

Desarrollo de una técnica de irradiación de cuerpo completo con terapia en arco de intensidad modulada

CARRERA: ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA DE LA RADIOTERAPIA

Autor: De Brida Joaquín

Director: Ruggeri Ricardo

Año: 2023



Universidad
Nacional
de San Martín



Comisión Nacional
de Energía Atómica

ÍNDICE

TABLA DE CONTENIDO

Índice	2
I. Resumen.....	3
II. Introducción.....	5
III. Marco teórico.....	7
IV. Objetivos	14
VI. Materiales y Métodos	15
VI.1 Materiales.....	15
VI.3 Método.....	26
VI.3.1 Etapa 1: Evaluación del sistema de adquisición y procesamiento de imágenes	27
VI.3.2 Etapa 2: Evaluación de las capacidades de optimización del planificador de tratamientos	28
VI.3.3 Etapa 3: Evaluación de los sistemas de verificación de posicionamiento.....	33
VI.3.4 Etapa 4: Evaluación de la entrega de tratamiento.....	33
VII. Resultados.....	35
VII.1.1 Etapa 1: Evaluación del sistema de adquisición y procesamiento de imágenes	35
VII.1.2 Etapa 2: Evaluación de las capacidades de optimización del planificador de tratamientos	38
VII.1.3 Etapa 3: Evaluación de los sistemas de verificación de posicionamiento.....	49
VII.1.4 Etapa 4: Evaluación de la entrega de tratamiento	58
VIII. Conclusiones	60
IX. Referencias bibliográficas	62

I. RESUMEN

La irradiación de cuerpo completo (TBI, por sus siglas en inglés) es uno de los principales componentes de un tratamiento interdisciplinario de un gran rango de enfermedades predominantemente del tipo hematológico. En combinación con la quimioterapia, la irradiación de cuerpo completo es un tratamiento mieloablativo e inmuno ablativo utilizado como acondicionamiento para un posterior trasplante de células madre hematopoyéticas.

En el pasado se han adoptado diferentes enfoques en cuanto a las condiciones de tratamiento de TBI. Gracias a la tecnología con la que se cuenta en el Centro Oncológico Integral de la ciudad de Neuquén, en el norte de la Patagonia Argentina, es posible desarrollar una técnica de tratamiento innovadora. En ella se incorporan:

- Tomografía de cuerpo completo para la planificación
- Optimización de volumen blanco y pulmones por medio del algoritmo de MonteCarlo
- Verificación de tratamiento con modalidad mixta de IGRT (Radioterapia de Imagen Guiada) y SGRT (de sus siglas en inglés Radioterapia Guiada por Superficie)
- Control de calidad paciente específico del tratamiento planificado mediante medición y análisis gamma volumétrico y análisis de robustez frente a incertezas de posicionamiento

La implementación de la técnica se planificó en cuatro etapas:

- I. evaluación de sistemas de adquisición y procesamiento de imágenes,
- II. Evaluación de las capacidades de optimización del planificador de tratamientos
- III. Evaluación de los sistemas de verificación de posicionamiento
- IV. Evaluación de la entrega del tratamiento en un paciente real.

Siendo las primeras dos realizadas con imágenes tomográficas de cuerpo completo de pacientes sin indicación de TBI, pertenecientes al servicio de PET-CT de la institución.

A partir de las tomografías se estudiaron, en primer lugar, las capacidades del sistema de planificación de tratamientos Monaco (Elekta, Estocolmo, Suecia) para la optimización del plan contemplando múltiples isocentros, y la estrategia completa de planificación y tratamiento, que propone combinar las modalidades de entrega de haces estáticos de tipo tridimensional conformado con haces de modalidad de arco, conocidos como VMAT (por sus siglas en inglés Volumetric Modulated Arc Therapy).

Como resultado de estas dos etapas fue posible definir una serie de instrucciones de inmovilización específicas para la tomografía del TBI junto con una regla de distribución de isocentros. Adicionalmente se definió una estrategia de planificación junto con los criterios dosimétricos para la evaluación del plan y por último el control de calidad del plan a aplicar para garantizar la calidad y seguridad en la entrega del mismo.

La tercera etapa de implementación se enfoca en los sistemas auxiliares que aseguran un posicionamiento correcto en cada aplicación del tratamiento. Los sistemas utilizados para el posicionamiento diario del paciente son, seguimiento superficial por c-RAD ® Catalyst+ HD, y sistema de adquisición y registro

volumétrico de imágenes de kilovoltaje Elekta ® XVI. Se comprobó su capacidad de trabajar con imágenes de referencia de cuerpo completo y se determinó una secuencia óptima que capitalice las ventajas de ambas tecnologías, aumentando la agilidad del procedimiento sin comprometer la seguridad del mismo.

Por último, la cuarta etapa representa la implementación clínica en un paciente real con indicación de TBI. Se presentan los resultados de la planificación virtual y se analiza la experiencia de posicionamiento con la modalidad mixta propuesta. Además, se registraron los tiempos de cada subetapa de cada sesión de tratamiento para realizar un análisis de optimización del flujo de trabajo.

Se concluye que es posible obtener una distribución de dosis homogénea en todo el cuerpo con el planificador Mónaco en casos de TBI y optimizar los valores de dosis en órganos a riesgo como pulmones. Respecto al tratamiento, el posicionamiento en la sesión inicial requiere mayor atención, lo cual consume un tiempo de aproximadamente 40 minutos para hacer la verificación inicial mixta de cada isocentro. A partir de la sesión 2 se observa una marcada disminución de tiempo que se debe principalmente al reemplazo de Cone Beam CT por SGRT en cada isocentro, decisión que le proporciona el carácter ágil y seguro a la técnica desarrollada.

II. INTRODUCCIÓN

Las técnicas de radioterapia de intensidad modulada, y particularmente aquellas denominadas terapias en arco, han crecido en popularidad y han revolucionado las técnicas convencionales. La técnica de irradiación de cuerpo completo, conocida como TBI, no es una excepción, muchos métodos se han propuesto en busca de compatibilizar los requerimientos particulares de este tratamiento con las características de un tratamiento isocéntrico. En este contexto, la innovación tecnológica ha demostrado ser un factor crucial. Gracias a avances continuos en la tecnología médica, hoy en día contamos con herramientas y sistemas que nos permiten sortear las dificultades de la compatibilidad, abriendo nuevas posibilidades que tienen el potencial de mejorar la calidad del tratamiento.

El TBI tradicionalmente se realizaba utilizando un acelerador lineal convencional (LINAC) con disposición de haz estático a una distancia extendida entre la fuente y la superficie del paciente. Esta técnica posee desventajas que han sido ampliamente reportadas en la literatura, como tiempos de posicionamiento y tratamiento, falta de datos dosimétricos tridimensionales y la necesidad de un amplio bunker.

En este trabajo se propone explorar cómo las innovaciones tecnológicas que están transformando la radioterapia y mejorando la atención médica, pueden ser aplicadas en TBI, de manera de superar sus históricas desventajas.

Es importante destacar que la técnica de irradiación de cuerpo total se distingue por una característica esencial: la necesidad de aplicar una dosis de radiación uniforme a todo el cuerpo del paciente. Aquí reside el principal desafío en términos de compatibilidad, ya que las técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) se caracterizan por irradiar volúmenes más pequeños y focalizados.

Esta diferencia en la escala presenta un reto significativo que se manifiesta a lo largo de todas las fases de un tratamiento de TBI, abarcando desde la tomosimulación inicial hasta la planificación, verificación y ejecución del tratamiento. Cada una de estas etapas experimenta cambios significativos y relevantes a fin de afrontar la complejidad que implica irradiar un volumen blanco de gran magnitud.

La primera de ellas, la tomosimulación del tratamiento, presenta desafíos relacionados a la adquisición de una tomografía de cuerpo completo de paciente e inmovilización de cuerpo completo. En el contexto de este trabajo, se introduce una metodología estandarizada de inmovilización que se adapta a pacientes de diferentes características. La metodología de inmovilización estandarizada se concibe como un enfoque universal para asegurar que todos los pacientes reciban un tratamiento de Irradiación de Cuerpo Total con el más alto nivel de precisión. En conjunto con la inmovilización estandarizada, se definió una regla de distribución de isocentros que tiene en cuenta múltiples consideraciones técnicas y clínicas para optimizar el proceso de tratamiento, ellas son: dimensiones del paciente, limitaciones técnicas del cabezal de tratamiento Agility ® de Elekta, capacidad de optimización del sistema de planificación de tratamientos Monaco y limitaciones adicionales del sistema de control de calidad paciente específico.

