más radiorresistentes. La oxigenación tumoral constituye otro factor determinante en la respuesta a la radioterapia, ya que el oxígeno potencia el daño por radiación y, por tanto, tumores bien oxigenados suelen tener una mejor respuesta al tratamiento. Además de los factores biológicos, también existen características anatómicas. La radioterapia es especialmente eficaz en tumores localizados que se pueden delimitar con precisión [4].

En radioterapia, es importante conocer las diferencias biológicas entre el tejido tumoral y el sano. Las células cancerosas son más sensibles a la radiación debido a su alta capacidad de proliferación y, en muchos casos, a una menor capacidad de reparación del daño generado. Sin embargo, estos tejidos también tienen una alta capacidad de adaptación y las características del microambiente tumoral pueden influenciar la respuesta al tratamiento e incluso conducir a resistencia radiológica en casos extremos.

Para aprovechar esta diferencia de sensibilidad de los tejidos a la radiación, la dosis se administra de forma fraccionada. Normalmente las sesiones se llevan a cabo con poco espacio de tiempo, el suficiente para que los tejidos sanos se recuperen de la exposición, pero sin dar tiempo a que los tejidos tumorales puedan recuperarse y crecer [3,4].

1.2 Radiación ionizante y base física del tratamiento

La radioterapia se basa en el uso de la radiación ionizante. Se considera radiación ionizante a aquella radiación con suficiente energía para arrancar electrones de los átomos y de las moléculas, produciendo iones y fragmentación molecular que dañan estructuras esenciales de la anatomía como el ácido desoxirribonucleico (ADN). Este tipo de radiación incluye principalmente rayos X y rayos gamma, usados en radioterapia clínica.

Los rayos X y los rayos gamma son formas de radiación electromagnética compuestas por fotones, es decir, cuantos de energía. Se encuentran en la región de mayor energía del espectro electromagnético. Los fotones no tienen ni masa ni carga eléctrica y se propagan en el vacío a la

velocidad de la luz. Cuando su energía es suficientemente alta, pueden arrancar electrones de los átomos de los tejidos biológicos, produciendo ionización de la materia.

Desde el punto de vista físico, los rayos X y los rayos gamma presentan las mismas propiedades. La diferencia entre ellos radica en su origen. Los rayos X se generan a partir de las interacciones electrónicas, por ejemplo, las producidas en aceleradores lineales médicos, mientras que los rayos gamma se originan en procesos de desintegración nuclear, por ejemplo, como ocurre en fuentes radiactivas como el Cobalto-60.

La magnitud física que cuantifica la energía depositada por la radiación en los tejidos es la dosis absorbida, medida en Gray (Gy), y representa la energía depositada por unidad de masa en el tejido irradiado. En concreto, un gray equivale a la absorción de un julio de energía por kilogramo de materia ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$) [3,5].

1.3 Rayos X en radioterapia

En radioterapia externa se emplean principalmente rayos X de alta energía en el rango de los megavoltios (MV). Al penetrar en el organismo, estos fotones transfieren su energía e interactúan con los tejidos de diversas maneras. Se pueden distinguir tres formas principales en que un rayo X puede interactuar con la materia:

1. A energías bajas (kV): En este caso se produce mayoritariamente efecto fotoeléctrico. El haz de fotones interacciona con el electrón, le transfiere toda su energía y el electrón es expulsado. Al transferir toda su energía el fotón es completamente absorbido. Este fenómeno es más probable que ocurra en átomos con mayor número atómico, ya que, al tener más protones en el núcleo, los electrones están más fuertemente ligados y entonces el átomo tiene más probabilidad de absorber completamente la energía del fotón. Se utiliza comúnmente para hacer radiografías.
2. A energías medias (MV): Se produce mayoritariamente dispersión Compton. Estos fotones permiten una adecuada penetración en tejidos profundos y una buena distribución de dosis, depositando menos energía en la superficie cutánea en comparación con energías más bajas. Este es el proceso predominante para las energías utilizadas en radioterapia, responsable de la deposición de dosis en los tejidos.
3. A energías más elevadas: Cuando la energía del fotón supera un cierto umbral puede producirse el fenómeno de producción de pares. En este caso el fotón tiene muchísima energía, desaparece completamente y su energía se convierte en masa, dando lugar a un par electrón-positrón. Es energía convertida en materia.
El electrón y el positrón generados poseen energía cinética y son capaces de ionizar el medio a su paso, contribuyendo así a la deposición de dosis en los tejidos. Después el positrón se aniquila al encontrarse con un electrón, produciendo dos fotones gamma emitidos en direcciones opuestas.
Este fenómeno, aunque tiene menor importancia que la dispersión Compton en el rango típico de energías utilizadas en radioterapia clínica, tiene mucha importancia cuando se utilizan energías muy elevadas [6,7,8].

1.4 Dispersión Compton

La dispersión o efecto Compton es una interacción entre un fotón (rayo X o gamma) y un electrón débilmente ligado del material a tratar (tejido). En este proceso, el fotón incidente choca con el electrón y le transfiere parte de su energía. Esto provoca que el electrón sea expulsado del átomo al que pertenecía con energía cinética. A este electrón se le denomina electrón de Compton. El fotón incidente no desaparece, sino que continúa propagándose con menos energía y en una cierta dirección. La relación entre la variación de longitud de onda del fotón dispersado y el ángulo de dispersión viene dada por la Ecuación 1.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta)$$

Ecuación 1: Relación de Compton, donde λ y λ' representan la longitud de onda del fotón incidente y dispersado, h es la constante de Planck, m_e la masa del electrón, c la velocidad de la luz y θ en ángulo de dispersión.

Este fenómeno es muy importante en radioterapia porque los electrones expulsados son los principales responsables de la deposición de dosis en los tejidos. Estos electrones secundarios ionizan el medio a su paso, rompiendo enlaces químicos y provocando daños en el ADN. Cuando dichos daños no pueden ser reparados correctamente por la célula, esta pierde su capacidad de proliferación o muere, constituyendo el principal mecanismo mediante el cual la radioterapia ejerce su efecto terapéutico.

Por otro lado, el fotón incidente que ha sido dispersado tras la interacción puede contribuir a la deposición de dosis fuera del volumen tumoral o llegar al detector disminuyendo la calidad de la imagen.

La probabilidad de que se produzca dispersión Compton depende principalmente de la densidad electrónica, es decir, del número de electrones por unidad de volumen; ya que para que se produzca la interacción que provoca la dispersión el fotón debe chocar con un electrón débilmente ligado. Por lo tanto, es más probable que ocurra esta interacción cuando hay más electrones por unidad de volumen. Además, la densidad electrónica en los tejidos biológicos es similar, independientemente del número atómico, lo que hace que el fenómeno sea prácticamente independiente del número atómico [7].

1.5 Aceleradores lineales (LINAC)

El acelerador lineal de electrones (*Linear accelerator*, LINAC) es el equipo fundamental en radioterapia. En la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra una fotografía del acelerador utilizado para la realización de este trabajo. Desde el punto de vista físico y funcional, el acelerador puede dividirse en los siguientes sistemas principales:

1. Sistema de inyección
2. Guía aceleradora
3. Sistema de transporte del haz
4. Sistema de colimación y control del haz
5. Sistemas auxiliares (vacío, refrigeración...)

El proceso comienza en el cañón de electrones, que forma parte del sistema de inyección. Este dispositivo emite electrones que son introducidos en la sección de aceleración. La aceleración se produce en la guía de ondas aceleradora, donde los electrones interactúan con microondas de alta frecuencia, del orden de 3 GHz generadas por el sistema de radiofrecuencia (klystron o magnetrón). El modulador suministra pulsos sincronizados tanto al cañón como al generador de radiofrecuencia de manera que estos actúen de manera simultánea. La correcta sincronización entre el cañón de electrones y el sistema de radiofrecuencia es esencial porque la aceleración de electrones solo se produce cuando ambos sistemas operan de forma coordinada. Los pulsos aplicados al cañón tienen un voltaje de 15-45 kV, sin embargo, este no es el voltaje final del haz, sino que solo sirve para extraer y lanzar electrones. Los aplicados al generador de radiofrecuencia alcanzan aproximadamente 120 kV. El generador produce microondas muy potentes que viajan por la guía aceleradora creando campos eléctricos oscilantes. Estas microondas son las que realmente aceleran los electrones. La sincronización del sistema de radiofrecuencia y del cañón de electrones permite que los electrones sean acelerados progresivamente a energías del orden de MeV.

Una vez que los electrones han sido acelerados, impactan contra un blanco metálico de alto número atómico, generalmente tungsteno, donde se produce un proceso de radiación de frenado (*bremsstrahlung*) debido a la dureza del material. Como consecuencia del impacto, los electrones desaceleran bruscamente en el campo eléctrico del núcleo del material, y se libera energía en

forma de rayos X (radiación de frenado). Esta energía constituye el haz terapéutico, el cual sale en muchas direcciones y presenta un espectro continuo de energías. Sin embargo, para poder ser utilizado en la práctica clínica este haz tiene que ser filtrado, colimado y modelado para adaptarse a la geometría del volumen tumoral. El modelado geométrico del haz se realiza mediante sistemas de colimación primaria y secundaria, incluyendo colimadores multilamina (*Multileaf collimator*, MLC), como el que se puede observar en la fotografía de la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

El MLC está compuesto por múltiples láminas móviles de alta densidad que pueden desplazarse de forma independiente para definir con precisión la forma del campo de irradiación. Estas láminas permiten adaptar dinámicamente el haz a la forma del volumen tumoral en cada ángulo del tratamiento.

El correcto funcionamiento del acelerador depende de varios sistemas auxiliares como el sistema de vacío que permite el transporte de electrones sin colisiones, el sistema de refrigeración que sirve para evitar variaciones térmicas que alterarían la geometría de la guía aceleradora, el sistema automático de control de frecuencia que mantiene la frecuencia óptima de operación o el sistema de seguridad y control del movimiento de componentes de haz. El acelerador dispone de múltiples enclavamientos que verifican continuamente el correcto funcionamiento de los componentes críticos. Estos sistemas garantizan estabilidad energética, simetría y homogeneidad del haz [3].



Figura 1: Acelerador lineal (LINAC) utilizado en radioterapia para la administración del tratamiento y adquisición de imágenes. Este acelerador es un TrueBeam de Varian Medical System, Palo Alto, CA con multilaminas Millennium.

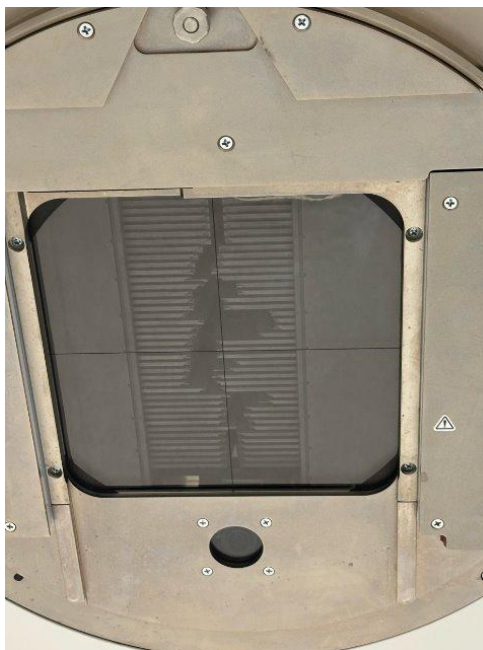


Figura 2: Láminas del colimador multiláminas (MLC) del acelerador lineal empleado para la conformación del haz de radiación durante el tratamiento.

1.6 Tipos de radioterapia

La radioterapia puede clasificarse según diferentes criterios, entre ellos la localización de la fuente de radiación, el tipo de molécula empleada o la técnica de planificación y administración del tratamiento.

En función de la localización de la fuente, se distinguen tres modalidades principales:

1. Radioterapia externa (*External beam radiotherapy*, EBRT): Es la más utilizada. Consta de una fuente de radiación que se encuentra fuera del paciente y el haz es dirigido hacia el volumen tumoral mediante aceleradores lineales médicos (*Linear Accelerator*, LINAC). Esta modalidad permite tratar tumores profundos debido a las altas energías que el LINAC es capaz de generar.
2. Braquiterapia: Consiste en la colocación de fuentes radiactivas en el interior del tumor o de manera muy próxima a este. Esto permite administrar dosis muy elevadas localmente, con una rápida caída de dosis en tejidos adyacentes.
3. Radioterapia metabólica o sistémica: Utiliza radioisótopos, es decir, núcleos atómicos inestables que emiten radiación de forma espontánea, administrados por vía oral o intravenosa, que se distribuyen selectivamente en determinados tejidos tumorales.

Desde el punto de vista de la radiación empleada, la radioterapia externa utiliza principalmente fotones de alta energía (rayos X) que permiten una adecuada penetración en tejidos profundos. En determinados casos también se utilizan electrones, sin embargo, debido a su limitada penetración en profundidad son indicados especialmente para lesiones superficiales. En los últimos años ha adquirido una creciente relevancia la protonterapia, que hace uso de protones e iones pesados, cuya ventaja principal radica en el denominado pico de Bragg, que permite concentrar la máxima deposición de energía a una profundidad específica, reduciendo así la dosis en tejidos sanos adyacentes.

La elección de la modalidad terapéutica depende de factores como el tipo de tumor, su localización, lo avanzada que esté la enfermedad y las diferentes características del paciente [6].



Aunque existen diversas modalidades de radioterapia, el alcance de este trabajo se limita al estudio de la radioterapia externa basada en fotones de alta energía (rayos X). Por ello, los apartados siguientes se centrarán en la descripción de sus principios físicos, su planificación y los aspectos técnicos necesarios para comprender el desarrollo del presente TFG.

Capítulo 2. Radioterapia guiada por imagen y radioterapia adaptativa

2.1 Flujo clínico del tratamiento radioterápico

El flujo de tratamiento radioterápico está compuesto por el conjunto de etapas necesarias para diseñar, planificar, verificar y administrar el tratamiento de forma segura y precisa. Este proceso comienza tras la indicación médica de radioterapia y permite transformar la prescripción clínica en una distribución de dosis adaptada al paciente y al volumen tumoral. De forma general, el flujo de tratamiento radioterápico consta de diferentes etapas:

1. Localización y planificación: Se realiza una tomografía axial computarizada (*Computed tomography*, CT) para identificar los volúmenes tumorales, los órganos de riesgo (Organs at risk, OAR), y realizar el contorneado de los volúmenes objetivo. El médico prescribe la dosis que debe recibir cada volumen y, siguiendo esas indicaciones, se realiza la planificación dosimétrica del tratamiento mediante sistemas de planificación (*Treatment planning system*, TPS), donde se optimiza la distribución de la dosis. Una vez realizada la planificación se debe comprobar que cumple los criterios clínicos.
2. Calibración previa: Antes de utilizar el acelerador se debe calibrar en unas condiciones establecidas. La dosis administrada se controla mediante unidades monitor (UM). En los aceleradores utilizados en este trabajo, la calibración se realiza de forma que 1 UM se corresponde a 1 cGy en la profundidad de la dosis máxima, para un campo de 10×10 cm² cuando la distancia entre la fuente y el paciente es de 100 cm.

En el caso de haces de fotones de 6 MV, la profundidad de dosis máxima del haz empleado en la calibración es aproximadamente a 1,6 cm, mientras que para haces de 10 MV se encuentra alrededor de 2,5 cm.

3. Posicionamiento del paciente: El paciente se coloca sobre la mesa de tratamiento cuyo diseño influye en la planificación debido a posibles atenuaciones o limitaciones geométricas. Las mesas están fabricadas con fibra de carbono para minimizar la atenuación del haz debido a su baja densidad electrónica.
4. Verificación previa a la irradiación: Antes de irradiar es necesario comprobar los enclavamientos y verificar que el tratamiento cargado corresponde al paciente correcto. Desde el pupitre de control se selecciona el plan de tratamiento previamente generado en el sistema de planificación, el cual contiene toda la información necesaria para la irradiación, incluyendo las UM, los campos de tratamiento, la energía empleada y la configuración del MLC.

De este modo, el operador no introduce manualmente estos parámetros, sino que supervisa que el tratamiento se cargue correctamente y que las condiciones de irradiación sean las adecuadas.

5. Administración del tratamiento: Una vez el sistema está activo, el modulador genera los pulsos, el cañón emite electrones, las microondas los aceleran y se genera el haz. Cuando se alcanza el número de UM programadas, la irradiación se detiene automáticamente.
6. Control y verificación: Durante la emisión de haz se monitoriza la tasa de dosis y se controla la energía y homogeneidad del haz. Además, también es muy importante que el paciente no mueva la zona a tratar durante la irradiación, por lo que se hace uso de cámaras, sensores de movimiento y sistemas de inmovilización. Los sistemas de seguridad interrumpen el tratamiento ante cualquier desviación.

Todo este proceso se realiza siguiendo un protocolo y bajo supervisión para garantizar la precisión del tratamiento y la seguridad del paciente [3].

2.2 Imágenes en radioterapia y cálculo de dosis

Para obtener las imágenes sobre las que se realizará la planificación del tratamiento se lleva a cabo un CT. Un CT es una máquina que envía rayos X a la anatomía del paciente, de manera que los fotones atraviesan los tejidos y un detector recoge cuánta radiación ha atravesado el cuerpo. Esta información sirve para construir una imagen del interior del cuerpo en cortes o capas paralelas.

Sobre las imágenes del CT y teniendo en cuenta la información clínica y diagnóstica disponible, se delimitan diferentes volúmenes de interés que son fundamentales para la planificación radioterápica:

- Volumen tumoral macroscópico (*Gross tumor volume*, GTV): Es el volumen de tumor visible o detectable clínicamente. Se puede delimitar si el tumor es visible, palpable o detectable por imagen, como la que se obtiene con un CT.
- Volumen clínico objetivo (*Clinical target volume*, CTV): Este volumen incluye el GTV y un cierto margen en el que se sospecha que podría haber tumor microscópico que no se ve a simple vista. El CTV es el volumen que debe recibir dosis suficiente para lograr el control tumoral.
- Volumen de planificación (*Planning target volume*, PTV): Incluye el CTV, el margen interno (*Internal margin*, IM) y el margen de posicionamiento (*Set-up margin*, SM). Estos márgenes son considerados márgenes de seguridad. El IM se añade para compensar movimientos fisiológicos internos como la respiración, los movimientos intestinales o el llenado vesical, y las variaciones en tamaño, forma y posición del CTV. El SM protege de errores de posicionamiento, movimiento del paciente e incertidumbres técnicas [6].

Se prescribe la dosis absorbida que debe recibir el tumor, teniendo en cuenta los márgenes necesarios. En el caso del volumen tumoral existen dosis de prescripción recomendadas con el objetivo de asegurar un adecuado control tumoral, mientras que para los OAR se establecen límites máximos de dosis para minimizar la aparición de efectos secundarios. Se consideran OAR aquellos órganos que se encuentran cerca de la zona anatómica donde se localiza el tumor y, por tanto, cerca de donde se va a irradiar. Estos órganos deben ser identificados y contorneados para minimizar al máximo posible la dosis absorbida con la intención de reducir la probabilidad de efectos secundarios. Con este estudio se realiza la planificación y se simula el tratamiento para comprobar que cumple con los márgenes establecidos por el médico. La planificación busca un equilibrio entre una adecuada cobertura del PTV y la protección de los OAR [3,6].

2.3 Evolución de las técnicas de administración de la radioterapia

La evolución tecnológica ha dado lugar a diferentes técnicas de administración del tratamiento. La radioterapia bidimensional, basada en referencias anatómicas simples, fue progresivamente sustituida por la radioterapia tridimensional conformada (3D-CRT), que hace uso de imágenes tomográficas para adaptar los campos de irradiación al volumen tumoral. Posteriormente, el desarrollo de la radioterapia de intensidad modulada (*Intensity modulated radiation therapy*, IMRT), gracias a la incorporación de los colimadores multilámina en los aceleradores, permitió modificar la intensidad del haz dentro de cada campo, logrando distribuciones de dosis más adaptadas al tejido tumoral y una mejor protección a los órganos de riesgo. Una evolución de esta técnica es la radioterapia de arco modulado volumétrico (*Volumetric modulated arc therapy*, VMAT), en la que el tratamiento se administra durante la rotación continua del gantry, es decir, la estructura giratoria del acelerador lineal que contiene el cabezal del tratamiento, reduciendo así el tiempo de administración del tratamiento. Además, el desarrollo de técnicas como la radioterapia esterotáxica (*Stereotactic body radiotherapy*, SBRT) ha permitido administrar altas dosis por fracción con gran precisión en tumores bien localizados.

La incorporación de sistemas de imagen en el propio acelerador dio lugar a la radioterapia guiada por imagen (*Image-guided radiation therapy*, IGRT), que permite verificar que la posición del paciente en la mesa de tratamiento es la correcta antes o durante cada sesión mediante técnicas

como la tomografía computarizada de haz cónico (*Cone beam computed tomography*, CBCT). Este avance redujo las incertidumbres por mal posicionamiento y permitió reducir los márgenes de tratamiento. A pesar de los avances tecnológicos, la planificación convencional se basa en un CT inicial que asume que la anatomía del paciente permanece constante durante todo el tratamiento. Sin embargo, en tratamientos prolongados pueden producirse cambios anatómicos significativos que alteren la distribución de dosis prevista. Como evolución natural de este método surge la radioterapia adaptativa (*Adaptive radiotherapy*, ART), cuyo objetivo es modular el plan de tratamiento en función de cambios anatómicos o volumétricos que puedan producirse a lo largo del tratamiento, mejorando así la precisión dosimétrica y el control tumoral [2,9-11].

2.4 Radioterapia guiada por imagen (IGRT)

La IGRT consiste en la utilización de técnicas de imagen durante el tratamiento para verificar y corregir el posicionamiento del paciente y del volumen tumoral en cada sesión. Su objetivo es reducir la incertidumbre asociada al posicionamiento y a las posibles variaciones anatómicas que pueda haber entre sesiones, permitiendo una mayor precisión en la administración de la dosis [2].

En la práctica clínica, una de las herramientas más utilizadas dentro de la IGRT es el CBCT. El CBCT es un sistema de imagen integrado en el acelerador lineal que permite adquirir imágenes volumétricas tridimensionales del paciente justo antes o durante la administración del tratamiento. A diferencia del CT convencional que se utiliza para la planificación, el CBCT adquiere las imágenes mediante un diseño geométrico diferente al del CT. El CT utiliza un haz muy colimado en el eje longitudinal, que adquiere la imagen corte a corte con detectores colocados en forma de anillo. De esta manera, el haz de rayos X va girando alrededor del paciente mientras el paciente va desplazándose longitudinalmente para aumentar el tamaño de la adquisición y los detectores del lado contrario recogen la cantidad de fotones que atraviesan el cuerpo para después reconstruir la imagen. Esta configuración limita el volumen anatómico irradiado en cada rotación y reduce significativamente la cantidad de radiación dispersa que alcanza el detector [9].

Por el contrario, el CBCT emplea un haz cónico que cubre un volumen más amplio en una sola rotación alrededor del paciente, y un detector plano de gran superficie. Esta forma de irradiar supone menos tiempo de adquisición de imagen, pero tiene consecuencias físicas. Al irradiar más volumen a la vez hay más interacciones dentro de la anatomía provocando que los fotones se dispersen. Al disponer de un detector plano de mayor superficie en vez de muchos detectores de menor tamaño en forma de anillo, el detector recoge la señal de todos los fotones que atraviesan el cuerpo y, debido a la dispersión, no se puede saber con certeza si se trata de radiación primaria o dispersa.

La radiación dispersa, principalmente debida a la dispersión Compton, no sigue la trayectoria del haz y llega al detector con direcciones y energías alteradas. Como consecuencia de esto se produce una reducción del contraste y de la calidad de la imagen. Esto afecta directamente a los valores de unidades Hounsfield (*Hounsfield units*, UH), generando desviaciones espaciales y poca uniformidad en la imagen reconstruida.

En el caso del CBCT, la imagen obtenida aporta una representación anatómica actual del paciente, ya que refleja la geometría real en el momento de la adquisición. Sin embargo, aunque esta información anatómica es muy útil para evaluar los cambios producidos respecto al CT original, los valores UH del CBCT no pueden asumirse directamente como fiables debidos a la radiación dispersa y otros artefactos propios de la adquisición. Esto supone una limitación importante, ya que los valores UH son indispensables para el cálculo dosimétrico.

Los valores de UH son una escala cuantitativa que relaciona el coeficiente de atenuación de los tejidos con respecto al agua, permitiendo caracterizar la composición y densidad de estos. En tomografía computarizada, cada vóxel de la imagen, que constituye el elemento tridimensional más pequeño de la imagen (en contraposición al píxel, que es un elemento bidimensional), recibe un valor UH que se relaciona con una densidad electrónica mediante curvas de calibración, de manera que se puede saber a qué material corresponde cada vóxel (hueso, tejido, músculo...).

Esta relación es esencial en radioterapia, ya que los sistemas de planificación utilizan la información de las densidades electrónicas para hacer el cálculo dosimétrico, por tanto, cualquier alteración causada por la radiación dispersa puede traducirse en una estimación incorrecta de la densidad electrónica y, en consecuencia, en errores en el cálculo de la dosis. Este problema constituye uno de los principales obstáculos para el uso directo del CBCT para el cálculo de dosis en ART y tiene como resultado la búsqueda de estrategias de corrección como la que se presenta en este trabajo [2,9].

2.5 Radioterapia adaptativa (ART)

2.5.1 Definición y fundamento

La radioterapia moderna ha incorporado la IGRT, que permite corregir variaciones mediante traslaciones y rotaciones del paciente en la mesa de tratamiento para asegurar un buen posicionamiento. Sin embargo, aunque la IGRT corrige errores de posicionamiento, presenta limitaciones importantes.

En el ámbito clínico real uno de los problemas que pueden surgir son los cambios anatómicos que sufren los pacientes a lo largo del tratamiento y que pueden causar que la administración de la dosis en cada fracción no sea la deseada. Este tipo de problemas pueden surgir por una pérdida de peso, un cambio en el volumen tumoral o cambios en el volumen de los órganos como, por ejemplo, las variaciones en el llenado vesical.

La IGRT puede alinear al paciente, pero no tiene en cuenta las deformaciones de volúmenes ni movimientos entre órganos, es decir, no puede corregir deformaciones anatómicas ni cambios volumétricos en la anatomía del paciente. Para dar solución a esta necesidad surge la ART.

La ART se define como una estrategia de tratamiento en la que el plan inicial puede modificarse durante el curso del tratamiento en función de nueva información anatómica o dosimétrica que se obtiene mediante técnicas de imagen. Su objetivo es mantener la precisión del tratamiento y asegurar que la dosis administrada se ajusta a la situación real del paciente.

Para su implementación, se establecen cuatro elementos clave. Primero, una evaluación de la dosis realmente administrada, después, la identificación y evaluación de las variaciones de dosis. Posteriormente, en función de la evaluación, se valora la posibilidad de modificar el tratamiento y, por último, si dicha adaptación se considera necesaria, se produce la modificación efectiva del plan [2].

2.5.2 Problema clínico que resuelve

La ART da solución a la diferencia entre la dosis planificada en el CT inicial y la dosis realmente administrada a lo largo del tratamiento debido a errores de posicionamiento o cambios anatómicos. El proceso se inicia a partir de imágenes de IGRT, que permiten una evaluación geométrica y, en función de la tecnología utilizada, también dosimétrica; como es el caso del CBCT si se consigue que las UH no dependan de la radiación dispersa del paciente. La característica fundamental de la ART es que utiliza el tratamiento inicial y la dosis ya administrada como punto de partida para la planificación del nuevo tratamiento. Es decir, el nuevo plan no simplemente sustituye el anterior, sino que tiene en cuenta la dosis acumulada por las fracciones que se han realizado hasta el momento.

La ART puede basarse en criterios geométricos (cambios en la posición o la forma del tumor) o en criterios dosimétricos (diferencias entre la dosis planificada y la dosis realmente administrada). Para implementar de manera correcta la ART se requiere una estimación precisa de la dosis acumulada durante el tratamiento, lo cual depende de la calidad de las imágenes obtenidas justo antes de irradiar y de la fiabilidad de los valores UH proporcionados por estas imágenes [2,12].

2.5.3 Clasificación

Según su secuencia temporal, la ART puede clasificarse en:

1. Adaptación en tiempo real: la adaptación se produce durante la propia fracción.
2. ART online: la adaptación se produce inmediatamente antes de la fracción.
3. ART offline: la adaptación se produce entre fracciones.

2.5.3.1 Adaptación en tiempo real

La adaptación en tiempo real representa el enfoque de la radioterapia adaptativa más avanzado, en el cual el tratamiento se ajusta dinámicamente durante la irradiación. El uso clínico de este tipo de ART aún es muy limitado.

2.5.3.2 ART online

Surge ante la necesidad de corregir deformaciones diarias que no pueden ser compensadas únicamente con IGRT. Utiliza imágenes obtenidas inmediatamente antes de una sesión, permite adaptar el tratamiento a los cambios anatómicos mediante replanificación en tiempo real y administra el nuevo tratamiento si es necesario.

Permite corregir variaciones sistemáticas, cambios anatómicos diarios y adaptar márgenes de PTV en cada sesión.

Uno de los principales inconvenientes de este tipo de ART es que durante el flujo de trabajo de la adaptación (hacer la imagen, recalcular la dosis, modificar el plan, verificarlo...) el paciente tiene que estar en la mesa de tratamiento sin moverse por tanto el tiempo del que se dispone para hacer esta adaptación es muy limitado.

2.5.3.3 ART offline

A diferencia de la adaptación online, este proceso no se realiza en la misma sesión de tratamiento, sino entre fracciones. Habitualmente, con una imagen de IGRT se detecta una variación anatómica relevante y, tras un análisis geométrico y dosimétrico realizado fuera del tiempo de irradiación del paciente, se decide si es necesario generar un nuevo plan. En caso de que las variaciones se consideren clínicamente significativas, se crea un plan adaptado que se aplicará en sesiones posteriores. Además, este enfoque permite tener en cuenta la dosis acumulada en las fracciones previas para optimizar el nuevo plan.

Aunque la radioterapia adaptativa puede implementarse tanto en modalidad online como offline, este trabajo se centra en el contexto de la ART offline [2].

2.6 Estrategias actuales para abordar los cambios anatómicos

Cuando se detectan variaciones anatómicas durante el tratamiento mediante técnicas de IGRT, es necesario evaluar cómo estos cambios afectan a la distribución de dosis originalmente planificada. Sin embargo, el cálculo de dosis en radioterapia se realiza sobre el CT de planificación, que contiene información precisa de la densidad electrónica derivada de valores UH obtenidos de manera fiable.

Cuando se adquieren nuevas imágenes durante el tratamiento, como el CBCT, surge la necesidad de relacionar estas imágenes con el CT de planificación para poder evaluar la dosis absorbida en la anatomía actual del paciente.

Para ello, una de las estrategias más utilizadas en la práctica clínica es el registro deformable de imágenes [2,13].

2.6.1 Registro rígido y registro deformable

El registro de imágenes es un proceso mediante el cual dos o más imágenes que representan la misma anatomía, pero que han sido adquiridas en diferentes momentos o de maneras diferentes, se alinean con el objetivo de establecer una correspondencia entre sus estructuras. En radioterapia, esta técnica permite relacionar imágenes obtenidas durante el tratamiento con las imágenes utilizadas para el estudio de planificación inicial, facilitando así la comparación y el análisis de cambios a lo largo del tiempo que dure el tratamiento.

Para ello, se calcula la transformación espacial que permite hacer coincidir las estructuras de ambas imágenes. Este proceso se puede realizar mediante diferentes tipos de transformaciones. Los tipos más comunes son el registro rígido y el registro deformable.

En el registro rígido, la transformación de una imagen con respecto a la otra se limita a traslaciones y rotaciones, por lo que se asume que la anatomía del paciente no cambia de forma entre las imágenes. Esto puede ser útil para comparar las anatomías y detectar cambios. Sin embargo, en la práctica clínica los pacientes habitualmente presentan variaciones anatómicas debidas a cambios en el volumen tumoral, movimiento de órganos o variaciones fisiológicas. Para representar este tipo de cambios no es suficiente con transformaciones rígidas (traslaciones y rotaciones) de la imagen, sino que es necesario hacer una deformación de la imagen vóxel a vóxel. Para poder realizar esto, se utiliza el registro deformable de imágenes. Es decir, mientras el registro rígido asume que la anatomía es invariable, siendo apropiado para tratamientos en regiones sin cambios anatómicos, como el cerebro, el registro deformable permite modelar cambios en la forma, tamaño y posición de las estructuras [13].

2.6.2 Registro deformable de imágenes (DIR)

El registro deformable de imágenes (*Deformable image registration*, DIR) permite modelar deformaciones complejas de la anatomía mediante un campo de desplazamientos espaciales que establece una correspondencia entre cada vóxel de la imagen de referencia y el vóxel correspondiente en la imagen a deformar. De este modo, es posible representar cambios locales de forma, tamaño o posición de las estructuras atómicas.

El registro de imágenes se utiliza en radioterapia para diferentes aplicaciones clínicas:

- Fusión de imágenes multimodales, con el objetivo de mejorar la delineación de estructuras anatómicas y del volumen tumoral.
- Propagación de contornos, permitiendo transferir estructuras delineadas en una imagen de referencia a otras imágenes.
- Seguimiento de cambios anatómicos a lo largo del tratamiento.
- Evaluación de la distribución de dosis en anatomías que han sufrido deformaciones.

Concretamente, el DIR resulta especialmente útil cuando se producen cambios anatómicos significativos en el paciente que no se pueden tratar con transformaciones rígidas. En estos casos, el DIR permite establecer correspondencias punto a punto entre las imágenes, facilitando el análisis de la anatomía y la evaluación dosimétrica en diferentes momentos del tratamiento.

En el contexto de la ART, el registro deformable de imágenes se utiliza para deformar el CT de planificación original, sobre el cual se ha realizado inicialmente la planificación dosimétrica y cuyos valores UH son fiables por haber sido obtenidos mediante una adquisición CT. El objetivo del DIR es adaptar dicho CT a la anatomía observada en el CBCT adquirido durante el tratamiento, que refleja los cambios anatómicos sufridos por el paciente y que, por tanto, ya no coincide completamente con la anatomía del CT original. De esta forma, se obtiene una imagen deformada que conserva la información dosimétrica y los valores de UH propios del CT, pero con una geometría más representativa de la anatomía actual del paciente en el CBCT.

Además, cuando se detectan cambios anatómicos durante el tratamiento, el DIR permite transferir información entre ambas imágenes, como contornos anatómicos o distribuciones de dosis.

Una de las aplicaciones más relevantes del DIR en ART es la acumulación de dosis, que consiste en mapear las distribuciones de dosis calculadas en diferentes fracciones hacia una geometría de referencia. De este modo se puede evaluar la dosis total recibida por el tumor y por los OAR teniendo en cuenta las variaciones anatómicas que se producen durante el tratamiento y valorar si el plan inicial se puede seguir administrando en la nueva anatomía o si es necesario una replanificación. Además, el DIR facilita la adaptación del tratamiento al transferir automáticamente estructuras desde el CT que son necesarias para la planificación, como contornos de dosis o los OAR dibujados por el médico, hacia las nuevas imágenes. Esto puede acelerar el proceso en caso de ser necesaria una replanificación del tratamiento [2,13].

2.6.3 Limitaciones del DIR

A pesar de su amplio uso en radioterapia, el registro deformable de imágenes presenta diversas limitaciones que pueden afectar a la precisión de los resultados obtenidos. Los algoritmos de registro deformable generan una estimación matemática de la correspondencia entre dos imágenes, pero no garantizan necesariamente que dicha correspondencia represente de forma exacta las deformaciones anatómicas reales del paciente.

Una de las principales dificultades del DIR es que el campo de deformación calculado por el algoritmo depende del método matemático utilizado, de los parámetros de optimización y de las características de las imágenes que se están registrando. Como consecuencia, diferentes algoritmos o configuraciones pueden producir resultados distintos incluso cuando se aplican sobre las mismas imágenes. Esto implica una gran incertidumbre en el proceso de registro de imágenes deformables.

Además, el registro deformable puede generar deformaciones que físicamente no son posibles en el cuerpo humano, especialmente en regiones donde la información anatómica es limitada o el contraste entre tejidos es bajo. En estas situaciones el algoritmo puede producir correspondencias incorrectas entre estructuras (artefactos), lo que puede provocar errores en la localización de órganos o la transferencia de contornos.

Otra limitación importante es la dificultad de validar la precisión del DIR. A diferencia del registro rígido, cuya precisión se puede estudiar mediante puntos de referencia en la anatomía, en el DIR es mucho más complejo determinar si la deformación refleja correctamente los cambios anatómicos reales. Debido a esto, se recomienda que en el uso clínico el DIR vaya acompañado de procedimientos de verificación y control de calidad.

Si el campo de deformación no representa correctamente los cambios anatómicos, los contornos transferidos entre imágenes pueden no coincidir con las estructuras reales del paciente. En el caso de la transferencia de contornos, este problema puede corregirse mediante la revisión y corrección manual por parte del médico. Sin embargo, cuando el DIR se utiliza para deformar distribuciones de dosis, la detección de posibles errores es más compleja, ya que no hay herramientas directas que permitan verificar si la deformación de la dosis se ha realizado correctamente.

Debido a esas limitaciones, en los últimos años se ha planteado la necesidad de desarrollar estrategias alternativas que permitan evaluar la anatomía del paciente y recalculan la distribución de dosis de forma más directa utilizando las imágenes adquiridas durante el tratamiento. En este contexto, el uso de CBCT es especialmente relevante, ya que permite obtener información volumétrica del paciente en cada sesión. Sin embargo, como se ha discutido previamente, las imágenes CBCT presentan grandes limitaciones en la precisión de los valores de UH debido principalmente a la radiación dispersa, lo que dificulta su uso directo para el cálculo de dosis.

Por este motivo, una línea de investigación actual se centra en el desarrollo de métodos que permitan mejorar la calidad dosimétrica de las imágenes CBCT, con el objetivo de hacer posible el cálculo de dosis directamente sobre estas imágenes sin necesidad de técnicas de registro deformable. En este contexto, este TFG tiene como objetivo evaluar la viabilidad del uso de un algoritmo de corrección iterativo basado en Acuros CTS para reducir el efecto de la radiación dispersa en imágenes CBCT y permitir su uso en procesos de radioterapia adaptativa [2,9,12,13].

Capítulo 3. Objetivo y planteamiento del trabajo

3.1 Hipótesis y planteamiento del trabajo

Dadas las limitaciones asociadas al uso del DIR y de las dificultades de cálculo de dosis en las imágenes CBCT, debidas principalmente a la baja calidad dosimétrica de las imágenes e inestabilidad de los valores UH por la presencia de radiación dispersa, surge la necesidad de desarrollar estrategias alternativas que permitan evaluar la dosis real administrada en cada sesión de forma fiable.

Este trabajo se centra en el estudio del uso de imágenes iCBCT (CBCT iterativo), una modalidad de CBCT que incorpora reconstrucción iterativa para mejorar la estabilidad de los valores UH, en pacientes de cáncer de cabeza y cuello, con el objetivo de evaluar su viabilidad para el cálculo de dosis durante el tratamiento. Para ello, se plantea la hipótesis de que, corrigiendo la radiación dispersa presente en las imágenes iCBCT mediante el algoritmo Acuros CTS, es posible mejorar la precisión de los valores UH obtenidos y, por tanto, obtener una estimación fiable de la densidad electrónica de cada tejido.

De este modo, las imágenes iCBCT corregidas podrían utilizarse directamente para el cálculo de dosis sobre la anatomía real del paciente en cada sesión, sin necesidad de hacer deformaciones que aumentan las incertidumbres del cálculo de dosis.

Por tanto, el planteamiento del presente trabajo consiste en comparar los cálculos de dosis obtenidos sobre el CT de planificación y sobre imágenes iCBCT corregidas, con el objetivo de analizar si estas imágenes pueden proporcionar resultados dosimétricos suficientemente fiables para evaluar la distribución de dosis administrada durante el tratamiento y detectar posibles desviaciones que indiquen la necesidad de una replanificación.

Es importante destacar que el objetivo no es utilizar las imágenes iCBCT como base para generar un nuevo plan de tratamiento, sino usarlas como herramienta de verificación dosimétrica. Por ello, no se requiere que los resultados sean completamente exactos, sino suficientemente consistentes para valorar si la distribución de dosis sobre la anatomía actual del paciente se mantiene dentro de los márgenes aceptables. En caso de identificarse desviaciones relevantes que justifiquen una adaptación del tratamiento, la replanificación se realizaría sobre un nuevo CT de replanificación, adquirido específicamente para diseñar el nuevo plan terapéutico.

3.2 Uso de Acuros CTS para corrección de la radiación dispersa en CBCT

Acuros CTS (*Cone-beam Transport Solver*) es un algoritmo que permite estimar cuánta radiación dispersa llega al detector durante la adquisición de una imagen. Se basa en la resolución de la ecuación de transporte de Boltzmann, que describe cómo se mueven e interactúan los fotones cuando atraviesan el cuerpo del paciente.

El funcionamiento del algoritmo se basa en tres etapas principales. En primer lugar, simula cómo los fotones salen de la fuente de rayos X y atraviesan el cuerpo del paciente. Después simula las interacciones que se producen dentro del cuerpo, como la dispersión Compton, que es la principal responsable de la radiación dispersa. Por último, calcula qué parte de esa radiación, tanto primaria como dispersa, llega al detector.

El resultado de este proceso es una estimación de la radiación dispersa que hay en cada punto de la imagen. A partir de esa estimación, se puede corregir la imagen original restando la contribución de la dispersa. De esta manera, se obtiene la imagen con mejor contraste y con valores UH estables.

Una de las principales ventajas de Acuros CTS es que, a diferencia de otros métodos como Monte Carlo, realiza estos cálculos de forma muy rápida y con gran precisión. Utiliza un enfoque determinista que permite obtener resultados en tiempos compatibles con la práctica clínica, pero manteniendo una alta precisión en los resultados.



Además, en sistemas actuales como la iCBCT, el algoritmo Acuros CTS se integra en un proceso de reconstrucción iterativa. A diferencia de los métodos tradicionales que generan la imagen en un solo paso, los métodos iterativos van mejorando la imagen poco a poco. En cada iteración, el algoritmo corrige los errores detectados, de esta manera se puede reducir el ruido generado y mejorar la calidad de la imagen sin perder detalle en los bordes anatómicos.

En este trabajo se utiliza este tipo de reconstrucción iterativa con el objetivo de mejorar la calidad de las imágenes CBCT mediante la corrección de la radiación dispersa, facilitando así su uso en radioterapia [14].

Capítulo 4. Materiales y métodos

4.1 Materiales utilizados

Maniquí Rando (ALDERSON): El maniquí Alderson es un maniquí del cuerpo humano diseñado para simular tejidos y órganos. Esto permite estudiar la distribución de la radiación dentro del organismo en una anatomía fija. Se usa principalmente en radioterapia para medir la radiación en el tumor o en órganos cercanos, con el objetivo de evaluar riesgos y optimizar el tratamiento sin poner en riesgo al paciente. Tiene forma de cuerpo humano y está dividido en secciones o cortes, contiene orificios donde se pueden colocar detectores para medir las dosis [15].

Maniquí de densidades: Es un maniquí utilizado en radioterapia para la verificación y calibración de sistemas de imágenes y cálculo de dosis. Consiste en una estructura cilíndrica que contiene insertos de diferentes materiales con densidades conocidas, diseñados para simular distintos tejidos del cuerpo humano como tejido blando, hueso, pulmón...

Estos insertos permiten evaluar la relación entre los valores de UH obtenidos en la imagen y la densidad electrónica real asociada a cada inserto.

En este trabajo se emplea este maniquí para analizar la calidad de las imágenes CBCT y evaluar la precisión de los valores UH.

TrueBeam: El sistema TrueBeam es un acelerador lineal de uso clínico empleado en radioterapia externa para la generación y administración de haces de radiación de alta energía. Su función principal es producir radiación ionizante que permite depositar la dosis de radiación en el volumen tumoral con alta precisión, minimizando la dosis depositada en órganos adyacentes.

Además de su función terapéutica, el TrueBeam tiene sistemas avanzados de imagen que permiten la adquisición de imágenes volumétricas del paciente mediante CBCT. Este sistema de imagen está incorporado en el propio acelerador, lo que posibilita obtener imágenes del paciente en la misma posición en la que se va a administrar el tratamiento [3,6,16].

En este trabajo se utiliza el sistema TrueBeam para obtener las imágenes CBCT de los pacientes, del maniquí antropomórfico, y del maniquí de densidades, que servirán como base para el estudio.

Limbus: Es un software de autocontorneo utilizado en radioterapia que permite contornear de manera automática las diferentes estructuras anatómicas que aparecen en imágenes médicas, como las obtenidas con un CT o con CBCT. Su función principal es identificar y delimitar OAR y otras estructuras importantes para la planificación del tratamiento.

El sistema se basa en modelos de inteligencia artificial que son capaces de reconocer las diferentes estructuras a partir de patrones en las imágenes. De esta manera, una vez obtenidas las imágenes el software contornea automáticamente los diferentes tejidos y órganos, reduciendo la necesidad de una intervención manual inicial. Posteriormente, estos contornos automáticos son revisados y, si es necesario, corregidos por el médico especialista. Esto agiliza el proceso y facilita el flujo de trabajo en radioterapia [17,18].

Eclipse: Es un sistema de planificación (*Treatment Planning System*, TPS) desarrollado por Varian Medical System, utilizado en radioterapia para el cálculo de dosis y la optimización de los planes de tratamiento. Permite diseñar y evaluar la distribución de dosis en el paciente a partir de imágenes médicas como las obtenidas mediante CT o CBCT.

Su función principal es calcular con precisión la dosis absorbida por los tejidos, teniendo en cuenta la geometría del paciente y las propiedades físicas de los diferentes materiales. El sistema también integra herramientas para el contorneado de estructuras, la transferencia de contornos entre imágenes, la optimización del tratamiento, la evaluación dosimétrica mediante histogramas

dosis-volumen (*Dose-Volume Histogram*, DVH) y permite realizar registros rígidos y deformables de imágenes.

Además, Eclipse permite simular el tratamiento antes de su administración y verificar que cumple con los criterios clínicos establecidos, facilitando así la planificación de un tratamiento preciso y seguro para el paciente [6,19,21].

Velocity: Es un software de análisis y registro de imágenes médicas desarrollado por Varian Medical System, utilizado para realizar registros rígidos y deformables de imágenes. Su función principal es establecer una correspondencia espacial entre imágenes mediante algoritmos avanzados de registro. En concreto, el registro deformable implementado por Velocity genera un campo de desplazamientos que describe cómo se deforma cada vóxel de una imagen para adaptarse a la otra [21].

Además, también permite la transferencia de contorno y de la acumulación de dosis, lo que facilita el estudio en radioterapia adaptativa. El uso de este software facilita la evaluación de la dosis que realmente se ha administrado y permite mejorar la información a partir de la cual se toman decisiones clínicas como la necesidad de replanificación de un tratamiento.

4.2 Diseño experimental

Con el fin de estudiar la viabilidad del uso de imágenes iCBCT para el cálculo de dosis en cáncer de cabeza y cuello, la parte experimental de este trabajo se ha estructurado en las siguientes fases.

1. Se obtiene una tabla de densidad-UH que permiten relacionar los números UH de cada vóxel de las imágenes con las densidades de los distintos tejidos del cuerpo humano. Esta tabla se realiza a partir de imágenes iCBCT adquiridas, mediante el protocolo de cabeza y el protocolo de pelvis, así como de un CT convencional. El CT convencional se toma como referencia para evaluar si las curvas densidad-UH obtenidas en iCBCT se aproximan adecuadamente a esta relación.

A partir de esta tabla se genera una representación gráfica que permite visualizar y comparar la relación entre densidad y valores UH para cada modalidad de adquisición de imágenes.

El objetivo de esta primera fase es obtener la relación densidad-UH que posteriormente se utilizará para los cálculos, así como utilizar la tabla para comparar los diferentes resultados y evaluar si es necesario emplear una tabla en particular para el protocolo de cabeza o si se puede utilizar la tabla obtenida a partir de un CT convencional.

2. Se realiza un estudio con el maniquí antropomórfico ALDERSON, al que se le realiza un CT, una imagen iCBCT con protocolo de cabeza y otra iCBCT con protocolo de pelvis. Sobre estas imágenes se aplica la misma planificación, de manera que sea posible recalcular la dosis recibida en cada imagen y comparar los resultados obtenidos en función del tipo de adquisición que se ha utilizado con la dosis calculada en la imagen del CT.

3. Se seleccionan cinco pacientes que han requerido replanificación durante su tratamiento. En estos casos se toman las imágenes de varios iCBCT adquiridos en distintos días, el CT original y el CT de replanificación para calcular la dosis en cada imagen y comparar los resultados.

De estos cinco pacientes, se realiza un análisis más detallado de dos casos concretos. En uno de ellos, además del cálculo de dosis sobre las imágenes iCBCT y su comparación con el CT, se aplica, al CT original, un proceso de registro deformable de imágenes (DIR) con el objetivo de comparar los resultados obtenidos mediante ambas metodologías. En el otro caso, para el otro paciente, se adquiere una imagen iCBCT con protocolo de pelvis para analizar si esta estrategia permite mejorar los resultados.

4. Se llevan a cabo las comparaciones de los resultados entre las distintas modalidades y protocolos estudiados, con el propósito de evaluar la precisión y utilidad de las imágenes iCBCT en el cálculo de dosis.

En los apartados siguientes se describen de manera detallada el proceso de realización de cada una de las fases.

4.3 Protocolos de iCBCT utilizados

Este trabajo se centra en el estudio del uso de imágenes iCBCT en tratamientos de cáncer de cabeza y cuello. Sin embargo, para el desarrollo experimental se han utilizado distintos protocolos de adquisición, concretamente los protocolos de cabeza y de pelvis, debido a que las imágenes obtenidas tienen diferentes características, especialmente en relación con el campo de visión y la posición del detector.

Los protocolos de adquisición de imágenes definen las condiciones bajo las cuales se obtiene la imagen, incluyendo parámetros como el campo de visión y los valores de exposición (miliamperios por segundo, mAs), entre otros. Estas características influyen directamente en la calidad de la imagen que se obtiene y en la anatomía representada.

El parámetro más relevante es el campo de visión (*Field of view*, FOV), que se define como el volumen o región anatómica que es capturada durante la adquisición de la imagen. En sistemas de imagen como un CT y un CBCT, el FOV determina qué estructuras del paciente quedan incluidas dentro de la imagen reconstruida. El tamaño del FOV depende de diferentes factores, entre ellos el protocolo de adquisición empleado. En concreto, en imágenes CBCT, el FOV está condicionado por la posición del detector. En el protocolo de cabeza, el detector se encuentra centrado, lo que limita el campo de visión, en cambio, en protocolos como pelvis o tórax, el detector se encuentra lateralizado, permitiendo abarcar un mayor volumen atómico [20].

Un FOV reducido puede ser suficiente para tareas como la verificación del posicionamiento del paciente en el momento de la aplicación del tratamiento, donde únicamente es necesario visualizar una región concreta del paciente. Sin embargo, para aplicaciones del cálculo de dosis, es fundamental disponer de un FOV que incluya toda la anatomía relevante, ya que la falta de algunas estructuras anatómicas próximas a la región de estudio puede introducir errores de cálculo importantes en los resultados dosimétricos.

El protocolo de cabeza está diseñado para regiones anatómicas relativamente estrechas. En este tipo de adquisiciones, el detector se encuentra centrado respecto al paciente, lo que permite mejorar la calidad de imagen en la región de interés y obtener mayor resolución espacial local. Sin embargo, esta configuración limita el tamaño del FOV, de manera que no es posible capturar la totalidad de la anatomía de interés. Concretamente, utilizando este protocolo, estructuras necesarias para el cálculo de dosis, como los hombros, quedan fuera del FOV de las imágenes CBCT. Debido a que estas estructuras son necesarias para un cálculo dosimétrico preciso, es necesario añadirlas posteriormente de manera manual.

Por otro lado, el protocolo de pelvis está diseñado para regiones anatómicas más amplias. En este tipo de adquisición, el detector se desplaza lateralmente respecto a su posición centrada habitual, lo que permite aumentar el FOV obtenido. Gracias a esta configuración, es posible incluir una mayor extensión anatómica dentro de la imagen CBCT.

Al aplicar este protocolo en pacientes de cabeza y cuello, se consigue incluir estructuras como los hombros, resolviendo así la limitación de protocolo de cabeza, tal y como se muestra en la Figura 3. Sin embargo, este protocolo presenta diferentes condiciones de adquisición, especialmente los mAs utilizados, lo que puede afectar a la calidad de la imagen y, por tanto, a la precisión del cálculo de dosis. Debido a esto, en este trabajo también se va a estudiar si es posible utilizar el protocolo de pelvis en estudios de cabeza y cuello.

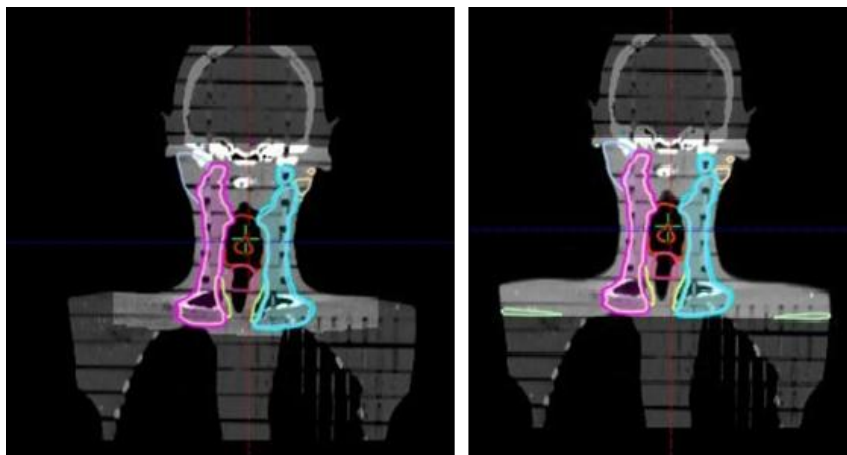


Figura 3: Comparación del FOV obtenido mediante protocolo de cabeza (izquierda) y el protocolo de pelvis (derecha) en imágenes iCBCT. El FOV está representado por la zona delimitada con el fondo gris claro.