Después de obtener la tomografía, el desafío consiste en desarrollar un plan de tratamiento que sea compatible con el volumen a irradiar. Este plan debe cumplir con los objetivos de lograr homogeneidad en

todo el cuerpo y de reducción de dosis en órganos críticos, empleando múltiples isocentros y dos orientaciones distintas del paciente para la entrega del tratamiento.

Para este proyecto, el diseño del plan virtual de tratamiento se realizó en el sistema de planificación Monaco (Elekta, Estocolmo, Suecia) a partir de una tomografía computarizada de cuerpo completo del paciente. La estrategia de tratamiento que se propone es combinar las modalidades de entrega con haces estáticos de tipo tridimensional conformado y haces en modalidad arco conocidos como VMAT (por sus siglas en inglés Volumetric Modulated Arc Therapy). En áreas anatómicas como pies y piernas, donde no se requiere modular el haz para proteger estructuras específicas, se propone un tratamiento 3D con orientación pies a gantry o FFS (de las siglas en inglés Feet First Supine). Esta modalidad de entrega de tratamiento permite aprovechar la totalidad de la extensión en sentido inplane del cabezal y, con dos isocentros, permiten cubrir aproximadamente una longitud de unos 75 centímetros del cuerpo del paciente. En cuanto al resto del paciente, que abarca desde la pelvis hasta la cabeza, se emplean múltiples isocentros en técnica VMAT con el propósito de aprovechar la capacidad de modulación del haz de radiación, y así reducir la dosis principalmente en pulmones manteniendo homogeneidad en el resto del cuerpo.

En la fase final del proceso de radioterapia, enfrentamos la necesidad crítica de posicionar al paciente y verificar cada uno de los isocentros planificados. La metodología más efectiva para llevar a cabo esta verificación individual implica la adquisición de una tomografía de haz cónico (Cone Beam CT) en cada uno de ellos. Sin embargo, esta metodología ralentiza considerablemente todo el procedimiento, afectando la comodidad del paciente y, además, no proporciona una visión integral del posicionamiento. Por ese motivo se introduce la tecnología de seguimiento superficial, la cual compara en tiempo real la posición del paciente sobre la camilla contra la posición esperada de acuerdo a la planificación virtual.

Basándonos en la experiencia institucional previa con esta herramienta, hemos constatado su agilidad y hemos logrado ganar confianza en su desempeño mediante la comparación directa con los resultados obtenidos a través de la tomografía de haz cónico. Este proceso de validación ha generado una sólida base de confianza en la herramienta. En este contexto, anticipamos aprovechar sus capacidades de manera eficaz para aplicar la técnica de TBI, confiando en que la eficiencia y la precisión observadas en experiencias anteriores se traduzcan positivamente en la implementación de esta nueva técnica de tratamiento de TBI.

III. MARCO TEÓRICO

1. Aspectos clínicos de la irradiación corporal de cuerpo completo

La irradiación de cuerpo completo (TBI) es uno de los principales componentes de un tratamiento interdisciplinario de un gran rango de enfermedades predominantemente del tipo hematológico. En combinación con la quimioterapia, la irradiación de cuerpo completo es un tratamiento mieloablativo e inmunoablativo utilizado como acondicionamiento para un posterior trasplante de células madre hematopoyéticas: células madre de médula ósea o células madre progenitoras de sangre periférica.

Las neoplasias hematológicas conforman un grupo heterogéneo de enfermedades malignas que afectan diversos tipos celulares implicados en el sistema hematopoyético, en donde se han diferenciado de manera arbitraria las leucemias de los linfomas, señalando a las leucemias como aquellas neoplasias que afectan a la médula ósea con expresión periférica y a los linfomas como aquellas neoplasias que permanecen localizadas en los ganglios linfáticos u otros tejidos linfoides y que carecen, al menos de modo inicial, de comportamiento leucémico.

El trasplante de médula ósea, también definido como trasplante de progenitores hematopoyéticos (TPH), es la terapia de referencia para pacientes con neoplasias hematológicas y también para tratar ciertas enfermedades no malignas que involucran al sistema hematopoyético, que no han podido o no pueden ser curadas por otros procedimientos. Es un proceso mediante el cual la médula ósea que no funciona correctamente, que es deficiente o que posee células malignas, es eliminada usando altas dosis de quimioterapia y/o radioterapia (trasplante convencional o mieloablativo) seguida de la infusión de nuevas células madre hematopoyéticas por vía intravenosa para restablecer la función hematológica e inmunológica de los pacientes.

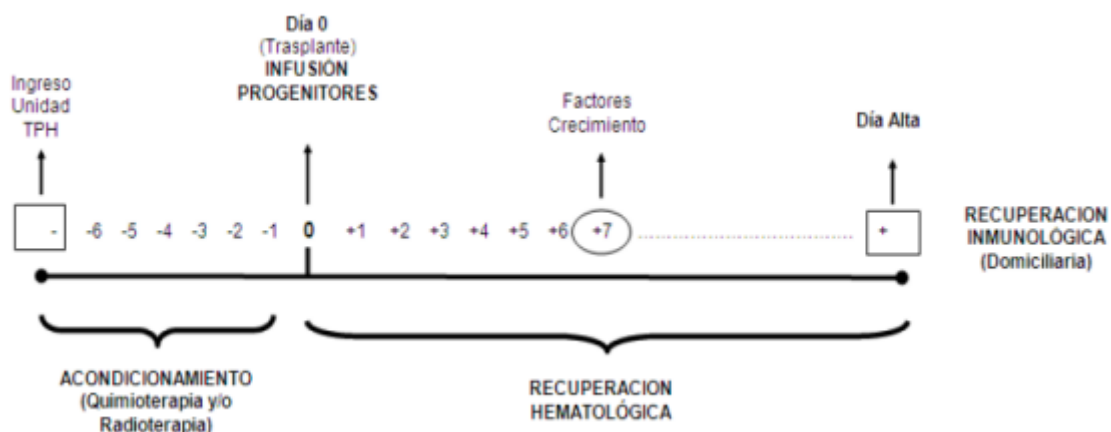


FIGURA 1 – SECUENCIA TEMPORAL PARA EL TRASPLANTE DE PROGENITORES HEMATOPOYÉTICOS

En el procedimiento general de un TPH se puede observar las siguientes etapas:

1. Ingreso a la unidad de trasplante del servicio de hematología
2. Acondicionamiento:

Se entiende por acondicionamiento al tratamiento que el paciente recibe como preparación para el trasplante en los denominados “días negativos” y consiste en administrar altas dosis de quimioterapia y/o radioterapia con el propósito de inmunosuprimir al paciente.

3. Infusión de progenitores:

Día 0 del TPH, es el día en el que se realiza la infusión/trasplante de células madre infundiéndose al paciente por vía intravenosa.

4. Recuperación:

De forma general, mientras que la recuperación hematológica se puede alcanzar después de las primeras semanas del trasplante, la recuperación de la función del sistema inmune puede tener lugar mucho más tarde, y el riesgo de infecciones puede perdurar hasta un año después del trasplante. No obstante, el alta suele ocurrir entre los días +14 y +20 del trasplante cuando los niveles leucocitarios se normalizan y los pacientes no presentan síntomas.

Fraccionamiento de la radioterapia

a. Fracción única

Inicialmente, el tratamiento se limitaba a una sola fracción de dosis que oscilaba entre 8-10 Gy. Esto resultó ser muy conveniente para el paciente y el método más práctico dadas las limitaciones de los equipos disponibles y las técnicas que se utilizaban inicialmente. Sin embargo, la toxicidad pulmonar, específicamente la neumonitis por radiación fatal, fue una preocupación importante. La modelización radiobiológica sugiere que la reducción de la dosis por fracción minimiza la toxicidad en los tejidos normales]. Aunque hay datos limitados de estudios aleatorizados para establecer la dosis y el programa de fraccionamiento ideales para su uso en el trasplante de células madre hematopoyéticas (HSCT), los principios generales de la radiobiología sugieren una menor toxicidad asociada con la TBI multifraccionada. El consenso general para la TBI, respaldado por la experiencia clínica, es que existe un mayor efecto de preservación de tejido normal utilizando la TBI fraccionada en comparación con el tratamiento de una sola fracción para órganos como los pulmones, el hígado, los ojos y el cartílago. [7]

b. Múltiples fracciones

Con la introducción de aceleradores lineales, se hizo posible modificar muchas de las variables que son responsables de determinar la dosis real administrada a los tejidos del paciente. Una de estas variables fue el número de fracciones en las que la dosis total podría dividirse a lo largo de un período de tiempo. Se exploró y desarrolló el fraccionamiento de dosis más grandes con la comprensión de que la toxicidad podría limitarse mientras se mantuviera la eficacia. Desde un punto de vista práctico, sin embargo, el fraccionamiento aumenta la complejidad, ya que requiere múltiples sesiones por día, lo que la hace menos conveniente.