4.4 Obtención de la tabla de densidad-UH

Para la obtención de la relación entre la densidad y unidades UH, se utilizó el maniquí antropomórfico ALDERSON y el maniquí de densidades con insertos de materiales conocidos. El montaje experimental empleado para la adquisición de las imágenes se muestra en la Figura 4.

En primer lugar, con el objetivo de simular las condiciones anatómicas de la manera más realista posible, el maniquí de densidades se colocó entre dos cortes del maniquí ALDERSON, de manera que quedara rodeado por estructuras equivalentes a un cuerpo humano real. A este montaje se le realizaron una iCBCT con protocolo de cabeza, otro iCBCT con protocolo de pelvis y un CT convencional.

Las imágenes obtenidas fueron importadas al sistema de planificación Eclipse. En cada una de ellas, se seleccionaron regiones de interés (*Region of interest*, ROIs) de forma circular sobre los distintos insertos del maniquí de densidades, de manera que se pueda medir los valores de UH correspondientes a cada material. Dado que la densidad de cada inserto es conocida, fue posible establecer una relación directa entre los valores UH medidos y la densidad de los materiales.

Este procedimiento se realizó para las tres imágenes obtenidas, dando como resultado una relación densidad-UH distinta para cada una de las imágenes en función del tipo de adquisición empleado.

Además, se incluyeron los valores correspondientes a una iCBCT con protocolo de cabeza adquirida hace un año, obtenida bajo las mismas condiciones experimentales. La inclusión de estos datos permite evaluar la estabilidad temporal de la relación densidad-UH, analizando si las tablas obtenidas se mantienen a lo largo del tiempo.

A partir de los datos obtenidos, se construyó una tabla y una representación gráfica, incluidas en la sección 5.1 del Capítulo de resultados, Tabla 1 y Figura 9, respectivamente. Estos datos permiten analizar las diferencias entre las distintas modalidades y protocolos de adquisición.

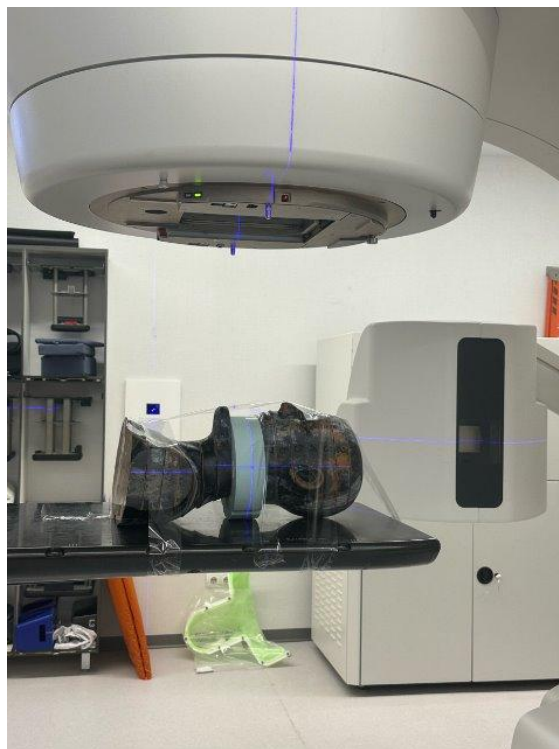


Figura 4: Montaje experimental utilizado para la adquisición de las imágenes iCBCT, en el que el maniquí de densidades, que es el cilindro azul, se sitúa entre dos cortes del maniquí antropomórfico ALDERSON.

En la Figura 5 se muestra una de las imágenes obtenidas del maniquí de densidades. En ella se puede ver las ROIs seleccionadas sobre los distintos insertos representadas con círculos de distintos colores, utilizadas para obtener los valores medios de UH de cada material.

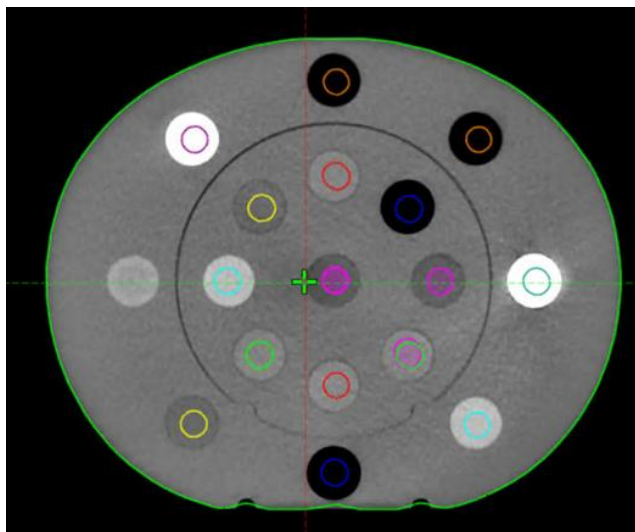


Figura 5: Maniquí de densidades utilizado para la obtención de la relación densidad-UH. Los círculos de colores representan las regiones de interés seleccionadas sobre los distintos insertos de materiales de densidades conocidas.

4.5 Estudio con maniquí antropomórfico ALDERSON

Para evaluar si es posible el cálculo de las dosis en las imágenes iCBCT mediante el algoritmo Acuros CTS, se llevó a cabo un estudio utilizando el maniquí ALDERSON. Para ello se realizaron

tres imágenes del maniquí: una con iCBCT con protocolo de cabeza, una iCBCT con protocolo de pelvis y un CT.

El uso de un maniquí permite eliminar fuentes de incertidumbre presentes en estudios con pacientes, como el movimiento interno de los órganos, posibles errores de posicionamiento o cambios anatómicos externos como variaciones de volumen. De esta manera, se trabaja en condiciones controladas en las que la anatomía permanece constante. Debido a esto, si el procedimiento es adecuado y el algoritmo funciona correctamente sobre imágenes iCBCT, el cálculo de dosis obtenido a partir de estas imágenes debería ser igual al obtenido sobre el CT, el cual consideramos como referencia.

Una vez obtenidas las imágenes, se seleccionó aleatoriamente un paciente del que se va a tomar los contornos de los órganos de riesgo, los PTV y la planificación. Esta planificación y contornos son lo que se aplicaron a las tres imágenes para poder comparar resultados.

En primer lugar, se realizó un registro rígido entre el CT del paciente seleccionado y el CT del maniquí. A partir de este registro se transfirieron todos los contornos del paciente al CT del maniquí. Una vez se tuvo la imagen del CT con los contornos se le aplicó la planificación y se asignaron las metas clínicas establecidas para el tratamiento. Estas metas definen las condiciones que debe cumplir la planificación en términos de cobertura de los PTV y de límite máximo de dosis en los OAR. Después se seleccionó la tabla de densidad-UH del CT para realizar el cálculo de dosis.

Un ejemplo de metas clínicas utilizadas para evaluar la planificación dosimétrica se muestra en la Figura 6, donde se recogen los criterios de cobertura de los PTV y los límites máximos de dosis establecidos para los órganos de riesgo.

Clinical Goals		Plan	ori170Gy33F
		Total Dose	6996.0 cGy
		Clinical Goal Summary	4 0 18
PTV59.4_Cuello_...	P1	D 2.0 % < 6356 cGy	6579.08 cGy
	P1	D 98.0 % > 5643 cGy	5647.34 cGy
	P1	D 95.0 % > 5643 cGy	5748.86 cGy
	P1	D 50.0 % > 5940 cGy	6015.91 cGy
PTV66_Resto_Jen...	P1	D 2.0 % < 7062 cGy	6994.61 cGy
	P1	D 98.0 % > 6270 cGy	6506.00 cGy
	P1	D 95.0 % > 6270 cGy	6565.41 cGy
	P1	D 50.0 % > 6600 cGy	6723.13 cGy
PTV69.96_Tumor...	P1	D 2.0 % < 7486 cGy	7239.51 cGy
	P1	D 98.0 % > 6646 cGy	6665.34 cGy
	P1	D 95.0 % > 6646 cGy	6728.95 cGy
	P1	D 50.0 % > 6996 cGy	7029.56 cGy
Esofago	P2	V 4500 cGy < 33.0 %	3.14 %
Larynx	P2	Dmax < 6700 cGy	7366.98 cGy
Mandibula	P2	Dmax < 7000 cGy	7069.62 cGy
Parotida_D	P2	V 2600 cGy < 50.0 %	47.91 %
Parotida_I	P2	V 2600 cGy < 50.0 %	48.11 %
PRVmedula	P2	Dmax < 4500 cGy	2839.71 cGy
Tiroides	P2	V 5000 cGy < 50.0 %	78.82 %
TMJoint_L	P2	Dmax < 5500 cGy	1484.43 cGy
TMJoint_R	P2	Dmax < 5500 cGy	2060.12 cGy
Troncocefalo	P2	Dmax < 5400 cGy	2107.42 cGy

Figura 6: Ejemplo de metas clínicas en una planificación para un volumen tumoral de cabeza y cuello.

En segundo lugar, se tomó la iCBCT con protocolo de cabeza y se le transfirieron todos los contornos desde el CT del maniquí a la imagen iCBCT. Debido a que el FOV de este protocolo no incluye completamente los hombros, fue necesario reconstruir esta estructura manualmente. Para ello se realizó un registro rígido entre el CT y la iCBCT con el fin de alinear ambas imágenes, se generaron los contornos del cuerpo para ambas imágenes y se realizó la operación de sustracción (CT – iCBCT), obteniendo así la región anatómica que está presente en el CT, pero

falta en la iCBCT. A esta estructura, denominada medio dispersor, se le asignó densidad equivalente al agua.

Al asignarle densidad equivalente al agua esta región no reproduce las densidades reales de los tejidos anatómicos de la estructura, sin embargo, debido a que en tratamientos de cabeza-cuello la irradiación no incide directamente sobre los hombros, no es necesario tener las densidades reales, sino que es suficiente tener la anatomía completa.

Una vez reconstruida toda la anatomía, se aplicó la planificación, se asignaron las metas clínicas y se realizaron dos cálculos diferentes utilizando distintas tablas densidad-UH, una con la tabla del protocolo de cabeza y otra con la tabla del CT.

Por último, se tomó la iCBCT con protocolo de pelvis, los contornos se transfirieron desde el CT y, debido a que el FOV de este protocolo sí incluye los hombros, no es necesaria reconstrucción manual. También se aplicó la planificación, se asignaron las metas clínicas y se realizaron dos cálculos de dosis, uno con la tabla del protocolo de pelvis y otro con la tabla del CT.

El uso del maniquí conlleva algunas limitaciones asociadas. Por un lado, al estar compuesto por cortes, se observó la presencia de regiones de aire entre secciones, lo que podía afectar al cálculo de dosis. Estas regiones tuvieron que ser corregidas manualmente con herramientas de Eclipse. Por otro lado, algunos OAR quedaban parcialmente fuera del FOV en la parte inferior de la imagen, lo cual generaba resultados dosimétricos irreales debido a la presencia de aire en zonas donde anatómicamente debería haber tejido. Para simular que el tejido continuaba después del último corte del maniquí se extendió el último corte mediante herramientas de Eclipse, asegurando que los OAR quedaban completamente contenidos en la imagen.

En la Figura 7 se muestra la configuración experimental de la adquisición de las imágenes iCBCT del maniquí antropomórfico ALDERSON en el acelerador lineal.



Figura 7: Adquisición de imágenes iCBCT del maniquí antropomórfico ALDERSON.

Tras la adquisición de las imágenes, los contornos del paciente fueron transferidos al CT del maniquí. En la Figura 8 se muestra las vistas frontal y sagital del maniquí con los contornos correspondientes a los volúmenes y órganos de riesgo utilizados en la evaluación dosimétrica.



Figura 8: Vista frontal (izquierda) y vista sagital (derecha) del CT del maniquí ALDERSON con los contornos del paciente transferidos.

4.6 Estudio con pacientes

El siguiente estudio se realizó en pacientes con el objetivo de evaluar el cálculo en condiciones clínicas reales. Para ello, se seleccionaron 5 pacientes tratados con tumores de cabeza y cuello que habían necesitado replanificación a lo largo del tratamiento: cuatro de ellos habían finalizado su tratamiento y el quinto se encontraba aún en tratamiento, pero ya había necesitado replanificación.

En cada paciente se analizaron varias imágenes iCBCT adquiridas en distintos días de tratamiento, añadiendo para todos los pacientes la iCBCT adquirida el mismo día que se realizó el CT de replanificación, de manera que fuera posible comparar los cálculos de dosis realizados sobre la iCBCT y el CT bajo las mismas condiciones anatómicas, minimizando así la influencia de los cambios de volumen en el cálculo.

Además del cálculo de dosis, el análisis de estas imágenes permitió estudiar las causas de replanificación en cada paciente, evaluando los cambios anatómicos observables durante el tratamiento.

De los cinco pacientes incluidos en el estudio, se establecieron diferentes enfoques de análisis en función de las características de cada caso.

En primer lugar, se realizó un estudio de los tres primeros pacientes (pacientes 1, 2 y 3) siguiendo un mismo esquema. Para cada uno de ellos se seleccionaron un total de cuatro imágenes iCBCT, dos adquiridas antes de la replanificación, una que se realizó el mismo día que el CT de replanificación y una última posterior a la replanificación. Esta selección permitió estudiar la evolución general de la distribución de dosis a lo largo del tratamiento y analizar la precisión del cálculo dosimétrico en el día en el que se realizó tanto la iCBCT como el CT de replanificación que se utiliza como referencia.

En segundo lugar, se analizó un cuarto paciente (paciente 4) con el que se hizo un estudio adicional. En este caso, además de seguir un esquema similar de selección de imágenes (dos iCBCT previas a la replanificación, una que corresponde con el mismo día y una posterior), se añadió un estudio adicional basado en registro deformable (DIR).

Por último, en el quinto paciente (paciente 5) se llevó a cabo un estudio más exhaustivo, con el objetivo de analizar en mayor detalle la evolución del tratamiento. En este caso, se seleccionaron un total de nueve imágenes iCBCT distribuidas a lo largo del tratamiento. Además, una de ellas se realizó utilizando protocolo de pelvis de manera que se pudo evaluar las diferencias en el cálculo con respecto a las imágenes iCBCT realizadas con protocolo de cabeza, especialmente en relación con la limitación FOV.

4.6.1 Análisis de los pacientes 1, 2 y 3

Para los pacientes 1, 2 y 3 se siguió el mismo procedimiento de análisis basado en el estudio de cuatro imágenes iCBCT.

En primer lugar, las imágenes iCBCT seleccionadas fueron procesadas mediante la herramienta de autocontorneo Limbus, obteniendo los contornos de los órganos de riesgo de cada imagen.

A continuación, se trataron de manera independiente las dos primeras imágenes iCBCT realizadas antes de la replanificación. Para cada una de ellas, se realizó un registro deformable con el CT original para trasladar los CTV y PTV del CT al iCBCT, ya que estas estructuras no pueden ser autocontorneadas con Limbus.

Debido a las limitaciones del FOV en las imágenes iCBCT realizadas con protocolo de cabeza, fue necesario completar la anatomía de manera manual. Para ello, se generó el contorno del cuerpo de la iCBCT y se realizó una operación de sustracción (CT-iCBCT), obteniendo así tanto la región anatómica que falta en la iCBCT como posibles variaciones de volumen producidas a lo largo del tratamiento.

Una vez reconstruida la anatomía completa, se transfirió la planificación original del paciente, se asignaron las metas clínicas y se seleccionó la tabla densidad-UH del protocolo de cabeza para realizar el cálculo de dosis.

Después de estas dos imágenes se analizaron la tercera y cuarta imagen, que corresponden al día de la replanificación y a varios días después, respectivamente. En estos casos, se siguió el mismo procedimiento descrito anteriormente, con la diferencia de que el registro deformable se realizó con el CT de replanificación como imagen de referencia. También se utilizó la planificación de la replanificación, junto con sus correspondientes metas clínicas, para realizar los cálculos de dosis.

4.6.2 Análisis del paciente 4

En el caso del paciente cuatro, se siguió inicialmente el mismo procedimiento descrito para los pacientes anteriores, seleccionando cuatro imágenes iCBCT (dos previas a la replanificación, una del mismo día de la replanificación y una posterior) y realizando los cálculos de dosis de cada una de ellas.

La principal diferencia en este caso radica en la incorporación de un estudio adicional basado en un registro deformable de imagen (DIR). Concretamente, se realizó un DIR entre el CT original y la iCBCT del día de la replanificación, obteniendo así un CT deformado que reproduce la anatomía del paciente en ese momento del tratamiento.

Este enfoque permite evaluar tres conjuntos de imágenes de un mismo día:

- La iCBCT con protocolo de cabeza, sobre la que se realiza el cálculo de dosis mediante la metodología propuesta anteriormente.
- El CT de replanificación, que actúa como imagen de referencia al tratarse de una imagen sobre la que se considera que el cálculo dosimétrico presenta una precisión adecuada.
- El CT deformado (DIR), que representa la estrategia que se emplea actualmente para adaptar el cálculo de dosis a los cambios anatómicos.

De esta manera, es posible comparar directamente los resultados obtenidos con la metodología propuesta frente al enfoque basado en DIR en condiciones anatómicas equivalentes.

4.6.3 Análisis del paciente 5

El paciente 5 corresponde al caso en el que se realizó un estudio adicional del uso del protocolo de pelvis en el cálculo de dosis sobre imágenes iCBCT.

Al tratarse de un paciente que se encontraba en tratamiento en el momento del estudio, se solicitó la adquisición de una iCBCT con protocolo de pelvis durante una de las sesiones. Esto permitió

comparar el cálculo sobre una imagen con este protocolo y una de las iCBCT obtenidas con protocolo de cabeza. Además, esta iCBCT con protocolo de pelvis se realizó un día después de realizar el CT de replanificación, por tanto, la anatomía se puede considerar idéntica al CT.

Se seleccionaron nueve imágenes iCBCT, distribuidas a lo largo del tratamiento con una separación aproximada de 5 días entre ellas. Esta elección se basa en que, en tumores de cabeza y cuello, los cambios anatómicos no suelen ser significativos en intervalos muy cortos de tiempo como puede ocurrir con estructuras anatómicas como la vejiga.

Para las cuatro primeras iCBCT, se siguió el mismo procedimiento descrito anteriormente para los pacientes 1, 2 y 3, utilizando el CT original como referencia para el registro rígido y el registro deformable, y reconstruyendo la anatomía faltante debida a las limitaciones del FOV.

La quinta imagen iCBCT corresponde al día que se realizó el CT de replanificación, lo que permite realizar una comparación directa entre ambas imágenes al tener la misma anatomía. En este caso se realizó el mismo tratamiento de imagen, utilizando el CT de replanificación como referencia para los registros, la transferencia de contornos y la planificación transferida.

La sexta imagen fue la adquirida con protocolo de pelvis, por lo que no fue necesario realizar la reconstrucción de los hombros, ya que estaban completamente incluidos en el FOV. Tras el autocontorneo mediante Limbus y la realización de los registros rígido y deformable con el CT de replanificación, se transfirieron los PTV y directamente se aplicó la planificación correspondiente a la replanificación con las correspondientes metas clínicas.

En este caso se realizaron dos cálculos de dosis diferentes: uno utilizando la tabla de densidad-UH del protocolo de cabeza y otro empleando la tabla correspondiente al protocolo de pelvis.

Finalmente, para las últimas tres imágenes iCBCT, se volvió a aplicar el procedimiento general descrito con el CT de replanificación como imagen de referencia, incluyendo la reconstrucción de la anatomía faltante en la iCBCT.

Capítulo 5. Resultados

Los resultados se organizan siguiendo el flujo experimental desarrollado en el trabajo. Primero se muestra la obtención de la relación densidad-UH, necesaria para asignar una densidad a cada valor UH y permitir el cálculo de dosis sobre las imágenes iCBCT. Después se exponen los resultados del estudio con el maniquí antropomórfico ALDERSON, utilizado como primera validación del cálculo en un entorno controlado. Finalmente se analizan los resultados obtenidos para los cinco pacientes, con el fin de evaluar si las imágenes corregidas proporcionan una estimación dosimétrica suficientemente fiable en un entorno clínico real.

5.1 Relación densidad-UH

En la Tabla 1 se recogen los valores de UH obtenidos a partir del maniquí de densidades para los distintos insertos con densidad conocida. Según se explica en el capítulo 11.3, estos datos corresponden a las imágenes adquiridas mediante iCBCT con protocolo de cabeza actual, iCBCT con protocolo de cabeza adquirida hace un año, CT convencional y una iCBCT con protocolo de pelvis. La inclusión de una iCBCT con protocolo de cabeza adquirida un año antes permite evaluar la estabilidad temporal de los valores UH y comprobar si la relación densidad-UH se mantiene consistente a lo largo del tiempo bajo condiciones de adquisición equivalentes.

DENSIDAD (g/cc)	iCBCT con PROTOCOLO DE CABEZA ACTUAL (UH)	iCBCT con PROTOCOLO DE CABEZA ANTIGUA (UH)	CT CONVENCIONAL (UH)	iCBCT con PROTOCOLO DE PELVIS (UH)
0,001	-999	-999	-999	-999
0,205	-838	-850	-768	-818
0,507	-512	-513	-472	-503
0,96	-74	-62	-66	-62
0,99	-37	-25	-26	-29
1,06	65	80	57	59
1,07	72	97	62	77
1,16	311	345	228	289
1,53	1212	1274	870	1091

Tabla 1: Valores de unidades Hounsfield (UH) obtenidos para los distintos insertos de densidades, correspondientes a imágenes adquiridas con distintos protocolos.

A partir de estos datos se ha representado la relación densidad-UH para cada uno de los tipos de adquisición de imagen, tal y como se muestra en la Figura 9.

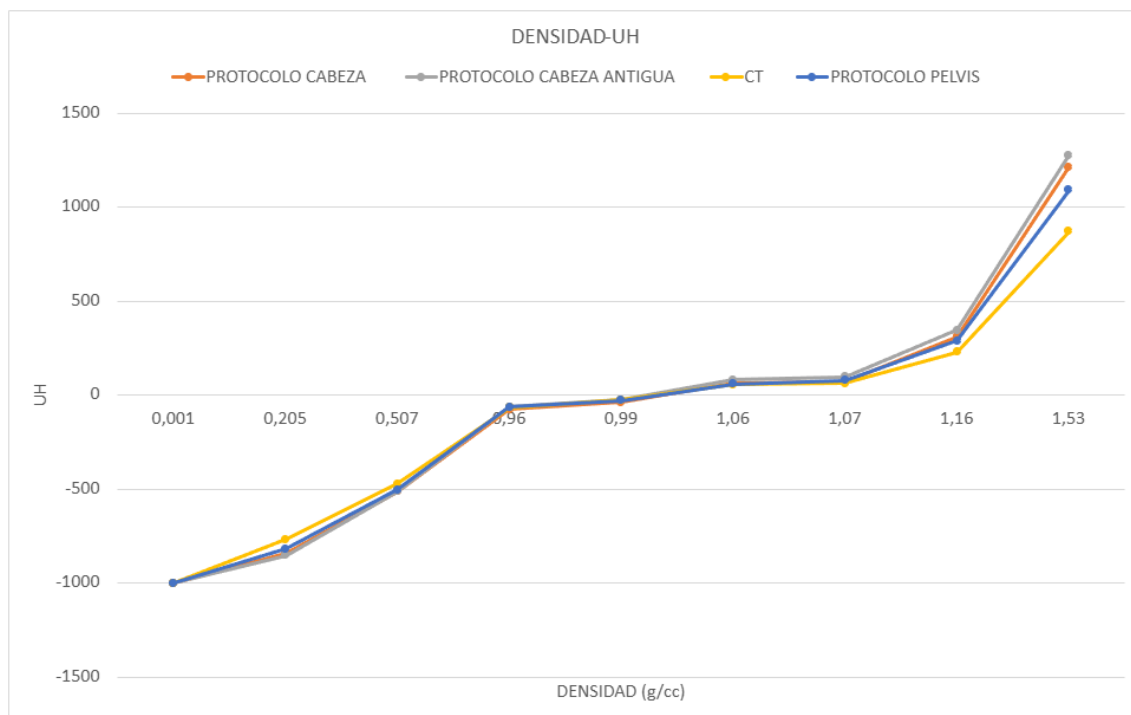


Figura 9: Relación densidad-UH para las distintas modalidades de adquisición de imagen.

5.2 Maniquí antropomórfico ALDERSON

Los resultados obtenidos del estudio con el maniquí antropomórfico ALDERSON se van a centrar en primer lugar en los volúmenes objetivo (PTV56, PTV59,4 y PTV70), ya que constituyen el principal criterio de evaluación del cálculo dosimétrico. Posteriormente, se muestran los resultados obtenidos en algunos OAR, concretamente en las parótidas y la médula espinal.

Los distintos volúmenes-objetivo analizados (PTV56, PTV59,4 y PTV70) corresponden a regiones con diferentes niveles de dosis prescrita, donde el número asociado a cada PTV indica la dosis en Gy que se pretende administrar a dicho volumen, siendo el PTV70 el volumen de mayor dosis y, por tanto, el más relevante desde el punto de vista clínico.

El resto de las estructuras analizadas no se incluyen en este apartado, dado que corresponden a cálculos puntuales, cuya evaluación puede verse afectada por las limitaciones del registro entre imágenes. Por este motivo el análisis se centra en los PTV, mientras que los resultados completos se recogen en el Anexo.

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

En la Tabla 2 se muestran los valores obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos en cada uno de los PTV, para las imágenes iCBCT obtenidas con protocolo de cabeza, aplicando la tabla tanto de cabeza como la del CT, los resultados de las imágenes iCBCT obtenidas con protocolo de pelvis calculados tanto con la tabla de pelvis como con la del CT y por último los resultados obtenidos del CT convencional que servirán de referencia.

Para cada uno de estos volúmenes, se incluye diferentes indicadores dosimétricos expresados en porcentaje, como por ejemplo el 50%, 98% o 2%, que representan las dosis recibidas por ese porcentaje del volumen. En este sentido, el valor correspondiente a D50% del PTV70 indica la dosis que recibe al menos el 50% del volumen. Este decir, el 50% recibe una dosis igual o superior. De manera análoga, el D98% y el D2% del PTV70 corresponde a la dosis que recibe al menos el 98% y el 2% del volumen, respectivamente, siendo esto un indicador de la cobertura del PTV.

		PROTOCOLO Y TABLA DE CABEZA (cGy)	PROTOCOLO DE CABEZA Y TABLA DEL CT (cGy)	PROTOCOLO Y TABLA DE PELVIS (cGy)	PROTOCOLO DE PELVIS Y TABLA DE CT (cGy)	CT (cGy)
PTV56	D50%	5865,7	5870,9	5841,1	5858,2	5856,1
	D98%	5519,5	5514,3	5509,9	5523,8	5542,2
	D95%	5602,5	5601,3	5582,2	5596,5	5612,2
PTV59,4	D50%	6209,6	6209,8	6188,6	6203,9	6196,9
	D98%	5752,5	5748	5778	5787,2	5820,2
	D95%	5873	5868,7	5870,5	5881,5	5904,2
PTV70	D50%	7148,2	7113	7139,2	7145	7169,6
	D98%	6723,1	6684,3	6709,1	6695,8	6889,6
	D95%	6876,4	6836,9	6870,2	6868,3	6952,6
	D2%	7370,7	7335,4	7353	7362,6	7346,9

Tabla 2: Resultados de los indicadores dosimétricos para los PTV del maniquí antropomórfico ALDERSON.

De forma complementaria, en la Tabla 3 se presenta las relaciones entre los distintos cálculos, facilitando evaluar de manera directa las diferencias entre las diferentes modalidades de adquisición de imágenes y las tablas densidad-UH empleadas. Estas relaciones permiten comprobar el grado de concordancia entre los valores dosimétricos obtenidos en cada caso. Puesto que el objetivo es que los resultados del cálculo de dosis sobre iCBCT sean lo más similares posible a los calculados sobre el CT de referencia, el valor ideal de esta relación sería 1. Un valor próximo a 1 indica una buena concordancia entre ambos cálculos, mientras que desviaciones respecto a 1 reflejan diferencias dosimétricas entre las modalidades comparadas. Este mismo criterio de interpretación se aplica tanto al estudio realizado con el maniquí antropomórfico ALDERSON como al posterior análisis en pacientes.

Concretamente se incluyen las relaciones entre los valores obtenidos del CT y los correspondientes a las imágenes iCBCT con protocolo de cabeza (utilizando tanto la tabla de cabeza como la del CT), así como con las imágenes iCBCT con protocolo de pelvis (empleando igualmente ambas tablas). Por último, se muestra la relación entre el protocolo de cabeza y el protocolo de pelvis, cada una con sus respectivas tablas.

		CT/cabeza (tabla de cabeza)	CT/cabeza (tabla del CT)	CT/pelvis (tabla de pelvis)	CT/pelvis (tabla del CT)	Cabeza (tabla de cabeza) / pelvis (tabla de pelvis)
PTV56	D50%	0,998	0,997	1,003	1,000	0,996
	D98%	1,004	1,005	1,006	1,003	0,998
	D95%	1,002	1,002	1,005	1,003	0,996

(continuación)

		CT/cabeza (tabla de cabeza)	CT/cabeza (tabla del CT)	CT/pelvis (tabla de pelvis)	CT/pelvis (tabla del CT)	Cabeza (tabla de cabeza) / pelvis (tabla de pelvis)
PTV59,4	D50%	0,998	0,998	1,001	0,999	0,997
	D98%	1,012	1,013	1,007	1,006	1,004
	D95%	1,005	1,006	1,006	1,004	1,000
PTV70	D50%	1,003	1,008	1,004	1,003	0,999
	D98%	1,025	1,031	1,027	1,029	0,998
	D95%	1,011	1,017	1,012	1,012	0,999
	D2%	1,00	1,00	1,00	0,99	0,99

Tabla 3: Relación entre los valores obtenidos del cálculo de dosis obtenidos en el maniquí antropomórfico ALDERSON para las distintas configuraciones de cálculo en iCBCT.

En la Tabla 4 se presenta una forma alternativa de visualizar estos resultados, basada en el porcentaje de dosis media recibida por cada PTV respecto a su dosis prescrita. Este parámetro indica qué porcentaje de la dosis prescrita que está recibiendo, de media, cada PTV. De este modo, permite evaluar el comportamiento global del cálculo dosimétrico y comparar de forma directa las diferencias entre el CT de referencia y las imágenes iCBCT.

% DOSIS MEDIA	CT	PROTOCOLO DE CABEZA	PROTOCOLO DE PELVIS
PTV56	83,7%	83,7%	83,4%
PTV59,4	88,4%	88,3%	88,2%
PTV70	102,2%	101,9%	101,7%

Tabla 4: Porcentaje de dosis media recibida por los PTV del maniquí antropomórfico ALDERSON, para el CT convencional y las imágenes iCBCT con protocolos de cabeza y pelvis.

A partir de estos resultados de la Tabla 4, se observa que los valores obtenidos en las imágenes iCBCT presentan diferencias porcentuales inferiores al 0,5% respecto al CT de referencia en los tres PTV analizados. La mayor diferencia de porcentajes se observa en la comparación entre el CT y el protocolo de pelvis para el PTV70, donde el porcentaje de dosis media pasa de 102,2% a 101,7%.

Para facilitar la interpretación de estos resultados, se utilizan curvas DVH (Dose-Volume Histogram), que representan la distribución de dosis en un volumen determinado. En estas curvas, la dosis absoluta (cGy) indica la cantidad de radiación administrada, mientras que la dosis relativa (%) representa el porcentaje del volumen que recibe al menos dicha dosis.

Esta similitud también se aprecia en la Figura 10, donde se representa la distribución de dosis mediante curvas DVH para los distintos PTV.

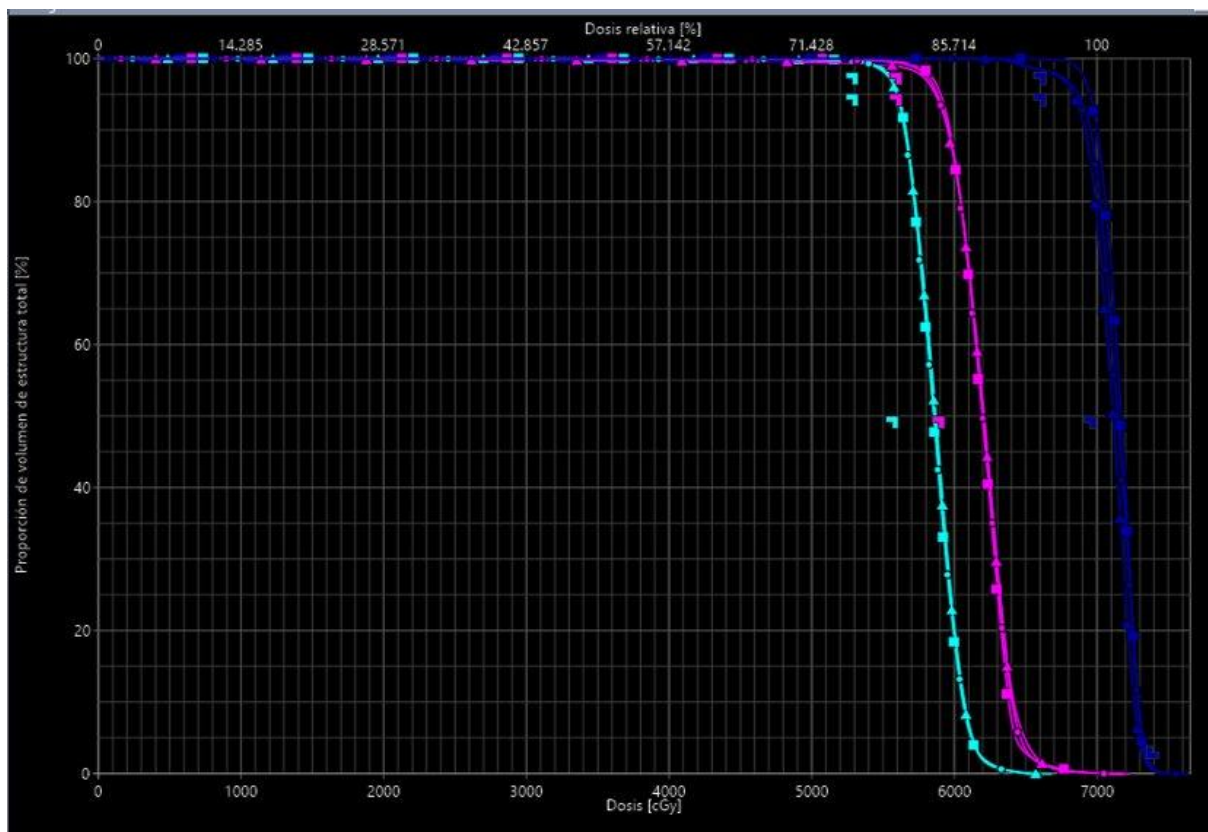


Figura 10: Curvas DVH de los volúmenes objetivo del maniquí antropomórfico ALDERSON. Se representa la dosis relativa (%) en función de la dosis absoluta (cGy). Los distintos PTV se identifican por el color: PTV56 (azul claro), PTV59,4 (rosa) y PTV70 (azul oscuro). Los marcadores indican la modalidad del cálculo: CT (cuadrados), iCBCT con protocolo de cabeza (triángulos) e iCBCT con protocolo de pelvis (puntos).

Análisis de órganos de riesgo

De forma complementaria, se analizaron algunos órganos de riesgo, concretamente las parótidas y la médula espinal, con el objetivo de comprobar la coherencia global del cálculo de dosis.

En la Tabla 5 se recogen los valores de dosis obtenidos para estas estructuras en las distintas modalidades del cálculo. Las parótidas están en % del volumen que recibe más de 26 Gy (V26Gy) y la médula en el valor máximo de dosis (Dmax) ya que estos son los límites que se valoran en estos OAR.

	PROTOCOLO Y TABLA DE CABEZA	PROTOCOLO DE CABEZA Y TABLA DEL CT	PROTOCOLO Y TABLA DE PELVIS	PROTOCOLO DE PELVIS Y TABLA DE CT	CT
PARÓTIDA IZQUIERDA					
V26Gy	49,5%	49,5%	49,7%	49,7%	50,3%
PARÓTIDA DERECHA					
V26Gy	47,1%	47,1%	46,9%	46,9%	47,6%
MÉDULA (Dmax)	4321,7 cGy	4317,1 cGy	4271,2 cGy	4288,7 cGy	4277,9 cGy

Tabla 5: Valores de dosis en las parótidas (en %) y la médula (en cGy) del maniquí antropomórfico ALDERSON, obtenidos para las distintas configuraciones de cálculo de iCBCT y CT convencional.

De forma adicional, de la misma manera que en el análisis de los PTV, en la Tabla 6 se presentan las relaciones entre los distintos cálculos, tomando como referencia el CT convencional.

	CT/cabeza (tabla de cabeza)	CT/cabeza (tabla del CT)	CT/pelvis (tabla de pelvis)	CT/pelvis (tabla del CT)	Cabeza/pelvis
PARÓTIDA IZQUIERDA	1,015	1,016	1,012	1,012	1,002
PARÓTIDA DERECHA	1,010	1,012	1,015	1,015	0,995
MÉDULA	0,990	0,991	1,002	0,997	0,988

Tabla 6: Relación entre los valores de dosis obtenidos en las parótidas y la médula del maniquí antropomórfico ALDERSON para las distintas configuraciones de cálculo en iCBCT y CT convencional.

A partir de estos datos, se construye la Figura 11 y la Figura 12. En primer lugar, la Figura 11 representa el % de volumen que recibe 26Gy que es la dosis de tolerancia para las distintas configuraciones de obtención de imágenes.

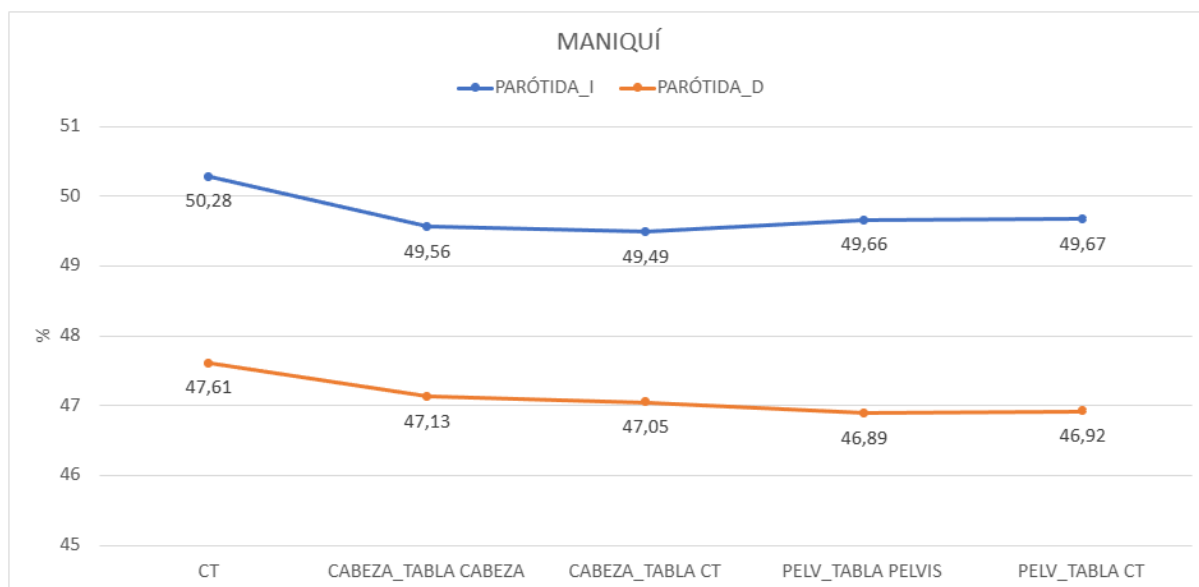


Figura 11: Dosis en tanto por cien en las parótidas izquierda (I) y derecha (D) del maniquí antropomórfico ALDERSON, para las distintas configuraciones de cálculo en CT e iCBCT (protocolos de cabeza y pelvis con sus respectivas tablas de densidad-UH).

De igual manera en la Figura 12 se muestra la dosis correspondiente a la médula espinal según la modalidad de adquisición de imagen empleada.

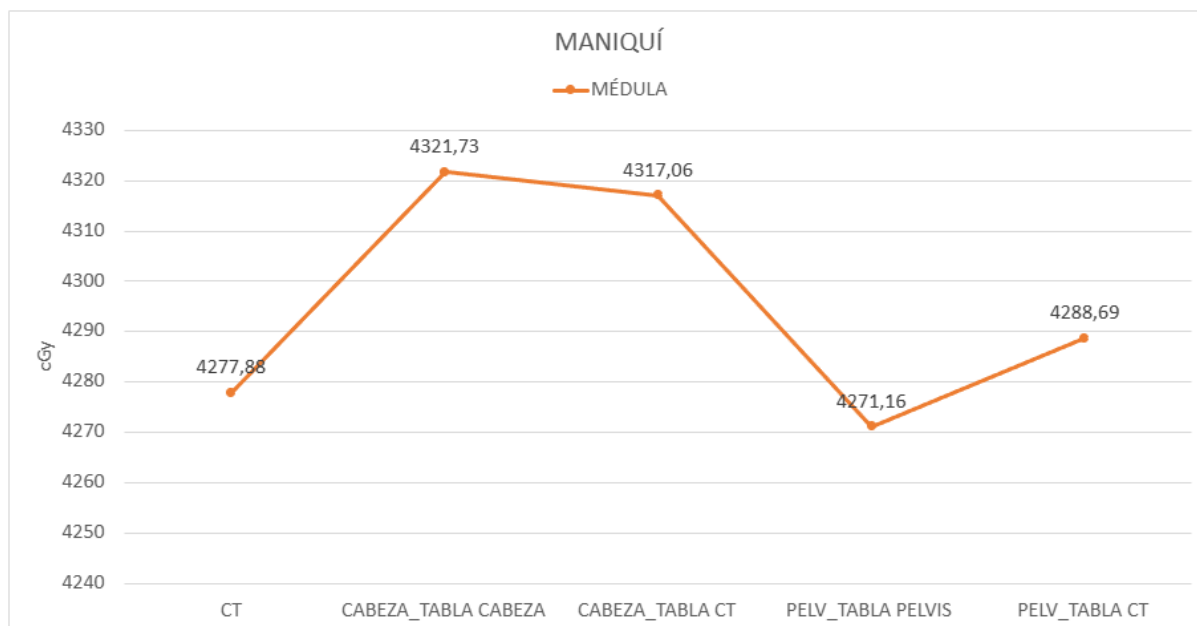


Figura 12: Dosis (cGy) en la médula espinal del maniquí antropomórfico ALDERSON, obtenida para las diferentes configuraciones de cálculo en CT e iCBCT (protocolos de cabeza y pelvis con sus respectivas tablas de densidad-UH).

Para ambos casos se observa, tanto en las tablas numéricas como en las gráficas generadas, que los valores obtenidos en iCBCT presentan una tendencia similar a los del CT, con variaciones inferiores al 2% entre modalidades. Sin embargo, se encuentran mayores desviaciones en la médula debido a que se está valorando la dosis máxima puntual en un vóxel y, por tanto, presenta mayor variabilidad.

5.3 Estudio de los pacientes

En este apartado se presentan los resultados dosimétricos de los cinco pacientes obtenidos para cada uno de los días de estudio, analizando tanto los PTV como algunos OAR. Para facilitar la interpretación de los resultados, además de los valores de dosis, se estudian distintas relaciones entre modalidades de imagen. En primer lugar, se compara el CT de replanificación con la iCBCT adquirida ese mismo día y calculado empleando diferentes tablas de densidades. Esta relación permite evaluar la precisión del cálculo de dosis sobre la iCBCT, de modo que valores próximos a 1 indicarían una buena concordancia entre ambas imágenes y, por tanto, un cálculo dosimétrico adecuado sobre la iCBCT. Por otro lado, se analiza la relación entre el CT original y la iCBCT del día de la replanificación, así como entre el CT original y el CT de replanificación. Estas comparaciones permiten valorar las diferencias entre la dosis planificada al inicio del tratamiento y la dosis que se está recibiendo en el momento de la de la replanificación, una vez se han producido cambios anatómicos y variaciones de volumen en el paciente. Finalmente se representa, mediante gráficas, la evolución de la dosis recibida por las distintas estructuras a lo largo del tratamiento, con el objetivo de observar las posibles fluctuaciones dosimétricas asociadas a los cambios anatómicos.

5.3.1 Pacientes 1, 2 y 3

A partir del procedimiento descrito, se obtuvieron los resultados dosimétricos correspondientes a cada una de las imágenes analizadas para los pacientes 1, 2 y 3. Con el fin de facilitar la interpretación de los datos y evaluar la evolución de la dosis a lo largo del tratamiento, el análisis se ha estructurado de forma individual para cada paciente.

En cada caso, se presentan los resultados más relevantes centrados en los PTV, complementados con el estudio de algunos OAR.

5.3.1.1 Paciente 1

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

En la Tabla 7 se muestran los valores de dosis obtenidos para los distintos indicadores en cada uno de los PTV analizados, correspondientes a las diferentes imágenes iCBCT adquiridas en distintos momentos a lo largo del tratamiento, así como al CT original y al del CT de replanificación. La imagen iCBCT realizada el día 17-07-2024 coincide con la fecha de realización del CT de replanificación. Sobre esta imagen se llevaron a cabo dos cálculos independientes, empleando en primer lugar la tabla de densidad-UH del protocolo de cabeza y, posteriormente, se realizó otro cálculo aplicando la tabla densidad-UH del propio CT.

Además, a partir de la anatomía del CT de la replanificación se han obtenido también dos cálculos distintos, por un lado, el denominado CT_replan, que corresponde al cálculo de la planificación original en la anatomía del CT de replanificación, y por otro lado el cálculo que aparece en las gráficas llamado REPLAN, que corresponde con el cálculo de la nueva planificación en la anatomía del CT de replanificación.

Concretamente, se van a analizar del PTV54,12 el D50% y el D95%; del PTV59,4 el D50% y el 95%; y por último del PTV70 el D50%, D98%, D95% y D2%.

	CT_original (cGy)	04-07- 2024 (cGy)	11-07- 2024 (cGy)	17-07-2024 Tabla cabeza (cGy)	17-07- 2024 Tabla CT (cGy)	17-07-2024 CT_replan (cGy)	19-08- 2024 (cGy)
PTV54,12							
D50%	5500,0	5477,6	5480,2	5511,5	5511,4	5594,3	5510,2
D95%	5230,5	4423,6	4366,5	4300,2	4309,9	4413,1	5191,1
PTV59,4							
D50%	6020,9	6042,5	6045,9	6091,5	6077,5	6157,3	6093,6
D95%	5652,0	5194,2	5169,5	4817,3	4812,1	4738,7	5604,4
PTV70							
D50%	7094,0	7176,5	7188,6	7263,9	7265,6	7156,1	7100,2
D98%	6869,6	6976,5	6932,4	7053,6	7051,3	6215,7	6638,6
D95%	6933,0	7021,6	7008,4	7103,7	7101,3	6410,9	6714,9
D2%	7264,4	7344,9	7365,4	7413,5	7415,7	7403,1	7317

Tabla 7: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 1.

De forma complementaria, en la Tabla 8 se presentan las relaciones entre distintos cálculos. En primer lugar, se puede ver la relación entre el cálculo de la planificación original en el CT de replanificación con el cálculo de la iCBCT del día 17-07-2024 tanto con la tabla de cabeza como con la tabla del CT. Debido a que tanto la iCBCT como el CT son del mismo día podemos asumir que el paciente tenía exactamente la misma anatomía y por tanto las diferencias observadas pueden atribuirse al método de cálculo o a errores de posicionamiento y no a cambios anatómicos del paciente. Posteriormente se muestra la relación entre el CT original y el cálculo sobre la iCBCT con la tabla de cabeza y con el cálculo de la planificación original en el CT de replanificación. Esta relación refleja la correspondencia entre la dosis que recibía cada estructura en la planificación original y en el día en que se decidió replanificar.

		CT_replan / iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan / iCBCT (tabla CT)	CT_original / iCBCT (tabla cabeza)	CT_original / CT_replan
PTV54,12	D50%	1,015	1,015	0,998	0,983
	D95%	1,026	1,024	1,216	1,185
PTV59,4	D50%	1,011	1,013	0,988	0,978
	D95%	0,984	0,985	1,173	1,193
PTV70	D50%	0,985	0,985	0,977	0,991
	D98%	0,881	0,881	0,974	1,105
	D95%	0,902	0,903	0,976	1,081
	D2%	0,999	0,998	0,980	0,981

Tabla 8: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 1 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

En la Figura 13 se representa la evolución de la dosis correspondiente al PTV70 al 50% a lo largo del tratamiento. Se representa este PTV porque es el volumen clínicamente más relevante, ya que es el que más dosis recibe. Además, se toma el D50% porque es el valor central de la distribución de dosis.

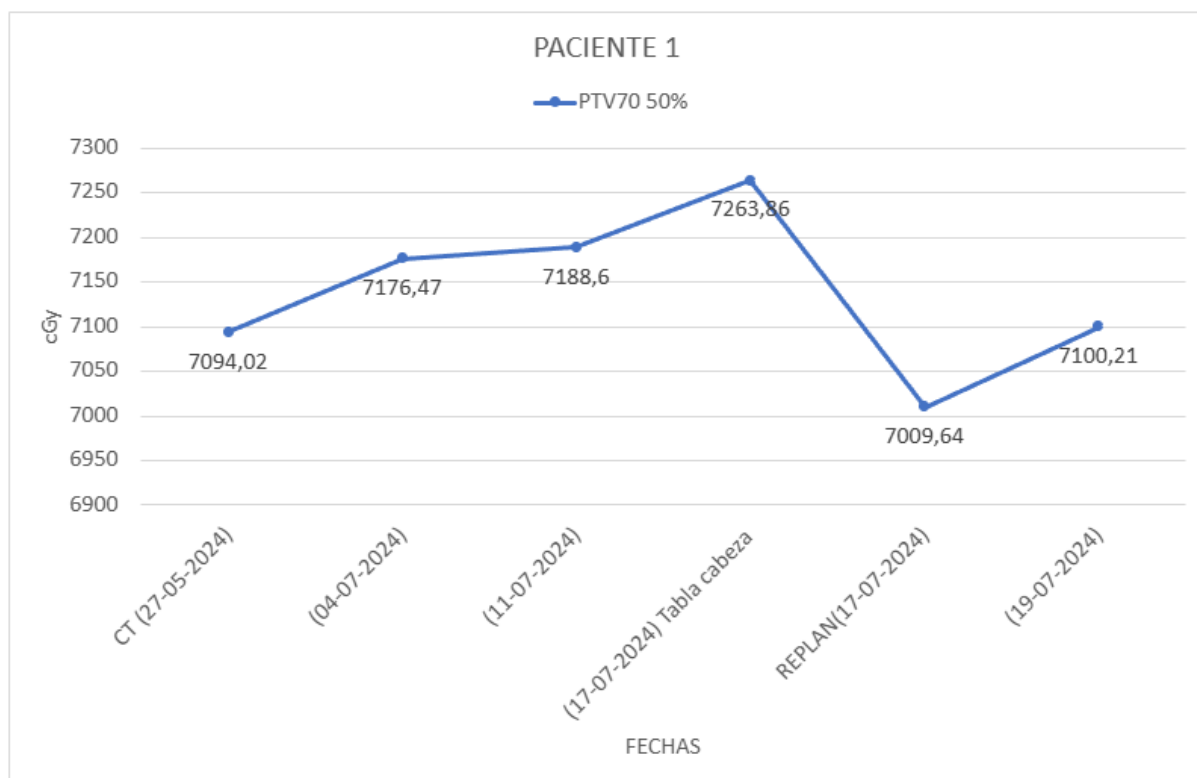


Figura 13: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 1 a lo largo del tratamiento.

Análisis de órganos de riesgo

Se analizaron también algunos órganos de riesgo seleccionados por su relevancia clínica, concretamente las parótidas y la médula espinal, con el objetivo evaluar la dosis recibida en estructuras cercanas al tejido tumoral.

En la Tabla 9 se recogen los valores de dosis obtenidos para estas estructuras, para la médula espinal en cGy y para las parótidas en %, a lo largo del tratamiento.

	CT_original	04-07-2024	11-07-2024	17-07-2024 (Tabla cabeza)	17-07-2024 (Tabla CT)	17-07-2024 (CT_replan)	19-08-2024
PARÓTIDA IZQUIERDA							
V26Gy	38,8%	43,9%	49,6%	53,5%	53,4%	63,6%	45,4%
PARÓTIDA DERECHA							
V26Gy	37,8%	60,2%	63,6%	60,8%	60,8%	67,2%	48,5%
MÉDULA							
Dmax	4027,2 cGy	4242,1 cGy	3994,4 cGy	5136,1 cGy	5151,3 cGy	4445,3 cGy	4181,3 cGy

Tabla 9: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 1 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.

De la misma forma que en el caso de los PTV, en la Tabla 10 se muestra la relación del cálculo de la planificación original con el cálculo en las iCBCT del día 17-07-2024 con ambas tablas y la relación entre el CT original y, por un lado, el cálculo de la iCBCT con la tabla del protocolo de cabeza y, por otro lado, el cálculo del CT_replan.

	CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PARÓTIDA IZQUIERDA	1,188	1,191	0,724	0,610
PARÓTIDA DERECHA	1,105	1,105	0,621	0,562
MÉDULA	0,865	0,863	0,784	0,906

Tabla 10: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 1 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

En la Figura 14 se muestra una gráfica de la evolución de la dosis en ambas parótidas a lo largo del tratamiento.