Se ha realizado un esfuerzo considerable para determinar la dosis total ideal y el régimen de fraccionamiento a utilizar. Los resultados han sido mixtos y, a veces, contradictorios, por lo que no hay una respuesta clara. Actualmente, se consideran razonables las dosis de TBI fraccionada en el rango de 12-15 Gy en 3-4 días, con 12 Gy en 6 fracciones durante 3 días, con al menos 6 horas entre tratamientos, siendo uno de los enfoques más comunes. [7]

2. Aspectos físicos de la irradiación corporal de cuerpo completo

El TBI se basa en el principio de una entrega de dosis de radiación ionizante distribuida uniformemente en todo el cuerpo. Sin embargo, entregar un TBI de manera correcta, segura y eficiente ha sido históricamente complejo y técnicamente desafiante. Por tal motivo, existen diversos enfoques para el tratamiento del paciente. En algunos diseños, todo el cuerpo es tratado en un campo estático muy grande a través de múltiples campos unidos y el paciente se mueve a través del haz o el haz puede recorrer al paciente. Cada enfoque tiene ventajas y desventajas, pero las cuestiones más importantes están relacionadas con la comodidad del paciente, la reproducibilidad y la confiabilidad en la configuración, la administración de dosis consistente y homogénea en todo el cuerpo y la capacidad de verificar la precisión de las dosis administradas.

Los pacientes deben ser colocados de tal manera que el haz abarque todo el cuerpo. A menudo esto requiere agacharse o sentarse. La mayoría de los centros utilizan campos anterior y posterior opuestos con el paciente de pie a varios metros de la fuente y el haz apuntando horizontalmente. La técnica de bipedestación es bien tolerada y no altera el uso rutinario diario de la máquina [24]. Alternativamente, los pacientes pueden ser irradiados con campos laterales en posición sentada o parcialmente reclinada. Este enfoque suele ser mejor tolerado por los pacientes, pero presenta desafíos dosimétricos adicionales que deben considerarse para mejorar la uniformidad de la dosis.

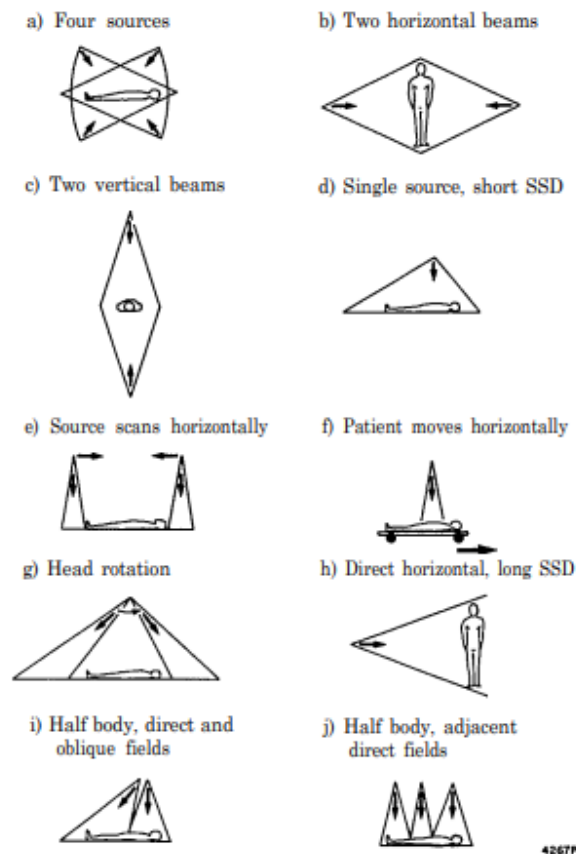


FIGURA 2 – DIFERENTES ESTRATEGIAS PARA ABORDAR TBI DISPONIBLE EN REPORTE N°17 DE LA AAPM[1]

Un número cada vez mayor de centros ha comenzado a utilizar planificación tridimensional basada en tomografía computada (CT), radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y planificación inversa en un esfuerzo por mejorar la uniformidad de dosis y preservación de órganos.

En relación con las técnicas convencionales, este enfoque podría reducir aún más las dosis a órganos críticos en riesgo y mejorar la cobertura de dosis de estructuras objetivo. Las ventajas adicionales de este enfoque incluyen la capacidad de tratar a los pacientes mientras están en decúbito supino, lo que es más cómodo y más reproducible, así como la capacidad realizar simulación y planificación basadas en CT. Otra complejidad asociada a la técnica convencional es la necesidad de crear bloques de protección para pulmones y la dificultad para montarlos de manera precisa para distancias extendidas.

Uno de los aspectos más discutidos en relación a la actualización de la técnica de TBI es el vinculado a la tasa dosis resultante en los tratamientos isocéntricos.

Las tasas de dosis en la modalidad convencional suelen ser de 6 a 15 cGy/min, de acuerdo con las recomendaciones del informe TG-17 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM). Se ha informado que tasas de dosis inferiores a 20 cGy/min ayudan a reducir las complicaciones pulmonares. [1]

Por otro lado, la tasa de dosis utilizada con técnicas isocéntricas de intensidad modulada es más alta que la utilizada en la TBI estándar, lo que puede tener efectos agudos mayores en los tejidos normales.

Sin embargo, los datos disponibles muestran que tasas de dosis más altas pueden no ser un factor tan significativo. No se ha visto evidencia de fallo del injerto a esta tasa de dosis. Las toxicidades agudas reducidas observadas sugieren que las reducciones en la dosis y el volumen del órgano que recibe una dosis dada probablemente superan cualquier efecto de la tasa de dosis. Los efectos de la tasa de dosis parecen ser clínicamente relevantes solo si son menores de 5-10 cGy/h).

Finalmente, los efectos de la tasa de dosis probablemente son contrarrestados por otros factores, como el fraccionamiento y la optimización inherente a la técnica de intensidad modulada. De lo anterior se desprende que el fraccionamiento de la dosis tiene un efecto mayor en el cuidado de órganos normales que el efecto de la tasa de dosis. [3]

3. Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT)

La Terapia de Radiación Guiada por Superficie (SGRT, por sus siglas en inglés) es una técnica en rápido crecimiento que utiliza tecnología de visión estereoscópica para seguir la superficie de los pacientes en 3D, tanto para el posicionamiento diario como para la gestión del movimiento durante el tratamiento.

La Terapia de Radiación Guiada por Superficie es compatible con múltiples tipos de radioterapia, siendo más beneficiosa y teniendo respaldo por numerosas publicaciones en el uso de tratamiento del cáncer de mama, cerebral, de cabeza y cuello, sarcoma y otras afecciones.

La SGRT utiliza la superficie externa del paciente para asegurarse de que la dosis de radiación se aplique de manera consistente de acuerdo con el plan de tratamiento. Esta tecnología utiliza tres unidades de cámara para monitorear miles de puntos en la piel del paciente. SGRT es una herramienta de control de calidad potente que reduce los errores relacionados con la posición del paciente. Esta tecnología no depende de la exposición a la radiación, como lo hacen otras formas comúnmente utilizadas de guía de imágenes.

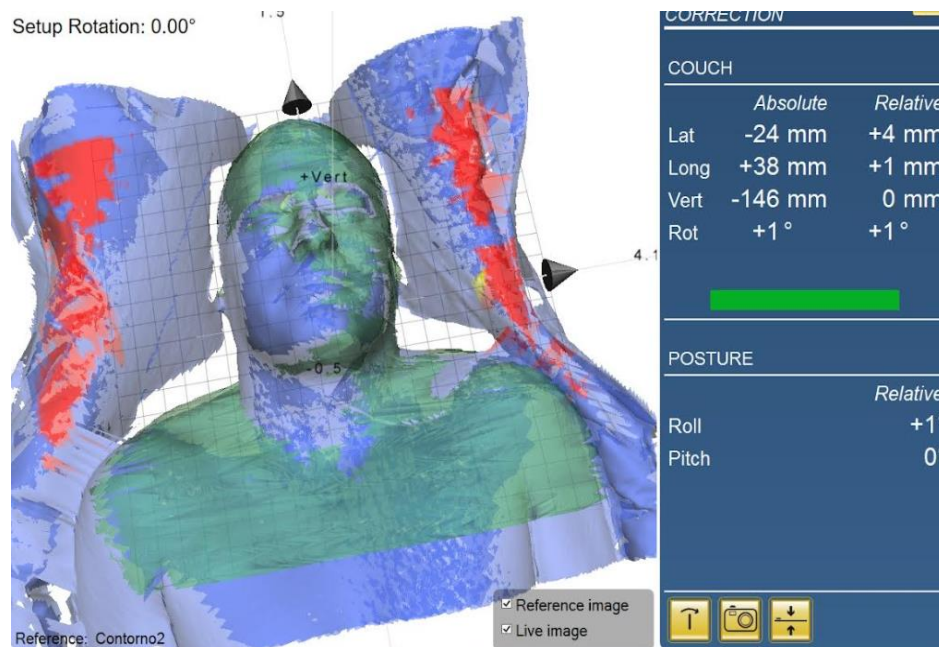


FIGURA 3 – REGISTRO DE SUPERFICIES CON TECNOLOGÍA C-RAD

SGRT hace más que verificar la posición del paciente antes del tratamiento, también realiza un seguimiento del movimiento del paciente durante el tratamiento. El sistema detecta movimientos en seis grados de libertad: arriba y abajo, adelante y atrás, de lado a lado, además de todas las rotaciones. SGRT lo hace con una precisión submilimétrica. Esta verificación en tiempo real de la posición también funciona como una salvaguardia durante el tratamiento. El haz de radiación solo se activa cuando el paciente está correctamente ubicado, y se detiene de inmediato si el paciente se mueve.

SGRT mejora la calidad y precisión de la radioterapia, eliminando, por ejemplo, la necesidad de marcas o tatuajes permanentes en el cuerpo del paciente. Este sistema también acorta el tiempo de tratamiento y simplifica los tratamientos diarios siendo una tecnología versátil que ampliaría la gama de aplicaciones.

4. Análisis Gamma volumétrico

Técnicas de radioterapia de alta precisión como la radioterapia con modulación de intensidad (IMRT) y la terapia de arco modulado volumétrico (VMAT) pueden mejorar la relación terapéutica mediante la escalada de la dosis al tumor y una cobertura superior del objetivo al mismo tiempo que preservan el tejido normal. En VMAT, la modulación volumétrica se puede lograr variando varios parámetros, como la forma de la apertura del colimador multiláminas (MLC), la tasa de fluencia de salida y la velocidad de rotación del brazo giratorio.

El movimiento del MLC produce una distribución compleja de la dosis y modulación de intensidad en la técnica IMRT. Existe un aumento considerable en la posibilidad de variación dosimétrica debido a la complejidad inherente de estas técnicas de tratamiento. Por lo tanto, una matriz de dosis tridimensional

(3D), con una evaluación volumétrica de campos compuestos, es superior a un mapa de valores de dosis planar.

La diferencia entre la distribución de dosis en el sistema de planificación del tratamiento (TPS) y el plan de verificación, en relación con la tolerancia aceptada, se indica mediante una medida de calidad llamada "índice Gamma (γ)". Se trata de una medida muy útil en la cuantificación y comparación de datos de dosis bidimensionales (2D) y 3D, donde la medición directa sigue siendo un desafío.

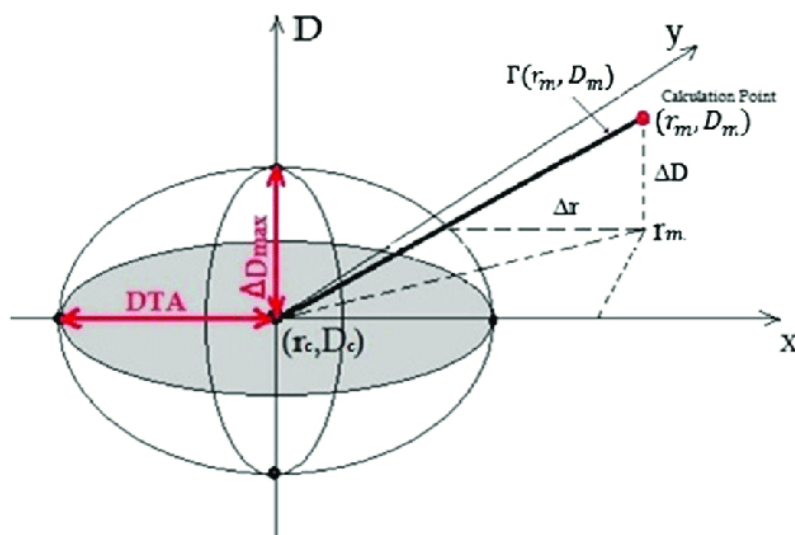


FIGURA 4 – REPRESENTACIÓN TRIDIMENSIONAL DE LA COMPARACIÓN POR ÍNDICE GAMMA

El factor de gradiente de dosis representa una relación relativa entre el desplazamiento espacial y dosimétrico, y se han informado criterios "aprobar-fallar" tanto para la diferencia de dosis (DD) como para la distancia de acuerdo (DTA) en la literatura, basados en niveles de tolerancia seleccionados.

Los estándares clínicos actuales para el criterio de DD del 3% (ΔDM) y el criterio de DTA de 3 mm (ΔdM) son ampliamente considerados aceptables para haces de fotones. En muchas instituciones se sigue un 90% de tasa de aprobación con análisis gamma de 3 mm/3% como sugiere TG 119. El informe TG 218 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) proporciona una guía explicativa integral para el uso del índice gamma en la garantía de calidad (QA) de IMRT específica del paciente.

Se han informado varios sistemas de verificación dosimétrica comercialmente disponibles para el análisis gamma en la literatura. El maniquí Octavius 4D (PTW, Freiburg, Alemania) y el software VeriSoft (PTW, Freiburg, Alemania) utilizados en el proceso de QA de IMRT/VMAT se han evaluado en tratamientos de radioterapia de alta precisión, incluida la radioterapia ablativa estereotáctica (SABR)]. Dado que la tasa de aprobación gamma varía según el tipo de análisis gamma, dosímetro, TPS y configuración del acelerador lineal, es importante estandarizar un protocolo específico de la institución, que incluya el tipo de métrica gamma a utilizar.

IV. OBJETIVOS

Objetivo principal

Desarrollar una técnica de tratamiento de cuerpo completo con múltiples arcos de intensidad modulada basada en tomografía computada y tecnología de radioterapia guiada por superficie

Objetivos generales

- ✓ Definir un procedimiento de inmovilización de cuerpo completo para la tomosimulación y entrega de tratamiento,
- ✓ Definir el procedimiento de adquisición de la imagen tomográfica.
- ✓ Desarrollar una regla de distribución de isocentros en función de la altura del paciente
- ✓ Desarrollar una plantilla de planificación y evaluación de la planificación virtual del tratamiento en el sistema Mónaco
- ✓ Definir el protocolo de verificación de posicionamiento
- ✓ Evaluar la técnica de tratamiento de cuerpo completo con múltiples arcos de intensidad modulada en pacientes, cronometrando tiempos relevantes para el tratamiento

VI. MATERIALES Y MÉTODOS

VI.1 MATERIALES

I. Escáner PET-CT Biograph mCT 20 SIEMENS Healthineers

La información tomográfica del paciente empleada proviene de un avanzado escáner PET-CT de la marca SIEMENS Healthineers, conocido como Biograph mCT20. Este equipo integra un tubo de rayos X capaz de operar en un rango de tensión que va desde los 70 kv hasta los 140 kv, y admite hasta 128 cortes en cada exploración.

Las notables características de este sistema incluyen su amplio gantry, que proporciona un espacio de exploración óptimo, una función de Campo de Visión (FOV) extendido que abarca un área mayor de captura de imágenes, y sobre todo, una longitud de exploración extendida. Estas cualidades hacen que el escáner PET-CT Biograph mCT de SIEMENS Healthineers sea la elección ideal para llevar a cabo adquisiciones de cuerpo completo con fines de irradiación TBI.