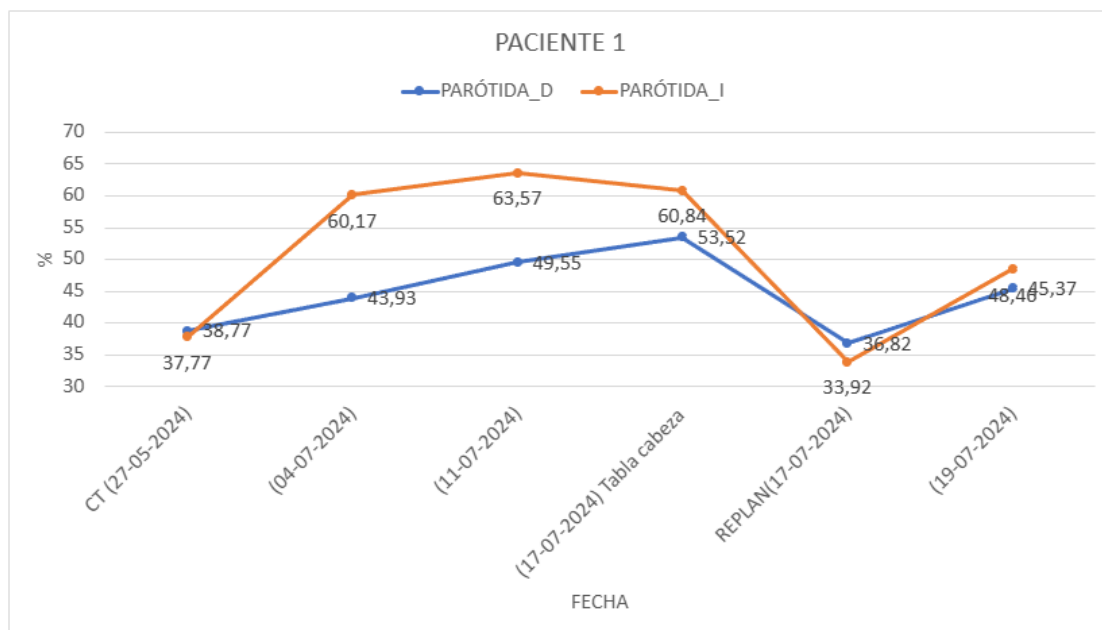


Figura 14: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 1 a lo largo del tratamiento.

De igual manera, en la Figura 15 se representa la evolución de la dosis en la médula espinal a lo largo del tratamiento.

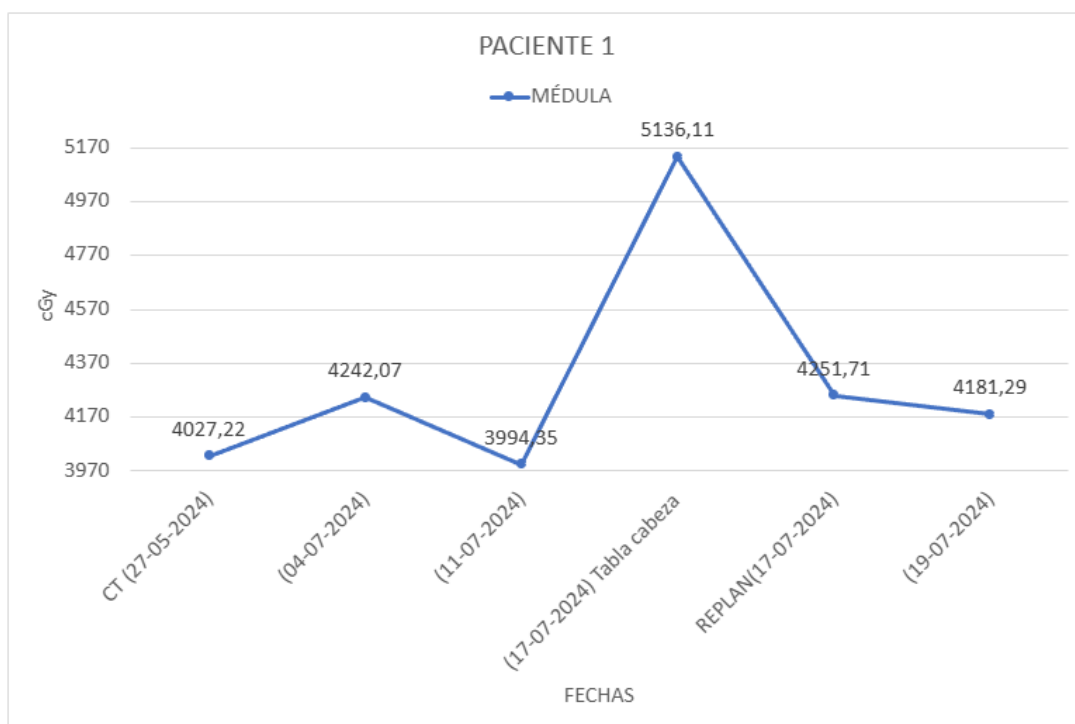


Figura 15: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 1 a lo largo del tratamiento.

5.3.1.2 Paciente 2

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

Dado que el procedimiento de cálculo es el mismo que el descrito en el Paciente 1, en este caso se presentan directamente los resultados obtenidos para los PTV, la parótida derecha, la parótida izquierda y la médula espinal.

En la Tabla 11 se muestran los valores de dosis correspondientes a los distintos indicadores dosimétricos para los PTV analizados, obtenidos a partir de las imágenes iCBCT adquiridas en diferentes momentos del tratamiento, del CT original y del CT de replanificación.

	CT_original (cGy)	08-10- 2024 (cGy)	21-10- 2024 (cGy)	07-11-2024 Tabla cabeza (cGy)	07-11- 2024 Tabla CT (cGy)	07-11-2024 CT_replan (cGy)	25-11- 2024 (cGy)
PTV56d							
D50%	5635,7	5698,7	5710,6	5812,1	5808,0	5799,9	5755,6
D98%	5345,5	5267,9	5259,1	5296,6	5286,4	5381,9	5272,2
D95%	5423,7	5414,5	5440,9	5488,2	5470,9	5498,9	5432,2
PTV56i							
D50%	5642,8	5703,9	5733,6	5939,1	5951,6	5885,4	5876,9
D98%	5380,1	5171,3	5468,2	5526,1	5526,2	5452,3	5565,0
D95%	5442,3	5360,1	5525,4	5641,5	5643,6	5576,2	5641,5
PTV70							
D50%	7056,3	7155,6	7183,5	7444,5	7466,9	7400,9	7056,3
D98%	6670,2	6183,9	6345,7	6914,9	6919,9	6914,4	6670,2
D95%	6806,6	6515,2	6720,08	7137,2	7136,9	7100,4	6806,6
D2%	7234,9	7428,5	7422,4	7702,6	7727,1	7763,7	7234,9

Tabla 11: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 2 a partir del CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

De igual manera que en el paciente 1, en la Tabla 12 se presentan las relaciones entre los distintos cálculos.

		CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PTV56d	D50%	0,998	0,999	0,970	0,972
	D98%	1,016	1,018	1,009	0,993
	D95%	1,002	1,005	0,988	0,986
PTV56i	D50%	0,991	0,989	0,950	0,959
	D98%	0,987	0,987	0,974	0,987
	D95%	0,988	0,988	0,965	0,976

(continuación)

		CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PTV70	D50%	0,994	0,991	0,948	0,953
	D98%	1,000	0,999	0,965	0,965
	D95%	0,995	0,995	0,954	0,959
	D2%	1,008	1,005	0,939	0,932

Tabla 12: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 2 para los distintos cálculos realizados sobre el CT de replanificación, las imágenes iCBCT y el CT original.

Para facilitar la interpretación de la evolución temporal, en la Figura 16 se representa la dosis correspondiente al D50% del PTV70 a lo largo del tratamiento.

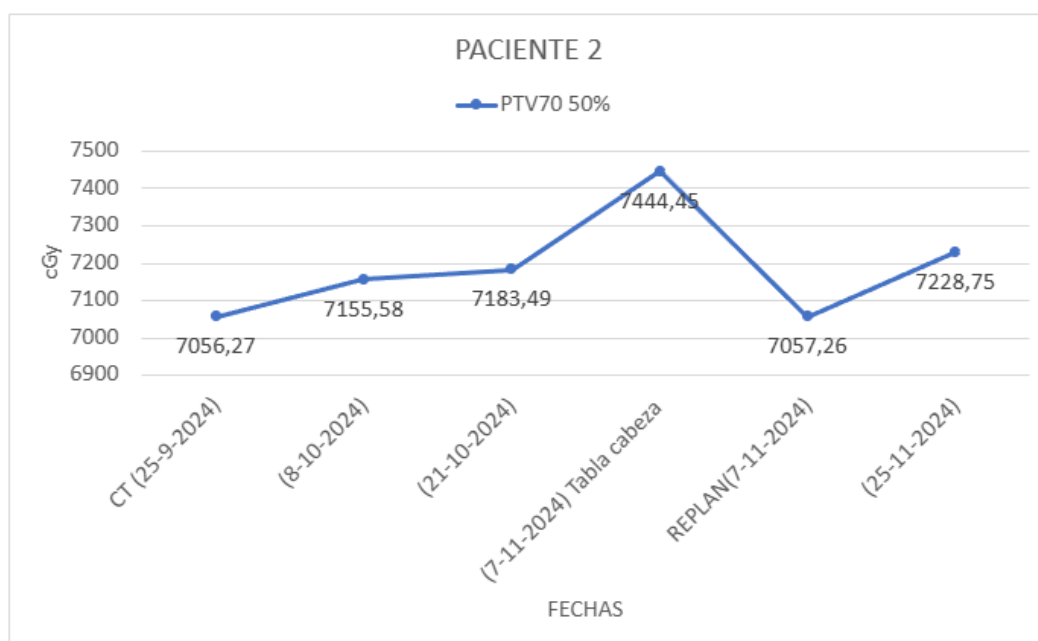


Figura 16: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 2 a lo largo del tratamiento.

Análisis de los órganos de riesgo

En la Tabla 13 se recogen los valores de dosis correspondientes a las parótidas y a la médula espinal a lo largo del tratamiento.

	CT_original	08-10-2024	21-10-2024	07-11-2024 (Tabla cabeza)	07-11-2024 (Tabla CT)	07-11-2024 (CT_replan)	25-11-2024
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	39,2%	49,9%	47,1%	46,9%	46,7%	53,8%	59,1%
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	34,4%	31,8%	38,6%	44,9%	44,8%	45,8%	41,5%

(continuación)

	CT_original	08-10-2024	21-10-2024	07-11-2024 (Tabla cabeza)	07-11-2024 (Tabla CT)	07-11-2024 (CT_replan)	25-11-2024
MÉDULA Dmax	3792,3 cGy	3965,7 cGy	3846,3 cGy	4056,0 cGy	4065,9 cGy	4166,6 cGy	4500,2 cGy

Tabla 13: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 2 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.

Además, en la Tabla 14 se presentan las relaciones entre los distintos cálculos, de manera análoga al análisis realizado para los PTV.

	CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	1,149	1,152	0,837	0,729
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	1,020	1,022	0,766	0,752
MÉDULA Dmax	1,027	1,025	0,935	0,910

Tabla 14: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 2 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

Para facilitar la visualización de los resultados, en la Figura 17 y la Figura 18 se muestra la evolución temporal de las dosis en las parótidas y en la médula espinal.

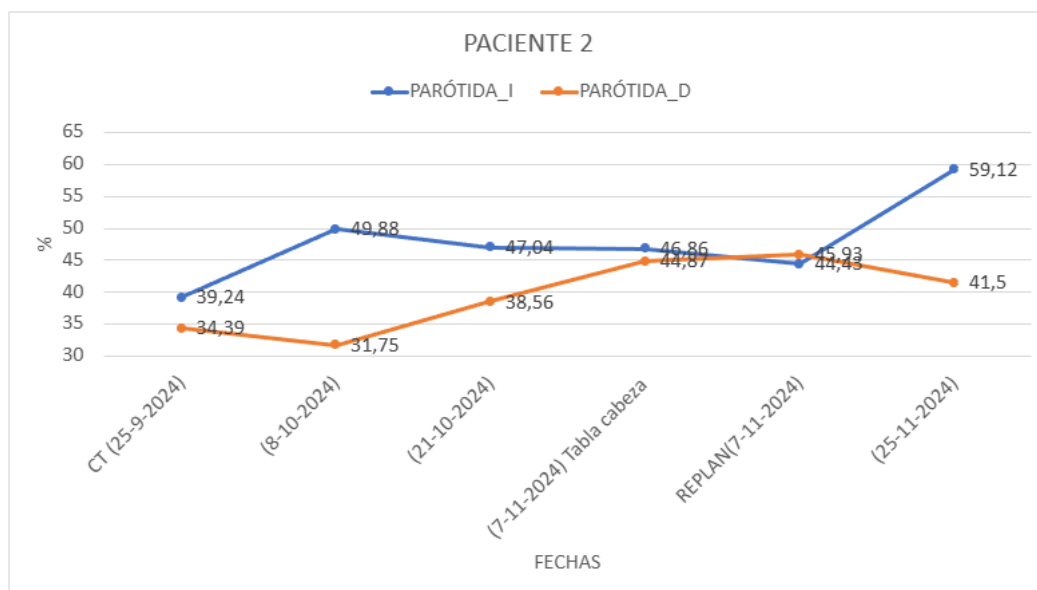


Figura 17: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 2 a lo largo del tratamiento.

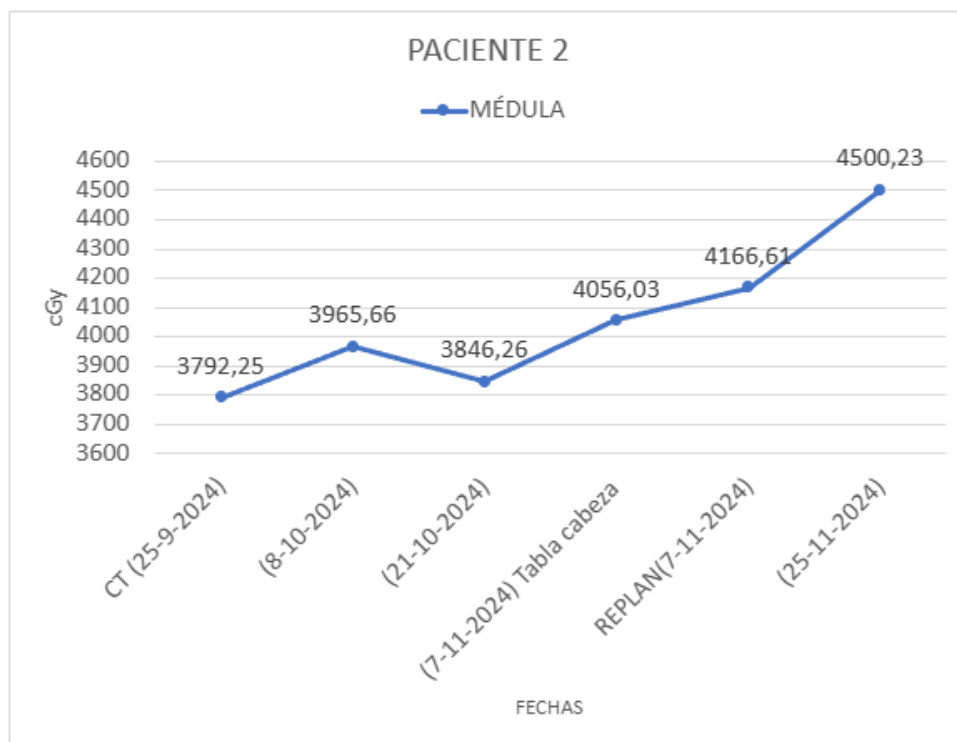


Figura 18: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 2 a lo largo del tratamiento.

5.3.1.3 Paciente 3

Manteniendo la misma metodología descrita anteriormente, se presentan a continuación los resultados dosimétricos obtenidos para las diferentes estructuras del Paciente 3.

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

La Tabla 15 recoge los valores de dosis calculados para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV a partir del CT original, las distintas imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

	CT_original (cGy)	02-10- 2024 (cGy)	11-10- 2024 (cGy)	22-10- 2024 Tabla cabeza (cGy)	22-10- 2024 Tabla CT (cGy)	22-10-2024 CT_replan (cGy)	19-11- 2024 (cGy)
PTV56							
D50%	5744,0	5816,2	5798,0	5853,6	5856,4	5865,7	5811,9
D98%	5407,0	5487,1	5519,0	5437,0	5435,3	5451,7	5513,2
D95%	5501,7	5569,4	5586,9	5543,4	5542,1	5564,8	5619,3
PTV66							
D50%	6749,5	6842,6	6843,3	6901,9	6907,0	6924,8	6797,1
D98%	6274,2	5955,0	6348,3	6427,5	6427,0	6447,0	6285,0
D95%	6432,0	6300,0	6523,7	6575,2	6573,9	6592,7	6533,4

(continuación)

	CT_original (cGy)	02-10- 2024 (cGy)	11-10- 2024 (cGy)	22-10- 2024 Tabla cabeza (cGy)	22-10- 2024 Tabla CT (cGy)	22-10-2024 CT_replan (cGy)	19-11- 2024 (cGy)
PTV70							
D50%	7058,5	7094,6	7107,5	7128,9	7127,6	7129,9	7093,3
D98%	6740,3	6348,1	6301,2	3155,9	3150,0	3931,6	6425,2
D95%	6840,0	6508,8	6469,5	5975,9	5958,3	6066,5	6704,4
D2%	7274,9	7355,6	7373,0	7427,0	7430,5	7471,3	7314,6

Tabla 15: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 3 a partir del CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

Para comparar los diferentes métodos de cálculo, en la Tabla 16 se muestran las relaciones entre los valores obtenidos en cada conjunto de imágenes.

		CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PTV56	D50%	1,00	1,00	0,98	0,98
	D98%	1,00	1,00	0,99	0,99
	D95%	1,00	1,00	0,99	0,99
PTV66	D50%	1,00	1,00	0,98	0,97
	D98%	1,00	1,00	0,98	0,97
	D95%	1,00	1,00	0,98	0,98
PTV70	D50%	1,00	1,00	0,99	0,99
	D98%	1,25	1,25	2,14	1,71
	D95%	1,02	1,02	1,14	1,13
	D2%	1,01	1,01	0,98	0,97

Tabla 16: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 3 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

Con el objetivo de visualizar la evolución temporal de la dosis administrada, en la Figura 19 se representa el comportamiento del indicador D50% del PTV70 a lo largo de las diferentes sesiones.

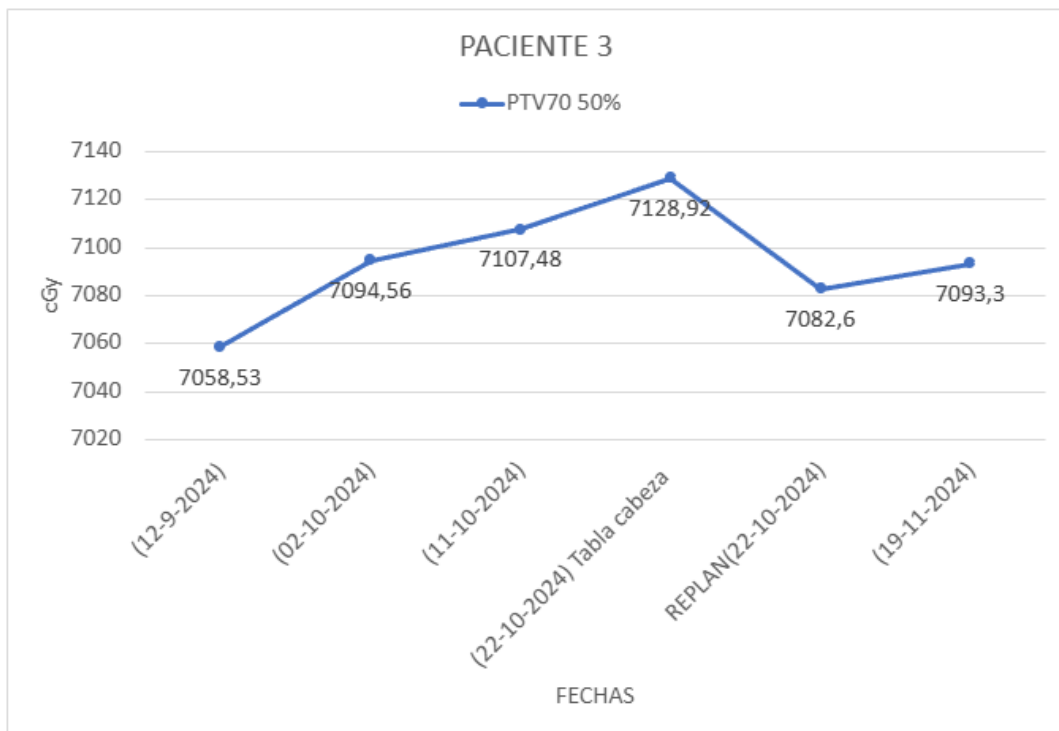


Figura 19: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 3 a lo largo del tratamiento.

Análisis de los órganos de riesgo

En relación con los órganos de riesgo, la Tabla 17 presenta los valores de dosis obtenidos para ambas parótidas y para la médula espinal en las distintas imágenes estudiadas.

	CT_original	02-10-2024	11-10-2024	22-10-2024 (Tabla cabeza)	22-10-2024 (Tabla CT)	22-10-2024 (CT_replan)	19-11-2024
PARÓTIDA IZQUIERDA							
V26Gy	49,0%	54,3%	46,2%	49,3%	49,2%	48,6%	85,0%
PARÓTIDA DERECHA							
V26Gy	40,8%	46,9%	44,3%	45,4%	45,2%	46,3%	78,2%
MÉDULA Dmax	3784,3 cGy	4434,2 cGy	3924,2 cGy	4015,9 cGy	4010,6 cGy	4197,7 cGy	4029,0 cGy

Tabla 17: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 3 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento y el CT de replanificación.

Además, la Tabla 18 incluye las relaciones entre los diferentes cálculos dosimétricos realizados para estas estructuras, permitiendo evaluar las variaciones existentes entre las distintas imágenes utilizadas.

	CT_replan/iCBCT (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT (tabla CT)	CT_original/iCBCT (tabla cabeza)	CT_original/CT_replan
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	0,98	0,99	0,99	1,01
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	1,02	1,02	0,90	0,88
MÉDULA Dmax	1,05	1,05	0,94	1,11

Tabla 18: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 3 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación.

Por último, en la Figura 20 y la Figura 21 muestran la evolución de las dosis recibidas por las parótidas y por la médula espinal a lo largo del tratamiento.

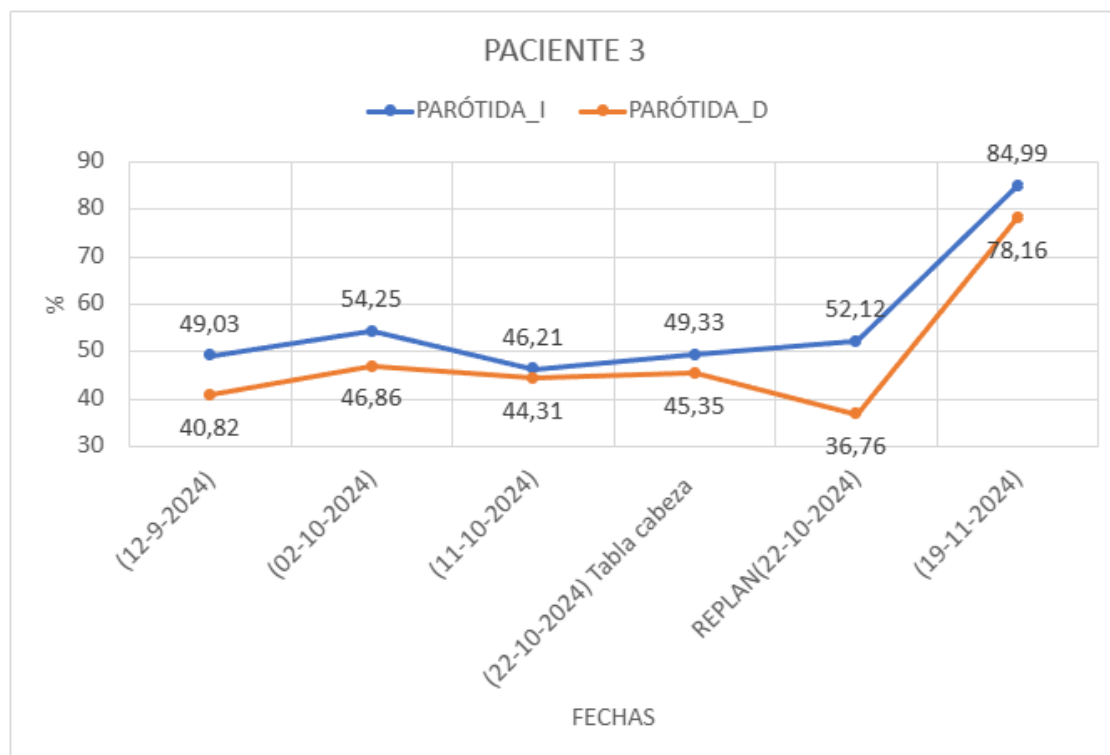


Figura 20: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 3 a lo largo del tratamiento.

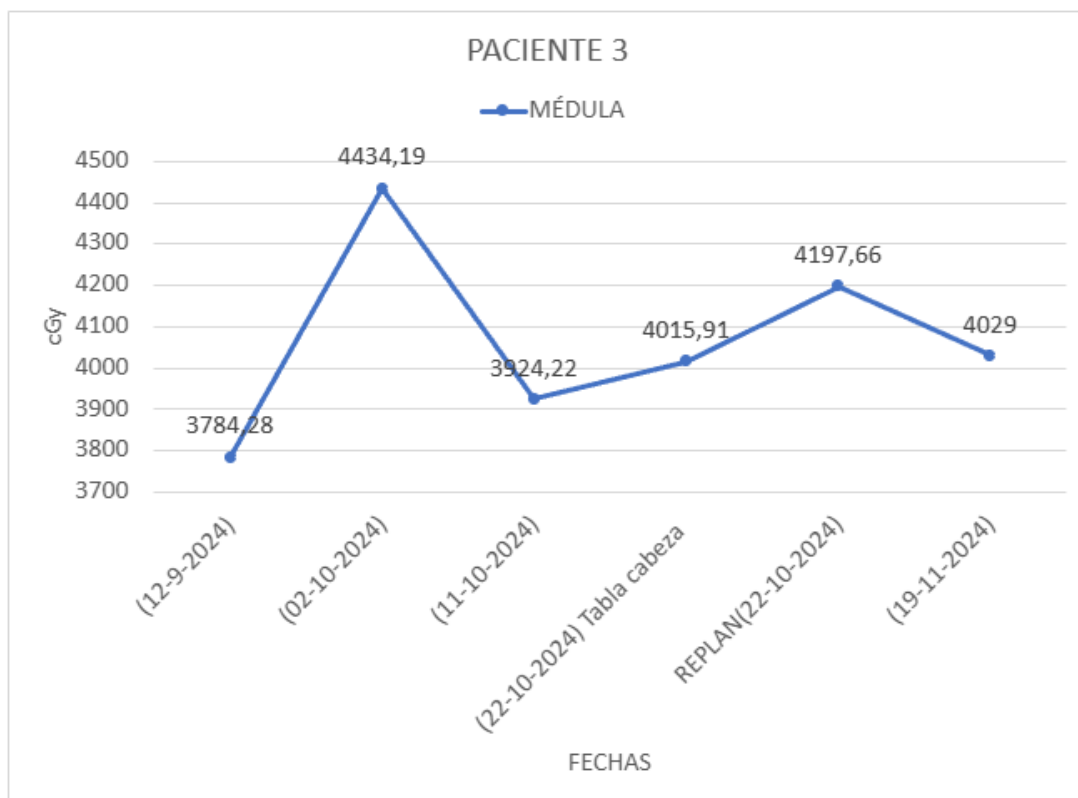


Figura 21: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 3 a lo largo del tratamiento.

5.3.2 Paciente 4

Para el Paciente 4 se mantiene la metodología descrita para los pacientes anteriores, con la incorporación de un estudio adicional basado en el registro deformable (DIR).

La Tabla 19 recoge los valores de dosis correspondientes a los diferentes indicadores de los PTV obtenidos a partir del CT original, las imágenes iCBCT, el cálculo realizado sobre el DIR y el CT de replanificación.