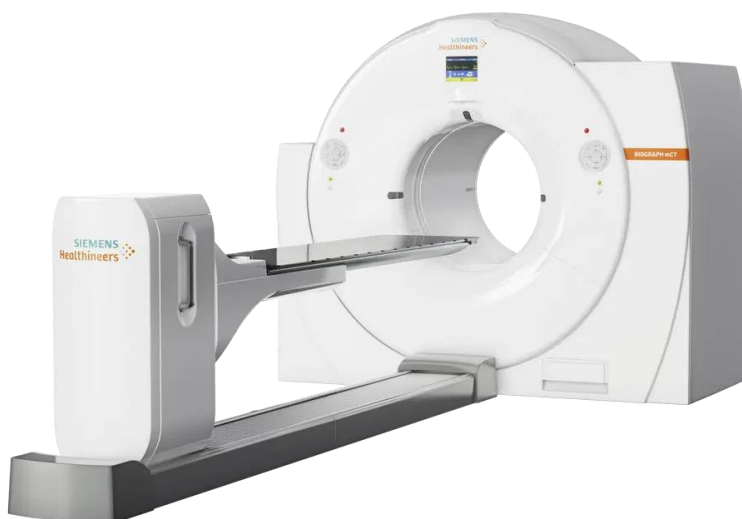


FIGURA 5 – PET-CT BIOGRAPH mCT20 DE SIEMENS HEALTHINEERS

II. Sistema de Láseres móviles Gammex

La sala de tomosimulación está equipada con un sistema de láseres externos CT SIM+™ de la marca Gammex, capaces de identificar isocentros con una precisión milimétrica.

El sistema se compone de cinco brazos móviles comandados a distancia ya sea por la estación de trabajo fija o por medio de una tablet.

Dentro de sus características se destacan:

Ancho de láser proyectado a 4 metros de $\leq 1\text{mm}$

Precisión de $\pm 0,5\text{ mm}$ a 3 metros



FIGURA 6 –SISTEMA DE LÁSER MÓVILES CT SIM+, CONFIGURACIÓN DE 5 BRAZOS

III. Sistema de inmovilización de cuerpo completo BlueBAG™ BodyFIX Elekta®

El movimiento es una de las principales causas de artefactos en la imagen moderna y de errores en la radioterapia de alta precisión. BodyFIX permite una posición precisa y precisa del paciente y su inmovilización, facilitando la realización exitosa de imágenes y tratamiento.

La tecnología patentada de doble vacío de BodyFIX maximiza la precisión de la reposición y la estabilidad del paciente durante la fracción al reducir el movimiento involuntario y voluntario del paciente.

Las colchonetas de vacío BlueBAG™ de BodyFIX permiten una posición cómoda y reproducible del paciente desde la imagen hasta todo el proceso de tratamiento manteniendo un molde preciso de la posición del paciente durante hasta seis semanas.



FIGURA 7 - REGIÓN DE INDEXACIÓN DE COLCHONETAS DE VACÍO BLUEBAG™ DE BODYFIX

Las colchonetas permiten:

- ✓ Posicionamiento del paciente no invasivo, preciso y reproducible
- ✓ La tecnología de doble vacío proporciona la máxima estabilidad del paciente durante la fracción
- ✓ La lámina de cobertura única inmoviliza de forma segura la anatomía del paciente
- ✓ Conserva la comodidad del paciente
- ✓ El sistema de indexación integrado proporciona una configuración precisa y reproducible del paciente
- ✓ Construcción modular, adaptable a la mayoría de los entornos clínicos, desde la imagen diagnóstica hasta el tratamiento.

IV. Sistema de gestión de datos de pacientes, registro y verificación MOSAIQ Elekta

Mosaiq, desarrollado por Elekta, una destacada empresa sueca especializada en soluciones de radioterapia y oncología, emerge como una plataforma integral de gestión oncológica. Diseñado específicamente para optimizar la atención a pacientes con cáncer, Mosaiq Elekta se erige como un sistema de información médica de vanguardia.

Este software no solo facilita la gestión de registros médicos, sino que también desempeña un papel crucial en la programación de citas y la administración precisa de la dosis de radioterapia. En el ámbito oncológico, donde la coordinación eficiente y la precisión son fundamentales, Mosaiq Elekta se posiciona como una herramienta fundamental para los profesionales de la salud. Además, brinda soporte integral en diversos aspectos relacionados con la atención oncológica, consolidándose como una solución completa que abarca desde la planificación hasta el seguimiento del tratamiento. La sólida reputación de Elekta respalda la confiabilidad de Mosaiq, asegurando una implementación efectiva y eficaz en el complejo entorno de la gestión oncológica.

Dentro de sus funciones de registro y verificación de tratamientos, el sistema Mosaiq permite al profesional programar las sesiones de tratamiento y secuenciarlas junto con la verificación por imágenes.

Previo a cada campo de tratamiento a entregar, es mandatorio realizar una verificación del posicionamiento de dicho sitio para confirmar orientación, elementos de inmovilización y demás información relevante que asista al correcto posicionamiento del paciente.

Sitio presc.: tbi-cabeza Dosis: 1.200 cGy/1.200 cGy Fracciones: 6/6

Posicionamiento del sitio

Orient. paciente: Decubito supino, Cabeza Gan... Máquina: INFINITY Creado: 05/10/2023
 Verificación: Verificar Tolerancia: Sitio Aprobado: 05/10/2023
 Última modificación: 05/10/2023

Posicionamiento Imágenes planares/movimiento de mesa Datos de referencia de vol. Administración del movimiento

Accesorios

Dispos. 1: BodyFix
 Dispos. 2:
 Dispos. 3:
 Dispos. 4:

Parámetros geometría/SSD

Gantry

		Tol.
Gantry (grad.):	0,0	0,0
Campo X (cm):	0,0	0,0
Campo Y (cm):	0,0	0,0

Mesa

Vertical (cm):	0,0	0,0
Lateral (cm):	0,0	0,0
Longitudinal (cm):	0,0	0,0
Pedestal (grad.):	0,0	0,0

Objetivo

Ángulo (grad.): 0,0 0,0

SSD

SSD (cm): 88,4

Fotos/Diagramas

POSICIONAMIENTO

Offsets posicionam. (Haz)

Prescrito (cm)	Localización (cm)	Total (cm)
0,0	Superior	0,0
0,0	Izquierdo	0,0
0,0	Anterior	0,0

☒ Completado

Instrucciones posicionamiento

VARILLAS INDEXADAS EN LAS 3 POSICIONES.
 APOYA CABEZA SOPORTE 5 DE ORFITI
 MARCAS EN COLCHONETA
 INDEXACION EN -3,2 Y 9 (VARILLAS DE MADERA)
 BAJAR PANEL VIEW!!
 31/10 CBCT EN CABEZA

FIGURA 8 - SECCIÓN DE POSICIONAMIENTO DE SITIO

Adicionalmente el sistema Mosaiq se comunica con el sistema de adquisición de imágenes de kv Elekta ® XVI, para transferir los datos volumétricos de referencia, isocentro de tratamiento y estructuras de interés, necesarios para el registro con el Cone Beam CT. Los resultados de dicho registro son luego transferidos de regreso al sistema Mosaiq para ser aplicados en forma de desplazamientos traslacionales con la camilla de tratamiento.

Dirección (Haz)		Offsets	Máximo	Umbral	Permitir
Superior/Inferior:	Superior	0,00 cm	15,00 cm	0,00 cm	☐
Izquierda/derecha:	Derecho	0,50 cm	10,00 cm	0,00 cm	☐
Anterior/Posterior:	Anterior	0,00 cm	10,00 cm	0,00 cm	☐

Tolerancias					
Infinity			Infinity Table		
Movimiento de mesa	Valores iniciales	Desplaz. mesa	Reales	Objetivos	Aplicar
Mesa longitudinal:	5,11 cm	0,00 cm	5,11 cm	5,11 cm	☒
Mesa lateral:	0,13 cm	0,50 cm	0,13 cm	0,63 cm	☒
Mesa vertical:	-11,37 cm	0,00 cm	-11,37 cm	-11,37 cm	☒

Posición de mesa no alcanzada

FIGURA 9 - CUADRO DE DIÁLOGO PARA LA APLICACIÓN DE CORRECCIONES DE ISOCENTRO POR MEDIO DEL MOVIMIENTO AUTOMÁTICO DE CAMILLA (ATM, DE SUS SIGLAS EN INGLÉS)

La estación de trabajo en la que se realizan estas acciones se denomina Sequencer y es además la responsable de transferir el campo de tratamiento al LINAC. Al momento que ocurre dicha selección de campo, se habilita en simultáneo el control de posicionamiento guiado por rastreo superficial c-RAD® Catalyst+HD.