	CT_original (cGy)	28-08- 2024 (cGy)	06-09- 2024 (cGy)	12-09- 2024 Tabla cabeza (cGy)	12-09- 2024 Tabla CT (cGy)	12-09- 2024 DIR (cGy)	12-09-2024 CT_replan (cGy)	14-10- 2024 (cGy)
PTV56								
D50%	5707,3	5794,6	5800,7	5826,5	5831,5	5840,5	5814,8	5802,7
D98%	5335,2	5037,8	3431,3	5047,7	5044,4	4946,0	4395,6	5120,3
D95%	5434,1	5321,0	5032,2	5317,1	5315,2	5237,0	5074,9	5350,7
PTV59,4								
D50%	6026,3	6120,7	6117,6	6167,4	6172,2	6152,1	6118,2	6118,2
D98%	5707,2	5517,5	3825,2	5445,4	5446,7	5130,6	5226,5	5474,2
D95%	5788,2	5722,0	5131,1	5670,2	5671,8	5462,1	5604,7	5687,6

(continuación)

	CT_original (cGy)	28-08- 2024 (cGy)	06-09- 2024 (cGy)	12-09- 2024 Tabla cabeza (cGy)	12-09- 2024 Tabla CT (cGy)	12-09- 2024 DIR (cGy)	12-09-2024 CT_replan (cGy)	14-10- 2024 (cGy)
PTV70								
D50%	7049,2	7147,3	7129,1	7126,3	7106,1	7200,0	7161,1	7146,7
D98%	6700,3	6198,2	6050,0	6117,2	6100,1	6308,7	6268,9	6448,0
D95%	6799,8	6473,5	6400,8	6349,6	6327,4	6691,7	6429,6	6784,2
D2%	7254,2	7430,2	7481,4	7439,6	7439,6	7519,2	7529,9	7410,1

Tabla 19: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.

Para comparar los diferentes métodos de cálculo, en la Tabla 20 se presentan las relaciones entre los valores obtenidos en cada conjunto de imágenes.

		CT_replan / iCBCT tabla cabeza	CT_replan / iCBCT tabla CT	CT_replan / DIR	CT_original / iCBCT tabla cabeza	CT_original / CT_replan
PTV56	D50%	0,998	0,997	0,996	0,980	0,982
	D98%	0,871	0,871	0,889	1,057	1,214
	D95%	0,954	0,955	0,969	1,022	1,071
PTV66	D50%	0,992	0,991	0,994	0,977	0,985
	D98%	0,960	0,960	1,019	1,048	1,092
	D95%	0,988	0,988	1,026	1,021	1,033
PTV70	D50%	1,005	1,008	0,995	0,989	0,984
	D98%	1,025	1,028	0,994	1,095	1,069
	D95%	1,013	1,016	0,961	1,071	1,058
	D2%	1,012	1,012	1,001	0,975	0,963

Tabla 20: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 4 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT y el CT de replanificación y el DIR.

Para visualizar la evolución temporal de la dosis administrada, en la Figura 22 se representa el comportamiento del indicador D50% del PTV70.

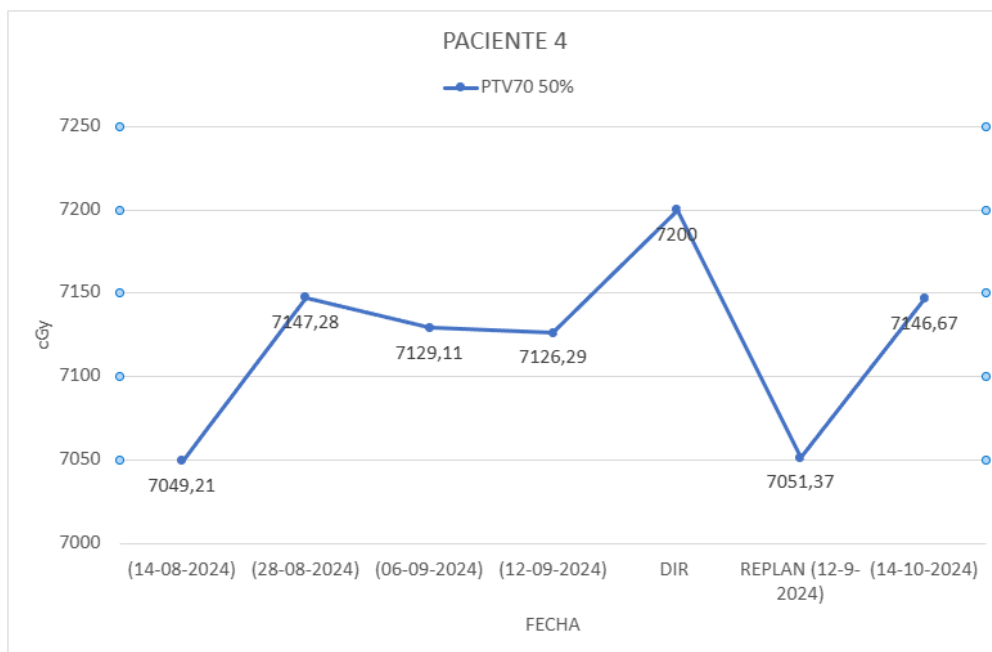


Figura 22: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 4 a lo largo del tratamiento.

Análisis de los órganos de riesgo

En relación a los órganos de riesgo, la Tabla 21 recoge los valores de dosis obtenidos para ambas parótidas y para la médula espinal en las distintas imágenes. Además, para facilitar la comparación entre imágenes en la Tabla 22 se muestra las relaciones entre los distintos cálculos, incluyendo el realizado mediante el DIR.

	CT_original	28-08-2024	06-09-2024	12-09-2024 (Tabla cabeza)	12-09-2024 (Tabla CT)	12-09-2024 (DIR)	12-09-2024 (CT_replan)	14-10-2024
PARÓTIDA IZQUIERDA								
V26Gy	40,7 %	34,8%	42,9%	39,8%	39,8%	35,2%	49,5%	49,1%
PARÓTIDA DERECHA								
V26Gy	42,0%	38,6%	50,0%	40,7%	40,6%	38,7%	38,1%	54,7%
MÉDULA Dmax								
	2534,2 cGy	2364,2 cGy	2363,2 cGy	2706,1 cGy	2711,9 cGy	2680,3 cGy	2821,0 cGy	2842,3 cGy

Tabla 21: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento, el CT de replanificación y el DIR.

	CT_replan / iCBCT tabla cabeza	CT_replan / iCBCT tabla CT	CT_replan / DIR	CT_original / iCBCT tabla cabeza	CT_original / CT_replan
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	1,242	1,244	1,406	1,022	0,822
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	0,936	0,937	0,984	1,033	1,103
MÉDULA Dmax	1,042	1,040	1,053	0,936	0,898

Tabla 22: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 4 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.

Finalmente, en la Figura 23 y la Figura 24 se representa la evolución temporal de las dosis correspondientes a las parótidas y a la médula espinal, respectivamente.

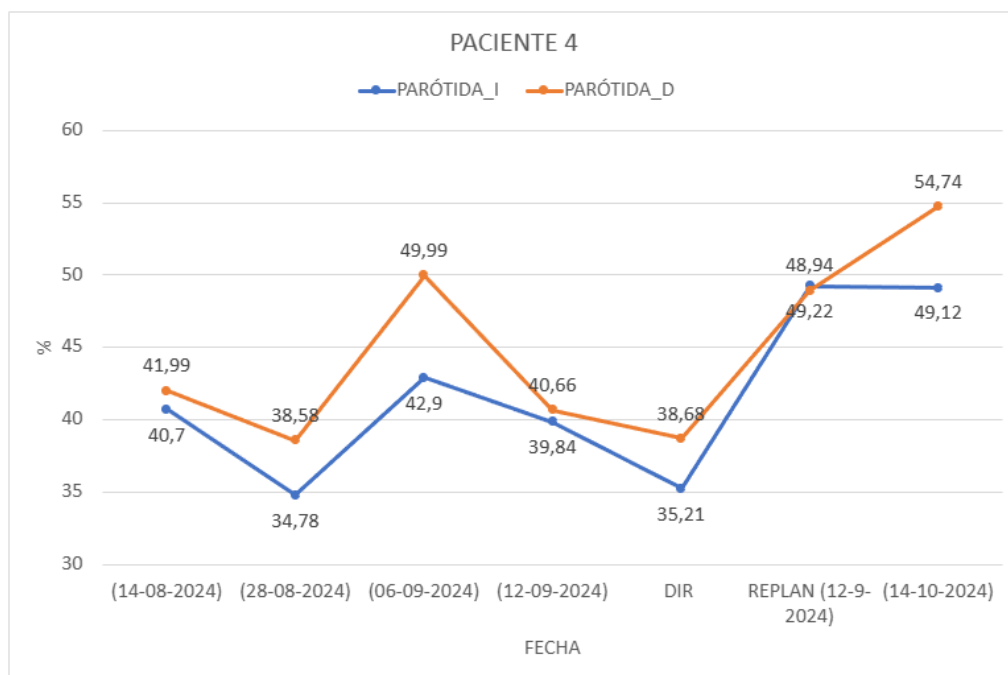


Figura 23: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 4 a lo largo del tratamiento.

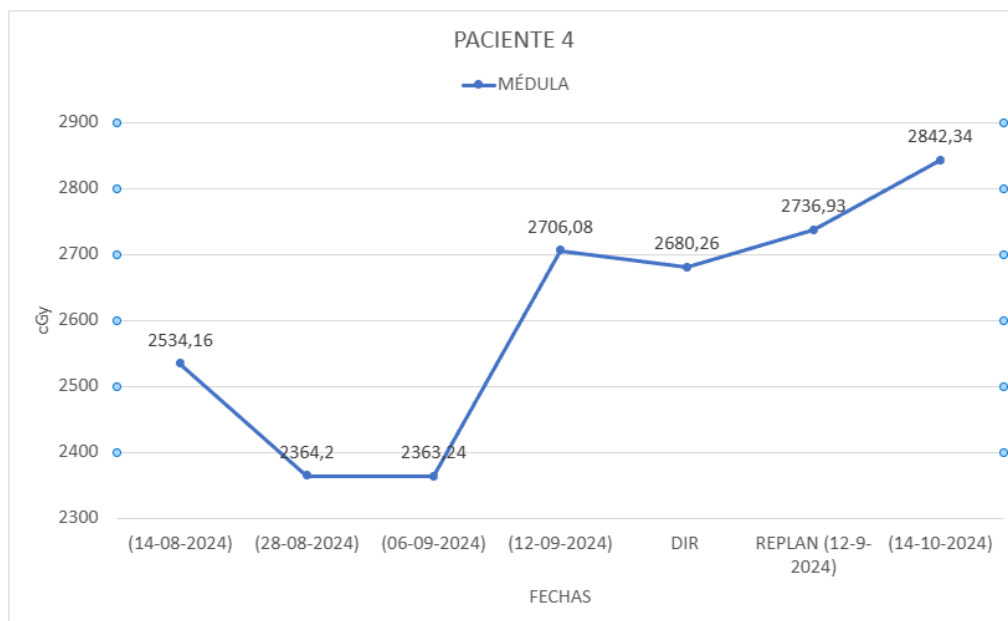


Figura 24: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 4 a lo largo del tratamiento.

5.3.3 Paciente 5

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

Por último, se presentan los resultados para los PTV del Paciente 5. La Tabla 23 recoge los valores de dosis calculados para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV a partir del CT original, las diferentes imágenes iCBCT y el CT de replanificación. En este paciente se incluye además una adquisición realizada mediante protocolo de pelvis con el objetivo de comparar su impacto dosimétrico respecto al protocolo de cabeza habitualmente utilizado.

	CT_original (cGy)	05-01-2026 (cGy)	13-01-2026 (cGy)	20-01-2026 (cGy)	28-01-2026 (cGy)	05-02-2026 (cGy)
PTV59,4						
D50%	6012,8	6075,5	6086,6	6085,5	6090,3	6087,5
D98%	5673,2	5548,5	5665,1	5630,0	5651,1	5563,2
D95%	5760,0	5760,6	5792,2	5769,9	5787,7	5746,5
PTV70						
D50%	7042,8	7083,9	7102,0	7119,7	7126,4	7112,1
D98%	6717,8	6727,7	6693,6	6738,6	6738,4	6753,6
D95%	6804,1	6831,0	6828,1	6850,5	6855,7	6865,1
D2%	7267,5	7321,4	7389,2	7429,3	7446,2	7435,1

(continuación)

	05-02-2026 CT_replan (cGy)	06-02-2026 Tabla cabeza (cGy)	06-02-2026 Tabla pelvis (cGy)	11-02-2026 (cGy)	16-02-2026 (cGy)	18-02-2026 (cGy)
PTV59,4						
D50%	6081,6	6061,3	6035,6	6129,9	6137,6	6140,8
D98%	5155,7	5486,3	5461,2	5764,2	5651,3	5641,3
D95%	5512,3	5692,6	5668,7	5863,1	5817,9	5818,1
PTV70						
D50%	7134,7	7121,3	7105,1	7141,0	7157,9	7144,2
D98%	6363,7	6808,4	6791,9	6893,0	6858,3	6880,5
D95%	6743,5	6894,6	6878,6	6970,1	6957,7	6957,6
D2%	7502,5	7489,8	7471,8	7456,2	7434,8	7457,2

Tabla 23: Valores de dosis (cGy) obtenidos para los distintos indicadores dosimétricos de los PTV del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis y el CT de replanificación.

En la Tabla 24 se presentan las relaciones entre los valores obtenidos en cada conjunto de imágenes. Se van a mostrar, por un lado, la relación entre el CT de replanificación y la iCBCT del día 05-02-2026 ya que al haber sido realizadas el mismo día podemos asumir que la anatomía no ha cambiado; y, por otro lado, la relación entre el CT de replanificación y dos cálculos diferentes de la iCBCT del día 06-02-2026 que fue realizado con protocolo de pelvis, un cálculo con el protocolo de cabeza y otro con protocolo de pelvis.

		CT_replan/iCBCT día 5	CT_replan/iCBCT día 6 (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT día 6 (tabla pelvis)
PTV59,4	D50%	0,999	1,003	1,008
	D98%	0,927	0,940	0,944
	D95%	0,959	0,968	0,972
PTV70	D50%	1,003	1,002	1,004
	D98%	0,942	0,935	0,937
	D95%	0,982	0,978	0,980
	D2%	1,009	1,002	1,004

Tabla 24: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en los PTV del Paciente 5 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.

Para visualizar la evolución temporal de la dosis administrada, en la Figura 25 se representa el comportamiento del indicador D50% del PTV70.

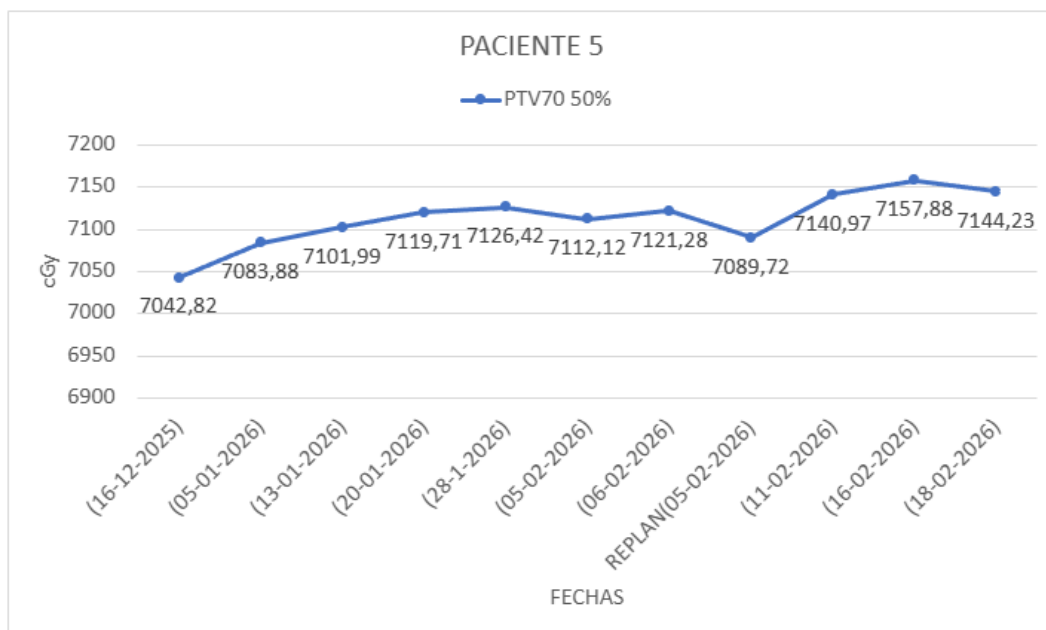


Figura 25: Evolución temporal de la dosis correspondiente al indicador D50% del PTV70 en el Paciente 5 a lo largo del tratamiento.

Análisis de órganos de riesgo

Para los órganos de riesgo, la Tabla 25 recoge los valores de dosis obtenidos para ambas parótidas y para la médula espinal en las distintas imágenes. Además, la Tabla 26 muestra las relaciones entre los diferentes cálculos.

	CT_original	05-01-2026	13-01-2026	20-01-2026	28-01-2026	05-02-2026
PARÓTIDA IZQUIERDA						
V26Gy	46,2%	53,8%	50,8%	44,1%	48,0%	50,2%
PARÓTIDA DERECHA						
V26Gy	38,7%	32,8%	38,2%	36,0%	31,1%	34,0%
MÉDULA						
Dmax	3355,8 cGy	3737,6 cGy	3547,8 cGy	3342,2 cGy	3480,1 cGy	3399,6 cGy

(continuación)

	05-02-2026 (CT_replan)	06-02-2026 (Tabla cabeza)	06-02-2026 (Tabla pelvis)	11-02-2026	16-02-2026	18-02-2026
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	54,6%	48,0%	47,9%	54,5%	46,8%	51,5%
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	37,7%	36,1%	36,1%	46,3%	52,5%	49,7%
MÉDULA Dmax	3550,6 cGy	3268,9 cGy	3252,0 cGy	3400,4 cGy	3406,8 cGy	3391,9 cGy

Tabla 25: Valores de dosis obtenidos en las parótidas y médula espinal del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT adquiridas durante el tratamiento, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.

	CT_replan/iCBCT día 5	CT_replan/iCBCT día 6 (tabla cabeza)	CT_replan/iCBCT día 6 (tabla pelvis)
PARÓTIDA IZQUIERDA V26Gy	1,088	1,136	1,138
PARÓTIDA DERECHA V26Gy	1,111	1,044	1,046
MÉDULA Dmax	1,044	1,086	1,092

Tabla 26: Relación entre los valores dosimétricos obtenidos en las parótidas y la médula espinal del Paciente 5 para los distintos cálculos realizados sobre el CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis, y el CT de replanificación.

Finalmente, en la Figura 26 y la Figura 27 se representa la evolución temporal de la dosis correspondiente a las parótidas y a la médula espinal, respectivamente.

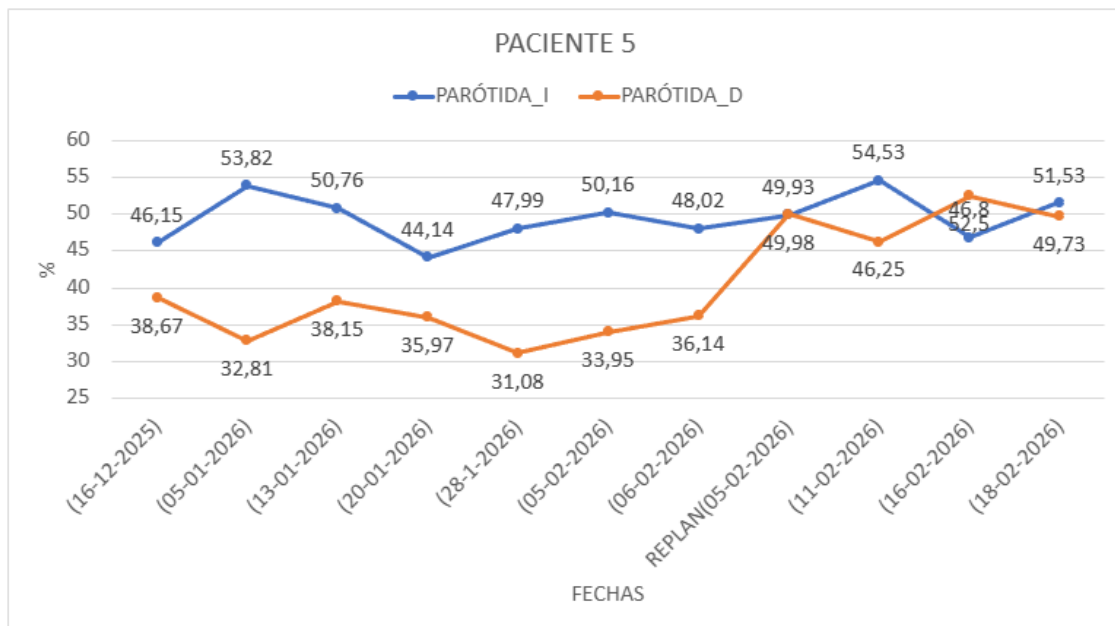


Figura 26: Evolución temporal del volumen de las parótidas que reciben al menos 26 Gy en el Paciente 5 a lo largo del tratamiento.

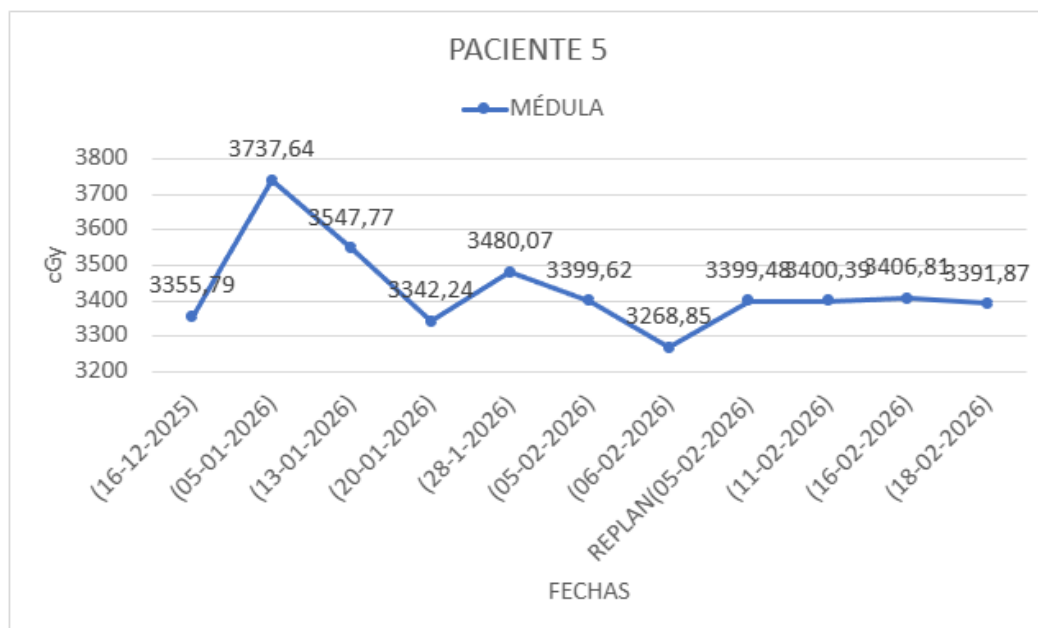


Figura 27: Evolución temporal de la dosis máxima (Dmax) en la médula espinal del Paciente 5 a lo largo del tratamiento.

Capítulo 6. Discusión

6.1 Discusión de la relación densidad-UH

En primer lugar, al comparar la curva representada en la Figura 9 correspondiente a la iCBCT con protocolos de cabeza, la iCBCT con protocolo de pelvis y la del CT convencional, se observa un comportamiento diferente en función del rango de densidades.

A bajas densidades, los valores de UH obtenidos en el CT son ligeramente superiores a los de la iCBCT, mientras que, en el rango de densidades medias, ambas curvas prácticamente coinciden, mostrando una muy buena relación entre ambas modalidades.

Por el contrario, en el rango de altas densidades, se produce una desviación significativa, siendo los valores UH obtenidos en la iCBCT notablemente superiores a los de la CT. Esta diferencia podría tener repercusión en el cálculo dosimétrico si incidiera una gran cantidad de radiación del haz sobre zonas de muy alta densidad, como es el caso de prótesis o implantes dentales. No obstante, en la práctica clínica se intenta evitar la entrada directa de los haces a través de estas zonas de alta densidad. Además, al emplear técnicas de VMAT, la irradiación se distribuye desde múltiples ángulos alrededor del paciente, por lo que la influencia de una zona concreta de alta densidad suele ser limitada. Por tanto, aunque las diferencias a altas densidades podrían afectar al cálculo en casos con prótesis o implantes, se evita incidir por estas zonas de manera que no tengan una repercusión significativa en el cálculo.

En segundo lugar, con respecto a las curvas correspondientes a los protocolos de cabeza y pelvis, se observa un comportamiento general similar al expuesto anteriormente. Para densidades bajas y medias hay una gran coincidencia entre los valores obtenidos con las diferentes modalidades, mientras que, a altas densidades, los valores UH obtenidos con el protocolo de cabeza son ligeramente superiores a los obtenidos con protocolo de pelvis.

Estas diferencias pueden explicarse por las distintas condiciones de adquisición entre ambos protocolos, como el FOV, el número de proyecciones o los parámetros de exposición con los que se realiza la imagen (mAs). De manera concreta, en el caso del protocolo de pelvis, al estar diseñado para regiones anatómicas más amplias, presenta una mayor contribución de radiación dispersa, lo que afecta a la calibración de los valores UH. A pesar de estas diferencias, la similitud en la forma de la curva indica que ambos protocolos mantienen una relación densidad-UH consistente, aunque estas posibles desviaciones deben tenerse en cuenta en el cálculo de dosis.

Por último, la comparación entre las iCBCT de cabeza actual y la adquirida hace un año muestra una muy buena correlación entre ambas curvas, manteniendo valores UH muy similares a lo largo de casi todo el rango de densidades.

Las pequeñas diferencias que se aprecian pueden atribuirse a variaciones en las condiciones de adquisición, pero en general la similitud entre ambas curvas indica una buena estabilidad temporal de la relación densidad-UH. Este resultado indica que la calibración del sistema se mantiene consistente a lo largo del tiempo, lo cual es un aspecto clave para garantizar la reproducibilidad de los cálculos de dosis basados en iCBCT.

En conjunto, los resultados indican que las imágenes iCBCT adquiridas mediante ambos protocolos reproducen de forma adecuada la relación densidad-UH en densidades bajas y medias, mientras que presenta desviaciones para altas densidades respecto al CT convencional, el cual actúa como cálculo de referencia.

6.2 Discusión de los resultados del maniquí antropomórfico ALDERSON

Discusión del análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

A partir de los resultados obtenidos, se observa que los valores dosimétricos calculados a partir de las imágenes iCBCT presentan una elevada coincidencia con los obtenidos en el CT de referencia para los tres volúmenes objetivo analizados.

Las diferencias observadas entre modalidades son en general reducidas y se sitúan mayoritariamente por debajo del 1%, lo que indica una muy buena reproductibilidad del cálculo de dosis. Incluso en los casos en los que se alcanzan diferencias ligeramente superiores, estas se mantienen dentro de márgenes clínicamente aceptables (inferiores al 2%).

Es importante destacar que el análisis no se ha realizado a nivel de vóxel individual. Esto se debe a que los procesos de registro (tanto rígido como deformable) y las operaciones de fusión entre imágenes pueden introducir pequeñas discrepancias espaciales, de modo que la comparación vóxel a vóxel no resulta fiable. En este contexto, pequeñas variaciones en el cálculo pueden deberse más a imperfecciones en el registro que a errores reales en el cálculo de dosis.

Por este motivo, la evaluación se ha centrado en indicadores volumétricos que reflejan el comportamiento medio de la dosis en el volumen considerado. No se ha profundizado en la discusión de un número elevado de OAR, ya que el estudio de estructuras más pequeñas resulta más sensible a incertidumbres asociadas al registro y no permite una evaluación tan fiable como la realizada sobre los PTV, no obstante, para complementar el impacto dosimétrico del método evaluado, se han analizado dos OAR de relevancia clínica, las parótidas y la médula espinal.

Además, se observa que las ligeras discrepancias en los resultados pueden atribuirse a las adaptaciones realizadas en las imágenes iCBCT, como la fusión de imágenes o la reconstrucción de los hombros mediante el medio dispersor en el caso de la iCBCT realizada con el protocolo de cabeza.

Discusión del análisis de los órganos de riesgo

De forma complementaria al análisis de los volúmenes objetivo, se ha evaluado algunos OAR, concretamente las parótidas y la médula espinal.

En el caso de las parótidas, los valores obtenidos en las imágenes iCBCT muestran una tendencia similar a la observada en el CT de referencia, con algunas diferencias entre las distintas modalidades de adquisición de imágenes. Estas diferencias se mantienen dentro de márgenes bajos, por debajo del 2%, lo que indica una buena correspondencia global entre los distintos cálculos.

Para la médula espinal, se observa igualmente diferencias inferiores al 2% entre los resultados, aunque con ligeras variaciones más apreciables que en el caso de las parótidas. Estas diferencias pueden atribuirse a la mayor sensibilidad de estructuras pequeñas a variaciones asociadas al registro de imágenes.

No obstante, es importante señalar que, al tratarse de estructuras de menos volumen, los resultados en órganos de riesgo son más sensibles a posibles errores derivados de los procesos de registro y fusión de imágenes. Por este motivo, su análisis no tiene el mismo grado de fiabilidad que el análisis realizado sobre los PTV.

Influencia del protocolo y de la tabla densidad-UH

En cuanto a la influencia del protocolo de adquisición y de la tabla de densidad-UH utilizada, se observa que las diferencias entre las distintas configuraciones son reducidas.

El protocolo de pelvis muestra un comportamiento similar al de cabeza, aunque presentan ligeras variaciones que pueden explicarse por las diferencias en las condiciones de adquisición, como el mayor kilovoltaje cuando se utiliza el protocolo de pelvis y las diferencias en la forma en la que se configura el haz de radiación. Estas características pueden afectar al contraste de la imagen y,

por tanto, a la asignación de unidades UH, lo que se traduce en pequeñas variaciones en el cálculo de dosis. No obstante, estas variaciones no resultan determinantes desde el punto de vista clínico, ya que su impacto final en los PTV es mínimo.

De igual manera, en relación con las tablas densidad-UH, se observa que el uso de las distintas tablas, la adquirida con el protocolo de cabeza, la del protocolo de pelvis y la del CT; no introduce desviaciones significativas en los resultados.

Limitaciones del estudio

El estudio con el maniquí antropomórfico ALDERSON presenta varias limitaciones que se deben tener en consideración.

Por un lado, el uso de registros rígidos, como ya se ha comentado anteriormente, introduce incertidumbres inherentes al proceso de alineación entre imágenes, lo que impide una comparación exacta vóxel a vóxel.

Por otro lado, la reconstrucción anatómica del FOV reducido de las imágenes iCBCT adquiridas con protocolo de cabeza mediante el uso de un medio dispersor implica una simplificación de la realidad, ya que no reproduce las densidades reales de los tejidos.

Además, el uso del maniquí garantiza que en una situación ideal en la que el paciente no ha cambiado, la dosis que se calcula en el CT y en la iCBCT es la misma, lo cual garantiza que se pueden usar las imágenes iCBCT para realizar cálculos y evaluar la dosis recibida por el paciente en cada sesión.

6.3 Discusión de los resultados del estudio en pacientes

6.3.1 Paciente 1

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

Los resultados obtenidos para los PTV muestran, en general, una buena coherencia entre los cálculos realizados sobre las imágenes iCBCT y el CT de referencia, especialmente cuando se analizan indicadores volumétricos como el D50% y el D95%.

A partir de la Tabla 9, se observa que las relaciones más próximas a la unidad se obtienen al comparar el CT de replanificación con los cálculos realizados sobre la iCBCT del día 17-07-2024, tanto utilizando la tabla de densidad-UH de cabeza como la correspondiente al CT. Esta comparación permite comprobar que en el set de imágenes iCBCT se está calculando correctamente, ya que los resultados obtenidos son iguales a los calculados sobre el CT de ese mismo día. No obstante, se aprecian desviaciones en algunos indicadores, especialmente en el D98% del PTV70, donde los valores se alejan de 1. Este comportamiento podría indicar una mayor sensibilidad de este parámetro frente a pequeñas variaciones en la cobertura del volumen.

Por el contrario, las mayores desviaciones se observan al comparar el CT original con los cálculos realizados sobre la iCBCT y con el CT de replanificación. En estos casos, los valores se alejan más de la unidad, lo que indica diferencias relevantes en la distribución de dosis. Este comportamiento tiene sentido desde el punto de vista clínico, ya que estas comparaciones reflejan la evolución anatómica del paciente desde el inicio del tratamiento hasta el momento de la replanificación. Los cambios anatómicos acumulados durante este periodo de tiempo entre la planificación inicial y la situación en el día 17-07-2024 justifican las discrepancias observadas entre los valores obtenidos, siendo precisamente estos cambios los que llevaron a la necesidad de replanificación.

Interpretación de la evolución temporal del PTV70

Se observa un incremento progresivo de la dosis en las dos primeras fechas, alcanzando un máximo en la imagen iCBCT previa a la replanificación. Posteriormente, tras la replanificación, se produce una disminución notable de la dosis.

Este comportamiento es coherente, el aumento progresivo de la dosis antes de la replanificación puede estar asociado a cambios anatómicos del paciente, como una reducción de volumen del tumor, que provocan una mayor concentración de dosis en el PTV. La replanificación permite adaptar el tratamiento a la nueva anatomía, corrigiendo esta situación y reduciendo la dosis a valores más cercanos a los deseados.

Por tanto, la evolución observada refleja correctamente el impacto de los cambios anatómicos y la capacidad de la replanificación para ajustar la distribución de dosis. Además, el seguimiento de la dosis realmente recibida por los PTV a lo largo de las distintas sesiones permite detectar estas variaciones con antelación y anticipar la necesidad de una replanificación, haciendo posible la adaptación del tratamiento sin interrumpir el curso de irradiación del paciente.

Análisis de los órganos de riesgo

A partir de la Tabla 10, se observa que las relaciones entre los valores obtenidos en iCBCT y en el CT de replanificación presentan una mayor dispersión que en el caso de los PTV. En particular, tanto en las parótidas como en la médula espinal se aprecian desviaciones importantes respecto a la unidad, con valores superiores o inferiores a 1, lo que indica una mayor discrepancia en el cálculo de dosis en estas estructuras.

Este comportamiento puede explicarse por el hecho de que los cálculos se realizan sobre imágenes iCBCT adquiridas directamente en el acelerador lineal durante el tratamiento, por lo que los contornos utilizados dependen del proceso de fusión de imágenes. En consecuencia, tanto las parótidas como la médula son estructuras especialmente sensibles a pequeñas variaciones anatómicas, a errores de posicionamiento y a posibles imprecisiones en el registro de imágenes. En el caso de las parótidas, su menor tamaño favorece estas discrepancias. Por otro lado, en el caso de la médula espinal, aunque presenta una localización más estable en la anatomía, también muestra desviaciones relevantes, lo que sugiere que el cálculo de dosis en órganos de riesgo puede verse afectado no solo por cambios anatómicos, sino también por la metodología empleada para realizar el cálculo y por la acumulación de incertidumbres en el proceso.

Interpretación de la evolución temporal de los órganos de riesgo

La evolución temporal de la dosis en los OAR muestra comportamientos distintos pero coherentes con los cambios anatómicos del paciente a lo largo del tratamiento.

En el caso de las parótidas, en la Figura 14 se observa una tendencia creciente de la dosis en ambas estructuras durante las primeras fechas estudiadas, alcanzando valores máximos antes de la replanificación. Posteriormente, se aprecia una disminución significativa tras la replanificación, seguida de un ligero aumento en la siguiente fecha. Este comportamiento tiene sentido con lo observado en los PTV y sugiere que los cambios anatómicos del paciente afectan no solo al volumen objetivo, sino también a los órganos cercanos.

Por su parte, la médula espinal presenta una evolución más irregular, con un incremento notable en la primera fecha del estudio, seguido de una disminución posterior y nuevamente un gran aumento de dosis en la sesión previa a la replanificación. Este comportamiento puede deberse a errores en el cálculo por la metodología empleada, incertidumbres acumuladas a lo largo del estudio y al hecho de que se está evaluando una dosis puntual que es más variable al ser más sensible a cualquier pequeño cambio.

Tras la replanificación, en ambos casos se observa una tendencia a la estabilización de los valores, lo que indica la capacidad del proceso de adaptación para corregir desviaciones en la distribución de dosis.

Además, se observa una mayor inestabilidad en las parótidas que en el PTV, lo que refuerza la idea de que los OAR son más sensibles a cambios y a pequeñas variaciones en el cálculo. No obstante, la médula espinal también presenta fluctuaciones relevantes, lo que sugiere que, aunque se trate de estructuras más estables geométricamente, los cambios anatómicos y el proceso de

cálculo de dosis también afecta a los resultados obtenidos, especialmente al evaluar distribuciones de dosis puntuales.

6.3.2 Paciente 2

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

A partir de los resultados obtenidos, se observa, en la Figura 16, que la evolución de la dosis en los PTV presenta un comportamiento relativamente progresivo a lo largo del tratamiento, con una tendencia creciente en las primeras fechas estudiadas, seguida de una disminución tras la replanificación. Este comportamiento es consistente con el observado en el Paciente 1, lo que indica una evolución dosimétrica similar en ambos casos.

Las relaciones entre el CT de replanificación y los cálculos realizados sobre la iCBCT del mismo día presentan valores muy próximos a la unidad, tanto utilizando la tabla de densidad-UH de cabeza como la del CT. Esta similitud es coherente, ya que ambas imágenes corresponden a la misma anatomía, al haber sido adquiridas en el mismo momento del tratamiento. Por tanto, las pequeñas diferencias observadas pueden atribuirse principalmente a la metodología de cálculo empleada o a errores de posicionamiento.

Por el contrario, al comparar el CT original con los cálculos sobre la iCBCT y con el CT de replanificación, se observan mayores desviaciones respecto a la unidad. Estas diferencias confirman la existencia de cambios anatómicos significativos entre el momento del inicio del tratamiento y el día en el que se realizó el CT de replanificación. Precisamente, fueron estas diferencias anatómicas las que motivaron a la necesidad de realizar una replanificación del tratamiento.

Para mostrar estos cambios anatómicos, en la Figura 28 se puede ver una comparación entre dos imágenes iCBCT correspondientes al mismo corte axial en una región del cuello del paciente 2, adquiridas en dos momentos distintos del tratamiento. En la parte izquierda de la Figura 28 se muestra una imagen del día 08-10-2024, que corresponde a la primera sesión de tratamiento analizada, y en la parte derecha corresponde con el día 07-11-2024, día en el que se realizó el CT de replanificación.

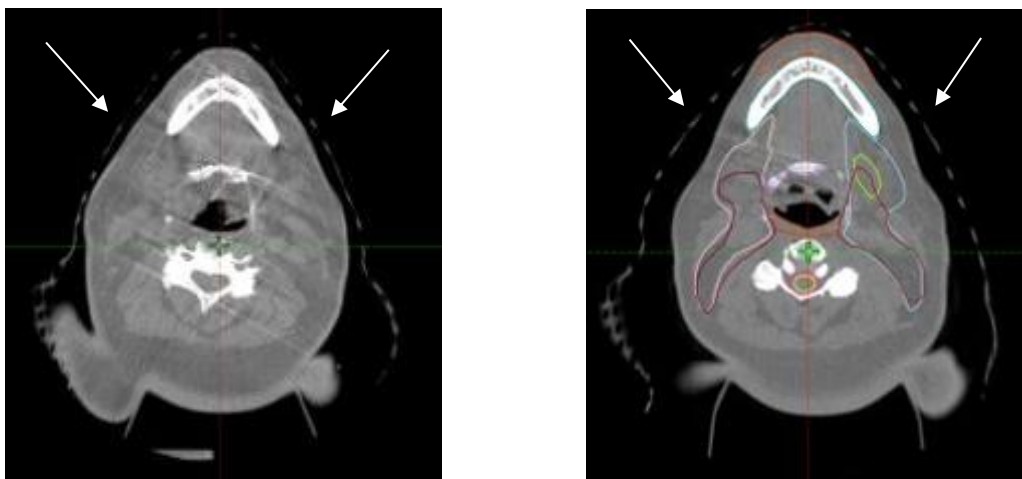


Figura 28: Comparación entre dos imágenes iCBCT correspondientes al mismo corte axial, adquiridas el 08-10-2024 y el 07-11-2024, donde se aprecian los cambios anatómicos.

La comparación visual entre ambas imágenes permite apreciar una disminución del volumen del paciente a lo largo del tratamiento. Este hecho se evidencia al observar el espacio existente entre la anatomía del paciente y la máscara de inmovilización (representada con la línea blanca discontinua alrededor del paciente). Estas máscaras se fabrican de manera personalizada para cada paciente y se ajustan completamente a la anatomía con el objetivo de inmovilizar la zona durante la irradiación. Sin embargo, en la parte derecha de la Figura 28 se observa un aumento

significativo del espacio entre el paciente y la máscara en comparación con la parte izquierda, en la cual la máscara está totalmente pegada a la piel del paciente. Este cambio indica una pérdida de volumen del paciente a lo largo del tratamiento.

Este cambio anatómico es justo el que ha provocado las desviaciones observadas en los resultados dosimétricos y justifica la necesidad de realizar una replanificación del tratamiento.

Para visualizar el impacto de estos cambios sobre la distribución de dosis, en la Figura 29 se muestra la comparación de las curvas DVH correspondientes a la planificación original y al cálculo realizado sobre la anatomía del paciente en el momento de la replanificación. En esta imagen puede observarse una diferencia de cobertura de la dosis en los tres PTV (PTV56d, PTV56i, PTV70) producida por los cambios anatómicos a lo largo del tratamiento. En la figura, los triángulos corresponden al CT y los cuadrados al iCBCT, además el PTV56d está representado con el color rosa claro, el PTV56i por el color verde y el PTV70 por el morado.

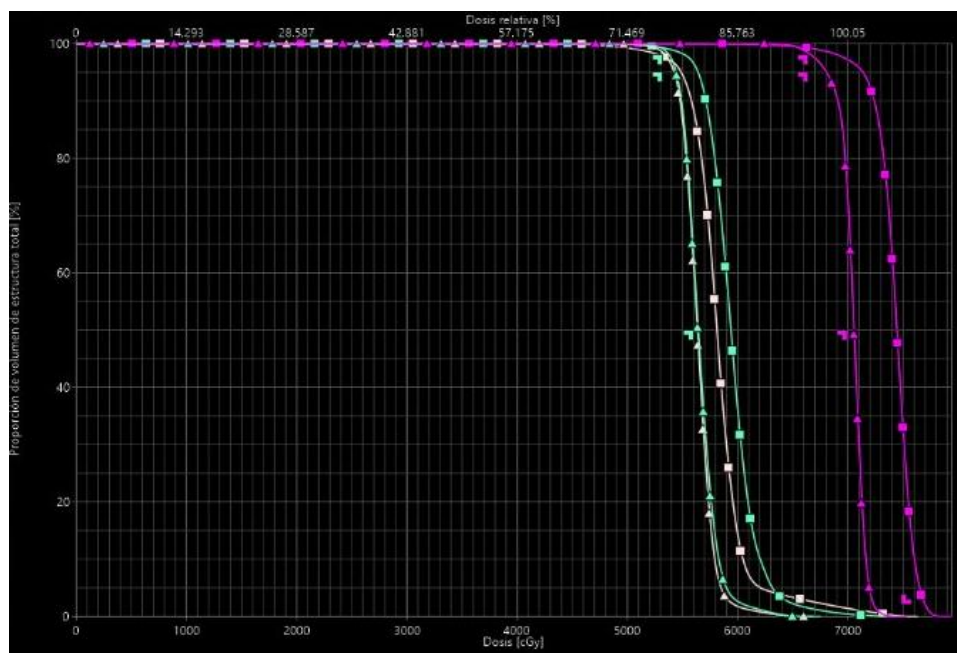


Figura 29: Comparación de las curvas DVH obtenidas para la planificación original y para el cálculo realizado sobre la anatomía del paciente 2 en el momento de la replanificación. Los distintos PTV se identifican por el color: PTV56d (rosa claro), PTV56i (verde) y PTV70 (morado). Los marcadores indican la modalidad del cálculo: CT (triángulos) e iCBCT con protocolo de cabeza (cuadrados).

Análisis de los órganos de riesgo

En cuanto a los órganos de riesgo, las relaciones dosimétricas muestran un comportamiento distinto según la estructura analizada. En el caso de la parótida derecha y la médula espinal, se observa una buena similitud entre el CT de replanificación y la iCBCT del mismo día, con valores próximos a 1 para ambas tablas de densidad-UH. Esto indica que, cuando la anatomía es equivalente, el cálculo sobre la iCBCT reproduce de manera adecuada los resultados del CT.

Sin embargo, en el caso de la parótida izquierda, esta concordancia es significativamente peor, mostrando mayores desviaciones. Esta diferencia puede deberse al tamaño reducido de la estructura. Como se ha comentado en el Paciente 1, las estructuras pequeñas son especialmente sensibles a pequeñas incertidumbres en el registro deformable y en la delimitación del contorno.

En la gráfica de evolución temporal, se observa que ambas parótidas presentan en general un comportamiento relativamente estable a lo largo del tratamiento. No obstante, se aprecia un incremento de dosis en la última sesión analizada, posterior a la replanificación. Este hecho se debe a que entre la realización del CT de replanificación y la adquisición del último iCBCT

evaluado trascurrieron 18 días, durante los cuales pudieron producirse nuevos cambios anatómicos.

Por otra parte, la médula espinal muestra una tendencia creciente a lo largo del tratamiento, con la excepción de una ligera variación en la segunda fecha estudiada. Este incremento progresivo, que se mantiene incluso después de la replanificación, podría estar relacionado con la proximidad de la médula al volumen tumoral, de manera que los cambios anatómicos del paciente pueden modificar la posición relativa entre ambas estructuras. Sin embargo, al ser prioritario mantener una adecuada cobertura del PTV, la dosis recibida en la médula aumenta, siempre dentro de los parámetros permitidos.

6.3.3 Paciente 3

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

El análisis de los PTV del Paciente 3 muestra que en la evolución temporal del D50% del PTV70 se observa un incremento progresivo de dosis en las primeras sesiones evaluadas, alcanzando el valor máximo en la iCBCT del 22-10-2024. Tras la replanificación, la dosis disminuye de forma apreciable, por lo que la replanificación consiguió corregir la dosis. Sin embargo, en la última fecha estudiada, dado que hay una diferencia de 20 días entre esta imagen iCBCT y el CT de replanificación, la dosis vuelve a aumentar ligeramente. Esto puede deberse a cambios anatómicos durante ese periodo de tiempo.

Las relaciones obtenidas entre el CT de replanificación y los cálculos realizados sobre la iCBCT del mismo día presentan valores prácticamente iguales a 1 en la mayoría de los parámetros estudiados. Esto era esperable, ya que estas imágenes fueron adquiridas en el mismo momento del tratamiento y muestra que se está calculando correctamente sobre las imágenes iCBCT. No obstante, en el indicador D98% del PTV70 se observan desviaciones más marcadas. Esto puede deberse a que este parámetro es especialmente sensible a pequeñas variaciones en la cobertura de las regiones de menos dosis dentro del PTV, por lo que ligeros cambios anatómicos o desviaciones en el registro tienen un impacto más evidente.

En cambio, al comparar el CT original con las imágenes del día de la replanificación, aparecen diferencias más importantes en el PTV70, especialmente en el D98% del PTV70.

Con el objetivo de visualizar las modificaciones anatómicas que motivaron la replanificación, en la Figura 30 se muestra una comparación entre el CT original y la iCBCT adquirida el día de la replanificación. En la imagen fusionada, la región más oscura corresponde al CT original, mientras que la zona con un tono gris más brillante corresponde con la iCBCT obtenida en el momento de la replanificación. En la región cervical señalada mediante las flechas se observa una disminución clara del volumen anatómico respecto al CT inicial.

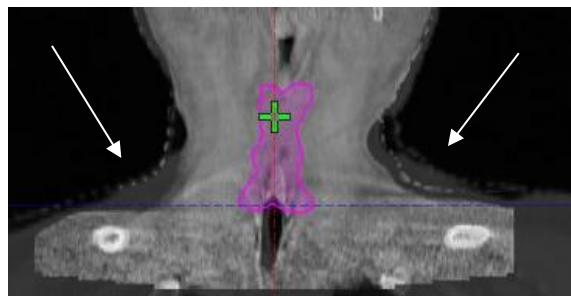


Figura 30: Comparación de volumen entre el CT original y la iCBCT adquirida el día de la replanificación en el Paciente 3. La región oscura corresponde al CT original, mientras que la zona gris más brillante corresponde a la iCBCT.

Análisis de los órganos de riesgo

El estudio de los órganos de riesgo evidencia un comportamiento más variable que el observado en los PTV. Las relaciones obtenidas entre el CT original y las imágenes obtenidas el día de la

replanificación muestran una buena relación dosimétrica en los OAR analizados. En el caso de las parótidas, las diferencias máximas observadas son inferiores al 2%, mientras que en la médula espinal alcanza el 5%. Esta mayor discrepancia en la médula puede deberse a que estamos tratando con un cálculo puntual, por la elevada sensibilidad de esta estructura a pequeñas variaciones geométricas y de posicionamiento y a errores en el registro de imágenes.

La evolución temporal de las parótidas muestra un comportamiento relativamente estable durante gran parte del tratamiento. Sin embargo, en la última iCBCT analizada, se observa un incremento muy marcado del volumen que recibe al menos 26 Gy en ambas parótidas, especialmente la parótida izquierda. Teniendo en cuenta la tendencia de la pérdida de volumen del paciente, este comportamiento sugiere la aparición de nuevos cambios anatómicos tras la replanificación.

En cuanto a la médula espinal, la gráfica muestra una evolución más irregular de la dosis máxima. Tras un incremento en la primera sesión estudiada, la dosis disminuye posteriormente y vuelve a aumentar de forma moderada en las adquisiciones siguientes.

6.3.4 Paciente 4

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

El análisis de los PTV del Paciente 4 muestra una buena relación entre el CT de replanificación y los cálculos realizados sobre las imágenes iCBCT del mismo día. La relación entre el CT de replanificación y la iCBCT del mismo día presenta valores muy próximos a la unidad para la mayoría de indicadores dosimétricos evaluados, especialmente en el D50% de los distintos PTV, donde las diferencias son inferiores al 1%. Esto indica que el cálculo sobre las imágenes iCBCT reproduce de manera adecuada la distribución de dosis obtenida sobre el CT de replanificación. Sin embargo, las diferencias aumentan al analizar indicadores más sensibles a variaciones geométricas, como el D98% del PTV56, que presenta diferencias de hasta el 13%.

En este paciente tiene especial relevancia el estudio realizado mediante el DIR. Al comparar los resultados obtenidos mediante el CT de replanificación con los calculados a partir de la iCBCT y del DIR, se observa que las relaciones se mantienen similares para el PTV54 y el PTV66. Sin embargo, en el PTV70 podemos observar mayores desviaciones. La relación del CT de replanificación y la iCBCT del mismo día presenta diferencias inferiores al 2,8% mientras que la relación del CT de replanificación con el DIR alcanza valores hasta 3,9%.

Para comprender estas diferencias, en la Figura 31 se muestran dos fusiones de imagen. En la imagen de la izquierda se representa la fusión entre la iCBCT adquirida el día de la replanificación y la imagen obtenida mediante DIR. En la imagen de la derecha se muestra la fusión entre el CT original y el DIR.

El DIR corresponde a la imagen del CT original deformada con el objetivo de adaptar su anatomía a la observada en la iCBCT del día de la replanificación, por tanto, si el DIR hubiera reproducido correctamente los cambios del paciente, debería presentar una mayor similitud con la iCBCT que con el CT original. Sin embargo, en la comparación se observa que el DIR se parece más al CT original, lo que indica que la deformación no ha conseguido adaptar completamente la anatomía del paciente.

Estas diferencias pueden apreciarse especialmente en la región de la columna vertebral y en la zona de la barbilla. Por tanto, al no reproducir de manera adecuada los cambios anatómicos, el DIR introduce incertidumbres adicionales en el cálculo de dosis sobre la imagen deformada.

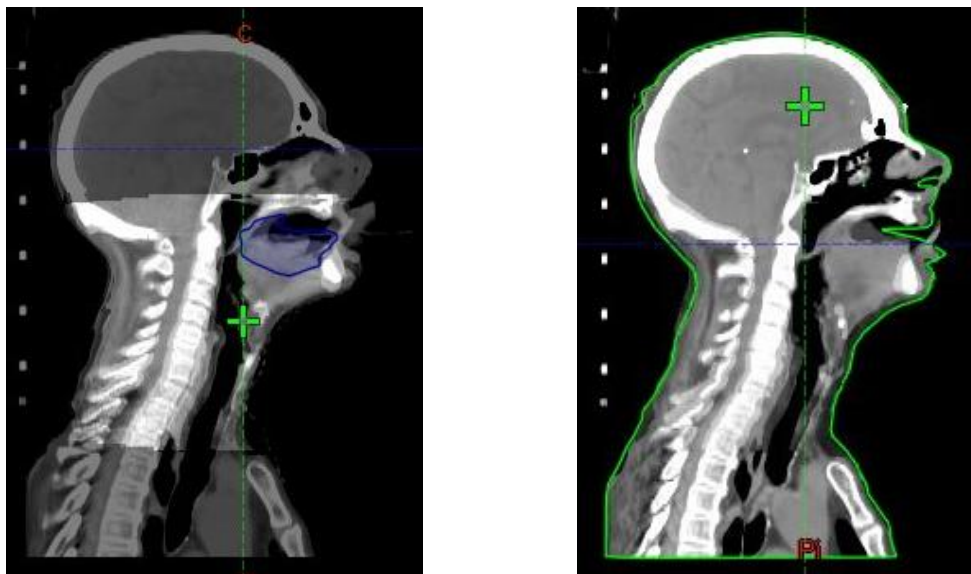


Figura 31: Fusión entre el DIR y la iCBCT (izquierda) y fisión entre el DIR y el CT de replanificación (derecha).