V. Sistema de planificación de tratamientos Elekta Monaco® version 6.1.3

El sistema de planificación de tratamientos utilizado para el desarrollo de la técnica de irradiación de cuerpo completo con intensidad modulada es el planificador Mónico® (Elekta, Estocolmo, Suecia) versión 6.1.3.

Para la optimización de arcos de intensidad modulada, Monaco® utiliza un algoritmo de cálculo basado en modelos denominado XVMC (X-ray Voxel monte Carlo).

Dentro de sus capacidades se destacan la posibilidad de optimizar en simultáneo múltiples arcos con diferentes isocentros y la función "Bias Dose". Dicha función permite crear un nuevo plan de optimización a partir de un plan previo ya existente, utilizando la distribución de dosis del plan "base" como punto de partida y así generar una distribución de dosis complementaria.

VI. Acelerador Lineal Infinity ® Elekta

La unidad de tratamientos radiantes con la que cuenta el Centro Oncológico Integral de Neuquén es un acelerador lineal de electrones modelo Infinity ® de la marca Elekta (Elekta, Estocolmo, Suecia). El mismo posee un cabezal Agility para la entrega de haces de intensidad modulada gracias a sus 80 pares de láminas de 5 mm de espesor.

El sistema de seguimiento óptico Rubicon de Elekta® se encarga del posicionamiento preciso de las láminas. El MLC tiene un interespacio de 0,1 mm entre láminas, y están desenfocados de la fuente para minimizar la radiación de fuga entre las mismas.

Ortogonalmente al banco de láminas se encuentran dos mordazas que pueden moverse a una velocidad de 9 cm/s. Estas características facilitan una rápida y precisa administración del tratamiento radiante, particularmente desarrollado para terapias avanzadas como VMAT o radiocirugías

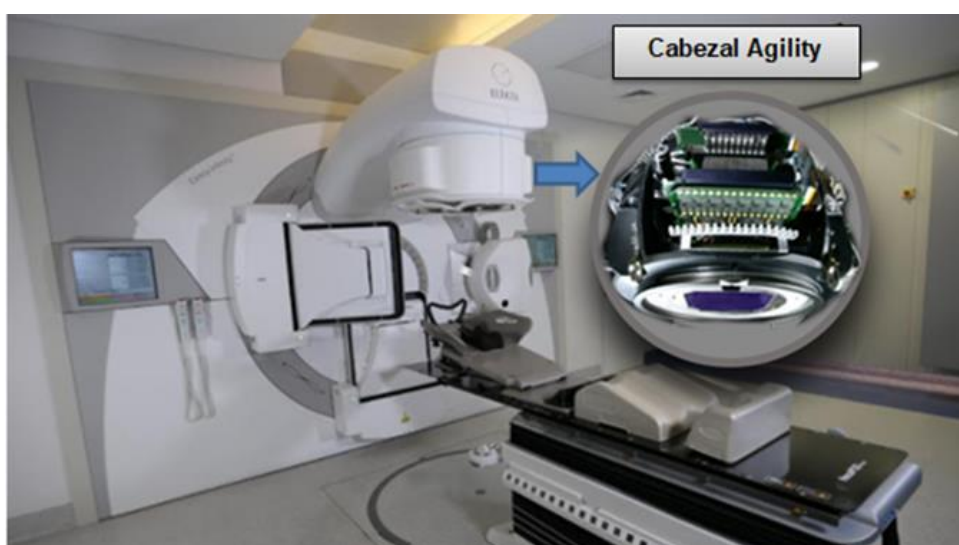


FIGURA 10 – CABEZAL AGILITY

VII. Sistema de adquisición y registro de imágenes de kV XVI ® ELEKTA

El acelerador cuenta con un sistema integrado de imágenes de kilovoltaje gracias a un tubo de rayos montado en un brazo que se extiende perpendicular a la orientación del haz de megavoltaje, y un panel detector que se despliega en la posición opuesta.

El sistema XVI ® permite la adquisición rápida de una tomografía del paciente en posición de tratamiento gracias a su haz cónico quién le da su nombre de tomografía de haz cónico o Cone Beam CT.

En el flujo de habitual de la radioterapia guiada por imágenes, dicha tomografía es comparada y registrada contra la tomografía de referencia para determinar los ajustes necesarios para asegurar la entrega de tratamiento en el isocentro planificado.

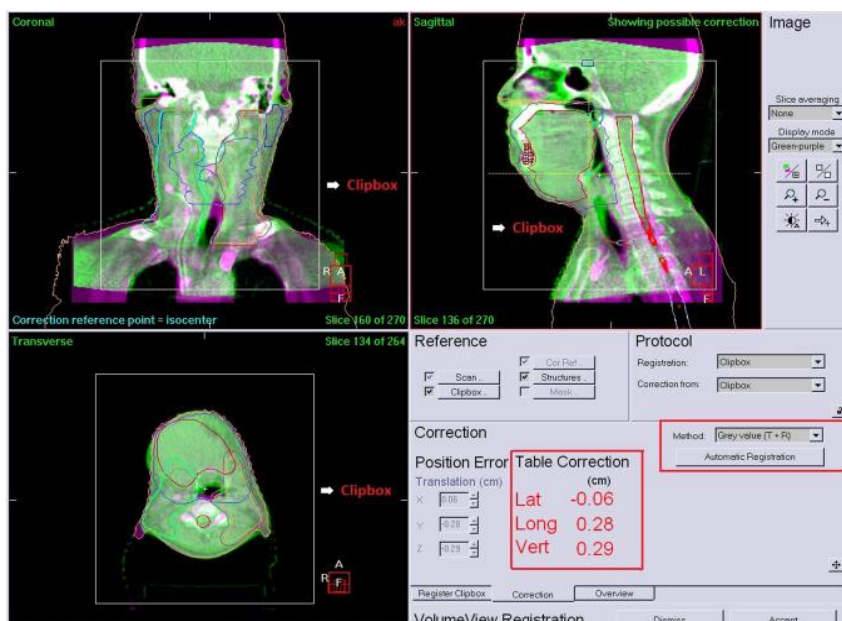


FIGURA 11 - REGISTRO VOLUMETRICO DE XVI ® ELEKTA

VIII. Sistema de radioterapia guiada por superficie c-RAD ® Catalyst+ HD

Si bien el sistema c-Rad® Catalyst sigue disponible comercialmente, los avances en la tecnología han permitido que al día de hoy se encuentre disponible una versión mejorada llamada Catalyst+ HD, modelo con el cual se cuenta en la clínica.

A diferencia del tradicional sistema, que cuenta con una única cámara, Catalyst+ HD cuenta con tres de ellas, ópticas, y dispuestas a 120° en torno a la camilla de tratamiento, que generan proyecciones en el orden de los 405 nm (luz azul) para la medición, y 528 (luz verde) y 624 nm (luz roja) para la proyección propiamente dicha.

Esta configuración permite obtener una precisión de posicionamiento dentro de 0,5 mm para cuerpos rígidos, y además permite la utilización de un módulo dedicado a tratamientos de SRS que provee de precisión submilimétrica y no manifiesta compromiso con posicionamientos no coplanares.

Por otro lado, c-Rad Catalyst+ HD ve mejorada significativamente la pobre resolución de las cámaras que tenía el sistema original, citado en la tabla 2 frente a su competencia, siendo la nueva de 1920 x 1200 píxeles con una tasa de fotogramas de 165 fps.

Durante la entrega del tratamiento radiante, los sistemas de SGRT monitorean y verifican la superficie del paciente varias veces por segundo, utilizando información recolectada cientos de veces por segundo. Cabe

destacar que su conexión con el sistema de entrega del tratamiento le permite contar con un sistema de interrupción del haz de radiación que se activa cuando alguna de las tolerancias, ya sea de isocentro o de superficie, es superada.

Previo a hacer la verificación del posicionamiento del paciente, hay una etapa de configuración del registro del sistema. Ello involucra calibrar cada una de las tres cámaras ópticas en términos de ganancia y tiempo de exposición, ya que su lectura es sensible a la tez del paciente. Por otro lado, es necesario ajustar la caja de registro, porción del paciente donde se centrará la medición y a partir de la cual se realizarán los cálculos de corrección del isocentro. Por este motivo, es importante que dicha caja no abarque estructuras que puedan verse alteradas entre sesiones de tratamiento, tales como máscaras, colchonetas de vacío como las bodyfix de Elekta®, o cualquier otro accesorio del que pueda disponer el paciente (como bolsas de colostomía, por ejemplo). En esta instancia pueden alterarse otros parámetros tales como las tolerancias de desvío del isocentro o de la superficie tanto en la fase de posicionamiento, como de tratamiento, y el tiempo de muestreo de las mediciones. La figura 3 muestra la interfaz de la etapa previa al set-up del paciente.

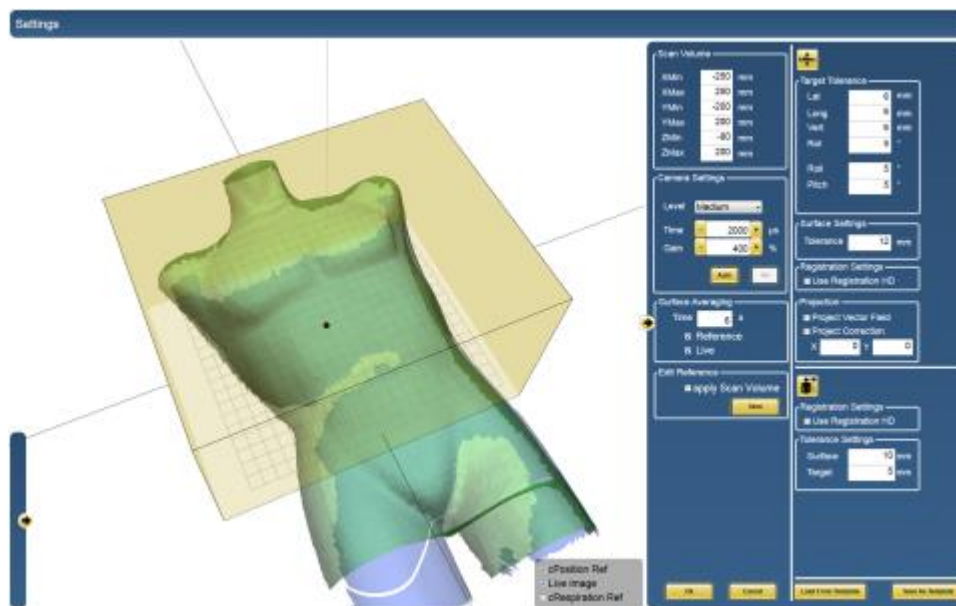


FIGURA 12 - INTERFAZ DE LA CONFIGURACIÓN PREVIA AL POSICIONAMIENTO DEL PACIENTE DEL SISTEMA C-RAD® CATALYST+ HD

Una vez configurado el registro, y utilizando la actual imagen superficial 3D, el sistema calcula la posición del tumor del paciente actual, relativa a la posición proveniente de una imagen superficial de referencia, la cual es reconstruida a partir de la tomografía de planificación. La calidad de esta reconstrucción es inferior a la que pueden obtener las cámaras y por esta razón la referencia inicial no es óptima para ser utilizada en el día a día del tratamiento. Aunque sirva como una primera aproximación, la SGRT no reemplaza la verificación inicial mediante el registro de imágenes, ya sea MV, kV o CBCT. Una vez verificado el posicionamiento mediante el registro de imágenes, se procede a adquirir una nueva referencia correspondiente al día 0 del tratamiento del paciente. Salvo excepciones tales como interrupciones

prolongadas de tratamiento, internaciones, o similares, esta referencia es suficiente para el tratamiento entero del paciente, aunque de considerarse necesario, la misma puede ser actualizada conforme varíe la superficie del paciente (el inconveniente más común suele ser la baja de peso durante el tratamiento). Si los parámetros de desviaciones isocéntricas en la fase del posicionamiento se encuentran en tolerancia, entonces el sistema permite avanzar a la fase de tratamiento, etapa en la cual las cámaras adquieren una nueva imagen de referencia diaria para comparar sus mediciones con la misma durante ese día del tratamiento, y por otro lado, en la que el haz de radiación puede ser interrumpido si se exceden las tolerancias definidas previamente en la configuración inicial.

Tecnología de luz estructurada

El sistema Catalyst+ HD de c-Rad® brinda precisión en el posicionamiento a partir del concepto de luz estructurada. Esta es una técnica de imagen en la que se proyecta un patrón de luz preciso y conocido sobre una superficie que puede adoptar diversas formas tales como rayas, grillas o puntos. La forma en que el patrón se deforma al incidir sobre la superficie proporciona información de profundidad con la cual generar una superficie 3D de alta resolución a partir de imágenes 2D que son captadas por las cámaras.

Mediante el uso de escáneres de luz estructurada independientes de la iluminación de la sala, el sistema Catalyst+ HD puede proporcionar proyecciones en color de realidad aumentada y luz ambiental vibrante útiles para orientar las correcciones de los desajustes posturales.

El rendimiento del sistema no se ve afectado por la iluminación ambiental de una sala de tratamiento, sino que solo registra la luz azul de medición proyectada, ignorando el resto de las luces de la sala.

El sistema de Catalyst+ HD se basa en la triangulación óptica y la tecnología avanzada de imágenes de luz estructurada. En este contexto, cada cámara consta de un proyector de luz estructurada acoplado a una cámara de alta velocidad y resolución. Juntos, el sistema captura y genera imágenes 3D de alta resolución del paciente en tiempo real. La figura 4 esquematiza la formación de dichas imágenes. [12]

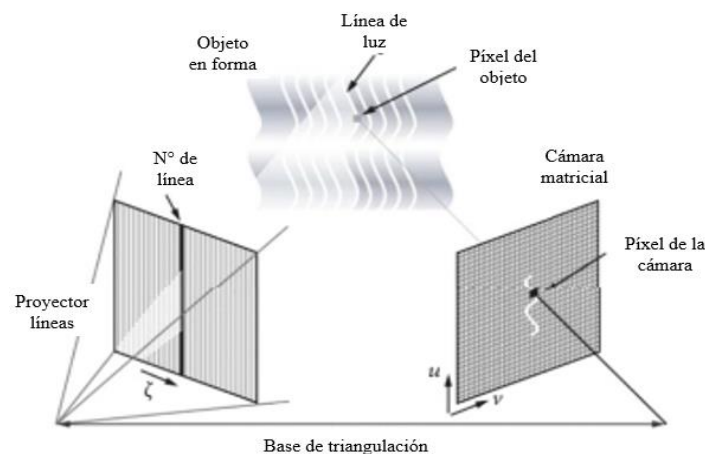


FIGURA 13 - TRIANGULACIÓN ÓPTICA PARA LA FORMACIÓN DE IMÁGENES 3D

IX. Sistema de verificación paciente específico PTW Octavius 4D

El sistema dosimétrico empleado es OCTAVIUS 4D, de la empresa alemana “PTW Dosimetry Company”, empresa líder a nivel global en el rubro de soluciones dosimétricas para radioterapia.