La evolución temporal del D50% del PTV70 muestra un comportamiento variable a lo largo del tratamiento. En las primeras sesiones analizadas se observa un incremento progresivo de dosis, alcanzando un valor máximo en el cálculo del DIR. Posteriormente, el CT de replanificación disminuye notablemente la dosis, recuperando un valor cercano al obtenido en el CT original. Además, se observa que el valor obtenido mediante el DIR es superior tanto al calculado sobre la iCBCT del día de la replanificación como al obtenido sobre el propio CT original. Este resultado indica que el proceso deformable puede introducir diferencias adicionales respecto a los cálculos realizados directamente sobre imágenes adquiridas en el tratamiento.

Análisis de los órganos de riesgo

Para las relaciones dosimétricas de los órganos de riesgo, las parótidas presentan diferencias importantes, especialmente la parótida izquierda. La comparación entre el CT de replanificación y la iCBCT muestra diferencias del 24,2%, mientras que al comparar el CT de replanificación con el cálculo del DIR la diferencia alcanza el 40,6%. Esto indica que el cálculo basado en el DIR se aleja considerablemente más del CT de replanificación que el realizado directamente sobre la iCBCT.

En la evolución temporal de las parótidas y de la médula espinal se observan variaciones a lo largo del tratamiento. En ambas parótidas se observan oscilaciones durante las distintas sesiones, con un incremento notable de dosis en la imagen posterior a la replanificación, especialmente en la parótida derecha. Por otro lado, la médula espinal presenta inicialmente valores estables de dosis, seguidos de un aumento progresivo en las imágenes posteriores.

6.3.5 Paciente 5

Análisis de los volúmenes objetivo (PTV)

En el Paciente 5, las relaciones dosimétricas obtenidas entre el CT de replanificación y las iCBCT muestran, en general, una buena relación para los distintos indicadores. Los valores del D50% presentan diferencias inferiores al 1% en todos los casos. Sin embargo, las diferencias aumentan al analizar indicadores más sensibles a pérdidas de cobertura como el D98% y el D95%, especialmente en el PTV59,4.

El aspecto más relevante de este paciente corresponde a la comparación entre los cálculos realizados sobre las iCBCT adquiridas los días 05-02-2026 y 06-02-2026. La primera fue adquirida utilizando el protocolo habitual de cabeza, mientras que la segunda se realizó con

protocolo de pelvis. Dado que ambas adquisiciones se realizaron con únicamente un día de diferencia, se considera que la anatomía del paciente no ha cambiado.

Las relaciones obtenidas entre el CT de replanificación y ambas iCBCT son prácticamente equivalentes, ambas presentan valores inferiores al 1% en el D50% del PTV70 y el PTV59,4. Esto demuestra, por un lado, que el cálculo dosimétrico realizado sobre la iCBCT utilizando el protocolo de cabeza reproduce correctamente la distribución de dosis, validando así la metodología empleada a lo largo de este trabajo. Por otro lado, el hecho de que el cálculo realizado con protocolo de pelvis presente resultados igualmente próximos a la unidad indica que este protocolo también podría utilizarse para realizar cálculos dosimétricos fiables en tratamientos de cabeza y cuello.

El uso correcto del protocolo de pelvis aporta además una ventaja práctica importante, el mayor FOV de este protocolo permite incluir completamente los hombros del paciente, evitando tener que reconstruirlos manualmente durante el proceso de cálculo. En el flujo de trabajo empleado, la creación manual de los hombros fue una de las etapas que más tiempo consumió. Por tanto, poder utilizar el protocolo de pelvis podría agilizar considerablemente el proceso de cálculo sobre iCBCT.

Para analizar el tiempo necesario para realizar el cálculo dosimétrico sobre iCBCT, en la Tabla 27 se muestran los tiempos correspondientes a las distintas etapas del proceso.

ETAPA	TIEMPO (min)
Registro rígido	0:00-1:30
Registro deformable	1:30-4:12
Poner mesa	4:12-6:24
Pasar PTV y cuerpo del CT	6:24-7:53
Crear piel CBCT	7:53-13:49
Crear hombros y añadir densidad	13:49-15:25
Pasar plan y metas clínicas	15:25-16:51
Poner tabla correspondiente	16:51-17:47
Calcular	17:47-18:15

Tabla 27: Tiempos empleados en las distintas etapas del flujo de trabajo para el cálculo de dosis sobre la iCBCT.

La evolución temporal del D50% del PTV70 muestra un incremento progresivo de la dosis a lo largo de las primeras sesiones analizadas. Este aumento se mantiene hasta la replanificación del tratamiento, momento en el que se observa una disminución de la dosis en el cálculo realizado sobre el CT de replanificación. Sin embargo, en las adquisiciones posteriores la dosis vuelve a incrementar progresivamente. Este comportamiento sugiere que el paciente está sufriendo cambios anatómicos continuos a lo largo del tratamiento.

Análisis de los órganos de riesgo

En los órganos de riesgo, al igual que en los pacientes anteriores, se observan mayores variaciones que en los PTV, especialmente en las parótidas. Las diferencias entre los cálculos realizados con protocolo de cabeza y de pelvis son pequeñas, indicando que ambos protocolos proporcionan resultados dosimétricos similares.

La evolución temporal de las parótidas muestra oscilaciones a lo largo del tratamiento y un incremento de dosis en las últimas adquisiciones, reflejando cambios anatómicos progresivos del



paciente. En la médula espinal, las variaciones son menores y la dosis se mantiene relativamente estable tras la replanificación.

Capítulo 7. Conclusiones

Este trabajo ha permitido evaluar la viabilidad del cálculo dosimétrico sobre imágenes iCBCT en volúmenes tumorales en cabeza y cuello mediante la corrección de la radiación dispersa con el algoritmo Acuros CTS, analizando tanto un entorno controlado con el maniquí antropomórfico ALDERSON como diferentes casos clínicos reales. A partir de los resultados obtenidos, se puede concluir que las imágenes iCBCT corregidas permiten realizar cálculos de dosis con una precisión suficiente para el seguimiento dosimétrico del tratamiento.

En primer lugar, el estudio con el maniquí antropomórfico ALDERSON permitió validar el procedimiento en condiciones controladas. Los cálculos muestran una muy buena relación entre los cálculos realizados sobre las imágenes iCBCT y el CT, con diferencias inferiores al 2% en los principales indicadores dosimétricos de los PTV. Esto demuestra que, cuando la geometría del paciente es estable, las imágenes iCBCT corregidas permiten realizar cálculos de dosis fiables.

En segundo lugar, el estudio clínico realizado sobre cinco pacientes permitió comprobar el comportamiento de las imágenes en situaciones reales de tratamiento, donde aparecen cambios anatómicos, variaciones de posicionamiento y movimientos del paciente. En este caso, también se observó una buena relación entre los cálculos realizados sobre las imágenes iCBCT y los CT de replanificación adquiridos el mismo día, especialmente en parámetros volumétricos como el D50%. Aunque las diferencias fueron mayores que las del maniquí, esto era esperable debido a la mayor complejidad del entorno clínico. Aun así, los resultados indican que el cálculo sobre iCBCT reproduce correctamente la distribución de dosis correspondiente a la anatomía del paciente en el momento de la adquisición de la imagen, lo que refuerza su utilidad como herramienta de apoyo en radioterapia adaptativa.

Una de las principales aportaciones de este trabajo es haber demostrado que el cálculo directo sobre imágenes iCBCT puede reducir parte de las incertidumbres asociadas a los procesos deformables. En el caso estudiado con DIR, los resultados mostraron mayores diferencias respecto al CT de replanificación que los obtenidos directamente con las imágenes iCBCT. Esto sugiere que, cuando se dispone de una imagen iCBCT corregida y con la anatomía completa necesaria para el cálculo, su uso directo puede representar una alternativa más fiel a la anatomía real del paciente que la utilización del DIR. Esta conclusión es especialmente relevante en tumores de cabeza y cuello, donde pequeños cambios anatómicos pueden modificar la dosis recibida por los PTV y los OAR.

Además, la comparación entre los protocolos de cabeza y pelvis ha permitido identificar una ventaja práctica en el protocolo de pelvis. Aunque ambos mostraron resultados dosimétricos similares, el mayor FOV del protocolo de pelvis permite incluir completamente los hombros del paciente, evitando reconstrucciones manuales y simplificando el flujo de trabajo. Esta observación es una contribución relevante del estudio, ya que no solo se ha evaluado la precisión dosimétrica del cálculo sobre iCBCT, sino también su aplicabilidad práctica dentro del entorno clínico. En este sentido, el protocolo de pelvis facilita una implementación sencilla pero fiable del cálculo dosimétrico sobre iCBCT.

A partir de estos resultados, se propone realizar semanalmente una iCBCT con protocolo de pelvis a los pacientes en tratamiento de cabeza y cuello. Esto permitiría disponer de una iCBCT con toda la anatomía necesaria para transferir la planificación que se está administrando al paciente y calcular de forma precisa la dosis realmente recibida sobre su anatomía actual. De esta manera, sería posible detectar de forma anticipada cambios anatómicos relevantes y comprobar rápidamente si es necesaria una replanificación, aumentando así la seguridad del paciente y mejorando la eficiencia del tratamiento. Además, el seguimiento periódico de la evolución dosimétrica permitiría observar la tendencia en cada paciente y anticipar cuándo podría ser necesaria una replanificación, evitando interrupciones del tratamiento que pueden favorecer el crecimiento de los tejidos tumorales.

En conclusión, los resultados obtenidos indican que las imágenes iCBCT corregidas mediante el algoritmo Acuros CTS constituyen una herramienta útil para el cálculo de dosis y el seguimiento de cambios anatómicos que afecten a la dosis recibida en radioterapia adaptativa en tumores de cabeza y cuello. Aunque no se pretende sustituir el CT de replanificación como imagen de referencia para una planificación definitiva, el uso de iCBCT corregidas puede aportar información dosimétrica relevante entre sesiones y ayudar a tomar decisiones clínicas de forma temprana. Por tanto, este trabajo contribuye a demostrar el potencial de las imágenes iCBCT no solo como herramienta de posicionamiento, sino también como herramienta dosimétrica de apoyo en el seguimiento personalizado del tratamiento.

7.1 Impacto en los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS)

Este trabajo se relaciona con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS) al abordar una mejora tecnológica aplicada al ámbito sanitario. En concreto, el estudio de imágenes iCBCT corregidas mediante Acuros CTS para el cálculo de dosis en radioterapia adaptativa puede contribuir a mejorar el seguimiento del tratamiento en pacientes oncológicos, especialmente cuando aparecen cambios anatómicos durante el tratamiento.

La posibilidad de aprovechar imágenes adquiridas durante la práctica clínica habitual permite avanzar hacia tratamientos más personalizados y precisos, reduciendo la incertidumbre dosimétrica y facilitando la toma de decisiones clínicas. Además, el uso de estas herramientas puede favorecer una gestión más eficiente de los recursos sanitarios, al aumentar la información obtenida a partir de imágenes que ya forman parte del flujo de trabajo del tratamiento.

Por ello, los ODS más relacionados con este trabajo son:

1. ODS 3: Salud y bienestar.
2. ODS 9: Industria, innovación e infraestructura.
3. ODS 12: Producción y consumo responsables.

7.1.1 ODS 3: Salud y bienestar

El ODS 3 tiene como objetivo garantizar una vida sana y promover el bienestar de todas las personas. Este trabajo se relaciona directamente con este objetivo, ya que se enmarca en el ámbito de la radioterapia oncológica, una modalidad terapéutica fundamental para el tratamiento del cáncer.

En concreto, el uso de imágenes iCBCT corregidas puede ayudar a detectar cambios anatómicos durante el tratamiento y comprobar si la dosis administrada sigue siendo adecuada para el tumor y segura para los órganos de riesgo.

7.1.2 ODS 9: Industria, innovación e infraestructura.

El ODS 9 promueve el desarrollo de infraestructuras, la industrialización sostenible y la innovación. Este TFG se alinea con este objetivo al estudiar la aplicación de herramientas avanzadas de imagen médica y cálculo dosimétrico dentro del flujo clínico.

El uso de imágenes iCBCT corregidas representa una innovación tecnológica aplicada al entorno hospitalario, ya que permite utilizar estas imágenes, no solo para el posicionamiento del paciente, sino también para el cálculo de dosis.

7.1.3 ODS 12: Producción y consumo responsable

El ODS 12 está relacionado con el uso eficiente de los recursos y la reducción del impacto asociado a los procesos de producción y consumo. En el ámbito sanitario, este objetivo puede entenderse como la optimización de los recursos clínicos, tecnológicos y humanos disponibles.

Este trabajo contribuye a este objetivo porque estudia el aprovechamiento de imágenes iCBCT que ya forman parte del flujo habitual de verificación del tratamiento radioterápico. El uso de estas imágenes para el cálculo de dosis podría ayudar a hacer más eficiente el seguimiento del



paciente, ya que se obtiene más información clínica a partir de una adquisición que ya se realiza para el tratamiento. Además, el estudio propone el uso del protocolo de pelvis en iCBCT para pacientes con tumores de cabeza y cuello, ya que su mayor FOV permite incluir toda la anatomía necesaria para el cálculo dosimétrico. Esta propuesta puede contribuir a una gestión más eficiente del tiempo, de los recursos disponibles y del proceso de seguimiento del paciente.

Capítulo 8. Bibliografía

- [1]- D. Hanahan and R. A. Weinberg, “Hallmarks of Cancer: The Next Generation,” *Cell*, vol. 144, no. 5, pp. 646–674, 2011, doi: 10.1016/j.cell.2011.02.013.
- [2]- R. García-Mollá, P. Sánchez Rubio, J. Bonaque Alandí, M. A. Carrasco Herrera, y F. Lliso Valverde, “Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM),” *Rev. Fis. Med.*, vol. 22, no. 1, pp. 123–166, 2021, doi: 10.37004/sefm/2021.22.1.004.
- [3]- M. C. Lizuain Arroyo, ed., *Fundamentos de Física Médica. Volumen 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*, A. Brosed Serreta, ed. colección. Sociedad Española de Física Médica, 2012. ISBN: 978-84-938016-7-0.
- [4]- E. J. Hall and A. J. Giaccia, *Radiobiology for the Radiologist*, 7th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [5]- National Toxicology Program, “Ionizing Radiation,” in *Report on Carcinogens*, 15th ed. U.S. Department of Health and Human Services, 2021.
- [6]- F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [7]- F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
- [8]- E. B. Podgoršak, *Radiation Physics for Medical Physicists*, 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2010, doi: 10.1007/978-3-642-008745-7. ISBN: 978-3-642-00874-0.
- [9]- Y. Xu, T. Bai, H. Yan, L. Ouyang, A. Pompos, J. Wang, L. Zhou, S. B. Jiang, and X. Jia, “A practical cone-beam CT scatter correction method with optimized Monte Carlo simulations for image-guided radiation therapy,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 60, no. 9, pp. 3567–3587, 2015, doi: 10.1088/0031-9155/60/9/3567.
- [10]- T. Bortfeld, “IMRT: a review and preview,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 51, no. 13, pp. R363–R379, 2006, doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R21.
- [11]- K. Otto, “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc,” *Medical Physics*, vol. 35, no. 1, pp. 310–317, 2008, doi: 10.1118/1.2818738.
- [12]- Kaliyaperumal, V., Raphael, C. J., Varghese, K. M., Gopu, P., Sivakumar, S., Boban, M., et al. (2017). *Study of variation in dose calculation accuracy between kV cone-beam computed tomography and kV fan-beam computed tomography*. *Journal of Medical Physics*, 42(3), 171–180.
- [13]- K. K. Brock, S. Mutic, T. R. McNutt, H. Li, and M. L. Kessler, “Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132,” *Medical Physics*, vol. 44, no. 7, pp. e43–e76, 2017, doi: 10.1002/mp.12256.

- [14]- A. Maslowski, A. Wang, M. Sun, T. Wareing, I. Davis, and J. Star-Lack, “Acuros CTS: A fast, linear Boltzmann transport equation solver for computed tomography scatter—Part I: Core algorithms and validation,” *Med. Phys.*, vol. 45, no. 5, pp. 1899–1913, 2018, doi: 10.1002/mp.12850.
- [15]- N. Sushma, S. Kagineili, P. Sathiyaraj, S. Vasanthan, and K. M. Ganesh, “Dose estimation using optically stimulated luminescence dosimeter and EBT3 films for various treatment techniques in Alderson Rando phantom and estimation of secondary cancer incidence for carcinoma of left breast,” *Journal of Medical Physics*, vol. 47, no. 3, pp. 225–234, 2022, doi: 10.4103/jmp.jmp_36_22 .
- [16]- C. Glide-Hurst, M. Bellon, R. Foster, C. Altunbas, M. Speiser, M. Altman, D. Westerly, N. Wen, B. Zhao, M. Miften, I. J. Chetty, and T. Solberg, “Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study,” *Medical Physics*, vol. 40, no. 3, 2013, doi: 10.1118/1.4790563.
- [17]- H. Baroudi, K. K. Brock, W. Cao, X. Chen, C. Chung, L. E. Court, M. D. El Basha, M. Farhat, S. Gay, M. P. Gronberg, et al., “Automated Contouring and Planning in Radiation Therapy: What Is ‘Clinically Acceptable’?,” *Diagnostics*, vol. 13, no. 4, Art. no. 667, 2023, doi: 10.3390/diagnostics13040667.
- [18]- H. Lin, H. Xiao, L. Dong, K. B.-K. Teo, W. Zou, J. Cai, and T. Li, “Deep learning for automatic target volume segmentation in radiation therapy: a review,” *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, vol. 11, no. 12, pp. 4847–4858, 2021, doi: 10.21037/qims-21-168.
- [19]- A. Van Esch, L. Tillikainen, J. Pyykkönen, M. Tenhunen, H. Helminen, S. Siljamäki, J. Alakuijala, M. Paiusco, M. Iori, and D. P. Huyskens, “Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation,” *Medical Physics*, vol. 33, no. 11, pp. 4130–4148, 2006, doi: 10.1118/1.2358333.
- [20]- R. Y. Wu, T. D. Williamson, N. Sahoo, T. Nguyen, S. M. Ikner, A. Y. Liu, P. G. Wisdom, M. Li, R. A. Hunter, P. E. Alvarez, et al., “Evaluation of the high definition field of view option of a large-bore computed tomography scanner for radiation therapy simulation,” *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, vol. 13, pp. 44–49, 2020, doi: 10.1016/j.phro.2020.03.004.
- [21]- Varian Medical Systems: <https://www.varian.com> [Consultado: abril de 2026]

Capítulo 9. Anexo

9.1 Maniquí antropomórfico ALDERSON

		PROTOCOLO Y TABLA DE CABEZA	PROTOCOLO DE CABEZA Y TABLA DEL CT	PROTOCOLO Y TABLA DE PELVIS	PROTOCOLO DE PELVIS Y TABLA DE CT	CT
Plexo braquial izquierdo	Dmax	6133,5 cGy	6152,4 cGy	6050,5 cGy	6083,8 cGy	5914,4 cGy
	D0,04cc	6030,0 cGy	6044,0 cGy	5869,5 cGy	5909,6 cGy	5813,2 cGy
Plexo braquial derecho	Dmax	6311,8 cGy	6320,5 cGy	6128,4 cGy	6146,9 cGy	5982,6 cGy
	D0,04cc	6127,5 cGy	6139,9 cGy	6010,0 cGy	6046,7 cGy	5906,1 cGy
Tronco encefálico	Dmax	4045,6 cGy	4010,5 cGy	4019,7 cGy	4015,3 cGy	4047,5 cGy
	D0,04cc	4003,1 cGy	3974,6 cGy	4019,7 cGy	3948,5 cGy	3981,9 cGy
Esófago		10,6	10,9	5,2	6,7	4,3
Glándulas toroides		47,6	47,9	45,3	46,0	46,2
Laringe		6642,1 cGy	6652,6 cGy	6657,1 cGy	6713,0 cGy	6389,2 cGy
Mandíbula	D0,04cc	7376,1 cGy	7333,3 cGy	7312,4 cGy	7315,3 cGy	7279,5 cGy
	D50%	6037,9 cGy	6007,8 cGy	5996,3 cGy	6004,4 cGy	5967,8 cGy

Tabla 28: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del maniquí antropomórfico ALDERSON para los distintos protocolos iCBCT y el CT de referencia.

9.2 Paciente 1

	CT_original	04-07- 2024	11-07- 2024	17-07-2024 (Tabla cabeza)	17-07-2024 (Tabla CT)	17-07-2024 (CT_replan)	19-08-2024
Cavidad oral							
Dmedia	6402,4 cGy	3260,1 cGy	3217,7 cGy	3290,0 cGy	3285,1 cGy	3474,1 cGy	4286,4 cGy
Dmax	3230,5 cGy	6290,1 cGy	6334,5 cGy	6334,0 cGy	6320,6 cGy	6932,8 cGy	6417,7 cGy

(continuación)

	CT_original	04-07-2024	11-07-2024	17-07-2024 (Tabla cabeza)	17-07-2024 (Tabla CT)	17-07-2024 (CT_replan)	19-08-2024
Cerebro							
Dmax	6332,9 cGy	6438,3 cGy	6532,9 cGy	6532,9 cGy	6506,6 cGy	6702,0 cGy	6647,4 cGy
6000<3,00 cc	2,4	2,6	2,1	3,4	2,6	12,8	2,5
Laringe	6486,2 cGy	5335,0 cGy	5151,0 cGy	5412,7 cGy	5419,8 cGy	5702,4 cGy	5387,4 cGy
Mandíbula	6971,6 cGy	7138,0 cGy	7169,6 cGy	7272,7 cGy	7240,7 cGy	7179,7 cGy	7053,6 cGy
Tronco encefálico							
Dmax	5367,9 cGy	5791,0 cGy	5646,8 cGy	5451,1 cGy	5387,6 cGy	5958,0 cGy	6067,0 cGy

Tabla 29: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 1 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.

9.3 Paciente 2

	CT_original	08-10-2024	21-10-2024	07-11-2024 (Tabla cabeza)	07-11-2024 (Tabla CT)	07-11-2024 (CT_replan)	25-11-2024
Mandíbula	5931,1 cGy	6171,1 cGy	6161,5 cGy	6123,3 cGy	6047,9 cGy	6071,6 cGy	5833,6 cGy
Plexo braquial izquierdo	5799,9 cGy	5950,0 cGy	5924,6 cGy	6260,4 cGy	6294,5 cGy	6240,8 cGy	6021,6 cGy
Plexo braquial derecho	5771,1 cGy	6056,8 cGy	5889,3 cGy	6072,2 cGy	6102,6 cGy	5935,2 cGy	5980,7 cGy
Cavidad oral							
Dmax	2720,9 cGy	6477,3 cGy	2608,4 cGy	6082,0 cGy	6085,0 cGy	6069,6 cGy	6007,3 cGy
Dmedia	5917,9 cGy	2862,3 cGy	6439,8 cGy	2599,3 cGy	2601 cGy	2667,4 cGy	2717,8 cGy

Tabla 30: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 2 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.

9.4 Paciente 3

	CT_original	02-10-2024	11-10-2024	22-10-2024 (Tabla cabeza)	22-10-2024 (Tabla CT)	22-10-2024 (CT_replan)	19-11-2024
Mandíbula	6859,0 cGy	7039,9 cGy	7169,4 cGy	7217,6 cGy	7200,6 cGy	7384,2 cGy	6956,6 cGy
Plexo braquial izquierdo	6182,3 cGy	6216,7 cGy	6546,1 cGy	7022,2 cGy	7021,6 cGy	7010,1 cGy	6692,1 cGy
Plexo braquial derecho	5782,8 cGy	5913,4 cGy	5884,2 cGy	5996,0 cGy	5997,5 cGy	5978,3 cGy	5938,2 cGy
Tronco encefálico	5027,9 cGy	4913,9 cGy	4989,2 cGy	5206,7 cGy	5184,1 cGy	4975,8 cGy	3974,5 cGy
Cavidad oral							
Dmax	6892,6 cGy	7206,9 cGy	6387,2 cGy	6548,6 cGy	6584,3 cGy	6609,8 cGy	6670,9 cGy
Dmedia	2292,9 cGy	3123,3 cGy	2635,2 cGy	2730,3 cGy	2718,9 cGy	2717,8 cGy	4357,7 cGy

Tabla 31: Valores dosimétricos obtenidos para los órganos de riesgo del paciente 3 para los distintos iCBCT y el CT de referencia.

9.5 Paciente 4

	CT_original	28-08-2024	06-09-2024	12-09-2024 (Tabla cabeza)	12-09-2024 (Tabla CT)	12-09-2024 (DIR)	12-09-2024 (CT_replan)	14-10-2024
Mandíbula	7181,8 cGy	7344,6 cGy	7231,6 cGy	7218,1 cGy	7182,9 cGy	7357,2 cGy	7234,0 cGy	7396,6 cGy
Plexo braquial izquierdo	5814,8 cGy	5909,8 cGy	5963,6 cGy	5842,5 cGy	5863,5 cGy	5828,6 cGy	6127,9 cGy	6019,4 cGy
Plexo braquial derecho	5843,1 cGy	5928,4 cGy	6157,9 cGy	5985,5 cGy	6009,2 cGy	5842,3 cGy	6132,9 cGy	5983,4 cGy
Tronco encefálico	2777,5 cGy	2637,5 cGy	2668,8 cGy	2822,1 cGy	2817,9 cGy	2953,7 cGy	2918,3 cGy	2809,7 cGy
Glándulas tiroides	35,4	58,9	43,6	50,5	50,5	56,8	33,8 cGy	33,3
Laringe	4680,5 cGy	3575,8 cGy	4049,8 cGy	4322,5 cGy	4330,8 cGy	4385,1 cGy	5622,5 cGy	4266,8 cGy

Tabla 32: Valores de dosis obtenidos para los órganos de riesgo del Paciente 4 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, el CT de replanificación y el DIR.

9.6 Paciente 5

	CT_original	05-01-2026	13-01-2026	20-01-2026	28-01-2026	05-02-2026
Mandíbula	6495,0 cGy	6501,2 cGy	6539,5 cGy	6485,8 cGy	6454,0 cGy	6555,4 cGy
Tronco encefálico	4157,2 cGy	4423,8 cGy	4202,4 cGy	4165,5 cGy	4354,9 cGy	4201,2 cGy
Esófago	27,7	91,9	95,1	94,6	96,8	91,1 cGy
Glándulas tiroides	96,3	99,5	100,0	100,0	96,7	99,1
Laringe	7647,7 cGy	7597,3 cGy	7617,7 cGy	7524,4 cGy	7779,2 cGy	7686,8 cGy

(continuación)

	05-02-2026 (CT_replan)	06-02-2026 (Tabla cabeza)	06-02-2026 (Tabla pelvis)	11-02-2026	16-02-2026	18-02-2026
Mandíbula	6686,1 cGy	6536,7 cGy	6506,5 cGy	6509,7 cGy	6543,2 cGy	6525,7 cGy
Tronco encefálico	4186,0 cGy	4138,0 cGy	4108,6 cGy	4114,6 cGy	4123,8 cGy	4091,3 cGy
Esófago	98,8	92,5	92,8	75,1	81,1	97,9
Glándulas tiroides	98,8	99,0	99,0	40,7	38,7	43,9
Laringe	7837,1 cGy	7692,1 cGy	7689,6 cGy	7790,0 cGy	7749,3 cGy	7976,2 cGy

Tabla 33: Valores de dosis obtenidos para los órganos de riesgo del Paciente 5 a partir del CT original, las imágenes iCBCT, incluyendo una realizada con protocolo de pelvis y el CT de replanificación.