Se trata de un sistema compuesto por:



FIGURA 14 - UNIDAD DE ROTACIÓN: MANIQUÍ PTW OCTAVIUS 4D

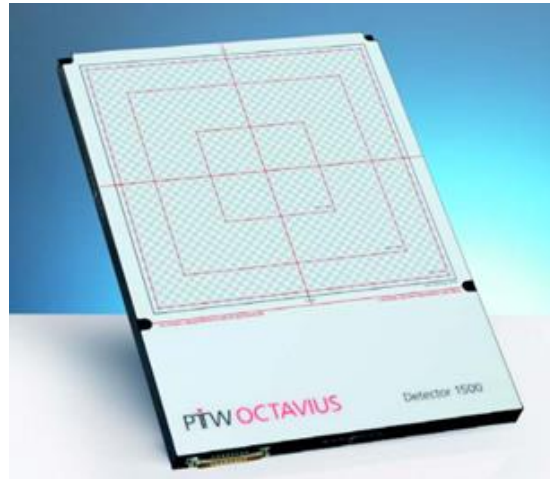


FIGURA 15 - ARREGLO DE DETECTORES: PTW OCTAVIUS 1500



FIGURA 16 - INCLINÓMETRO INALÁMBRICO

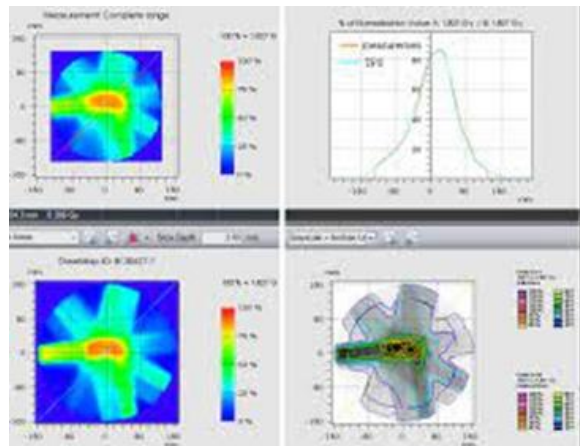


FIGURA 17 - SOFTWARE DE ANÁLISIS: PTW VERISOFT

El maniquí OCTAVIUS 4D, con el arreglo de detectores en su interior, rota de manera sincrónica con el LINAC de manera que el arreglo de detectores se encuentra siempre en posición perpendicular al haz de radiación.

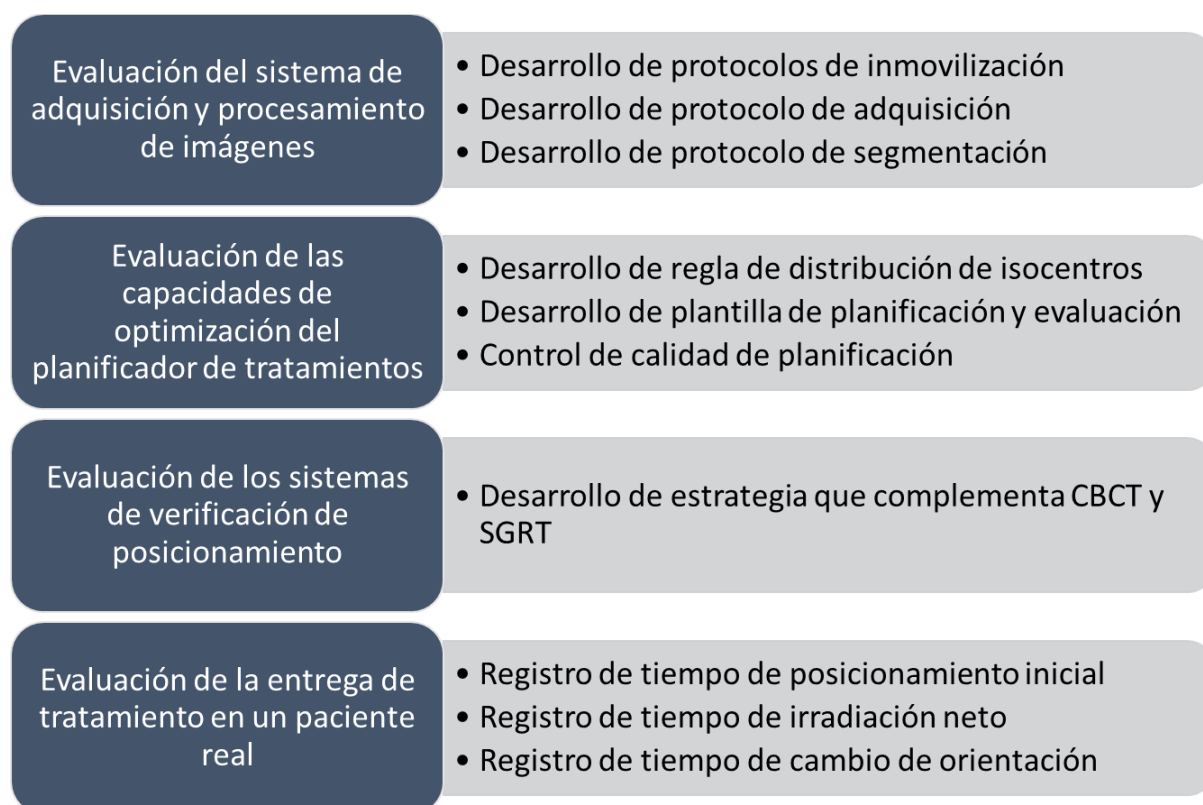
Se trata de un sistema compuesto por una unidad de rotación que unida a un sensor de orientación ubicado en el gantry del LINAC, envía información de su posición vía bluetooth a la unidad de control y permite que la unidad de rotación, rote sincrónicamente con el LINAC.

Dentro de la unidad de rotación se posiciona el arreglo de detectores OCTAVIUS 1500. El cual posee 1405 cámaras de ionización plano paralelas en una matriz de 27 x 27 cm, cada una con una superficie de 4,4 x 4,4 mm² y una altura de 3 mm, lo que da como resultado un volumen de ionización de 0,058 cm³. Las cámaras se encuentran dispuestas en forma de tablero de ajedrez de manera tal que la distancia de centro a centro entre cámaras de una misma fila es de 10 mm mientras que entre las filas es de 5 mm.

VI.3 MÉTODO

Como se ha mencionado anteriormente, la técnica de irradiación de cuerpo completo con intensidad modulada plantea un desafío relacionado al volumen blanco que no se había experimentado anteriormente. Por lo tanto, la evaluación de limitaciones y consideraciones especiales se realizó inicialmente sin un paciente con indicación de irradiación de cuerpo completo, en su lugar se utilizaron tomografías de cuerpo completo de pacientes anónimos cortesía del servicio de PET-CT.

El proyecto posee cuatro etapas principales:



Sin duda, se puede apreciar una secuencia lógica en las cuatro etapas del proceso, y es importante destacar que las conclusiones a las que se llegan en algunas de estas etapas no solo son importantes para la etapa particular en la que se obtiene, sino que también pueden influir y retroalimentar positivamente las fases previas, contribuyendo así a la mejora continua del proceso en su conjunto.

Una vez se confirmaron las capacidades técnicas de las etapas 1 a 3, se procede a aplicar los protocolos desarrollados en un paciente con indicación de TBI.

VI.3.1 Etapa 1: Evaluación del sistema de adquisición y procesamiento de imágenes

El sistema empleado para la obtención de imágenes es el escáner PET-CT Biograph mCT , una herramienta de uso común en nuestro centro médico. Este dispositivo se utiliza de manera regular tanto en la realización de tomografías para pacientes que requieren radioterapia como en estudios de PET. Por lo tanto la capacidad de este sistema para llevar a cabo exploraciones de cuerpo completo se encuentra probada y comprobada.

Si bien el diseño del escáner contempla la posibilidad de realizar exploraciones de cuerpo entero, la camilla no es lo suficientemente fuerte estructuralmente como para no presentar efectos de pandeo. Para reducir al máximo este efecto se decide realizar la tomografía en orientación pies a gantry.

Teniendo en cuenta la longitud del estudio, y la resolución espacial que requiere la técnica, se decide utilizar un espesor de corte de 5 mm. Esta decisión se encuentra respaldada por diferentes publicaciones donde se referencia la ventaja de reducir el número de imágenes frente al nivel de resolución espacial requerida para la grilla de cálculo. [5] [11] [12]

El servicio de radioterapia cuenta con un couchtop específico para este tomógrafo, y por lo tanto se garantiza la posibilidad de indexar cualquier tipo de inmovilizador. La selección de inmovilización para la técnica de TBI se inició con una búsqueda bibliográfica de centros alrededor del mundo que realizan TBI con técnicas isocéntricas. [5] [11] [12]

Las combinaciones estudiadas se probaron sobre el couchtop plano, con la colaboración de una persona de 170 cm y 70 kg, en busca de la configuración óptima. Para lograr una inmovilización eficaz de todo el cuerpo, se tuvieron en cuenta dos factores fundamentales: simplicidad y eficacia. Estos dos criterios son cruciales, ya que un procedimiento demasiado complicado podría ser incómodo para el paciente y prolongar innecesariamente el proceso de tratamiento.

En la selección del inmovilizador se tuvo en cuenta la opinión del colaborador a la hora de definir su nivel de comodidad y sensación de inmovilización o describir su capacidad de movimiento.

Una vez adquirida la tomografía, la misma se envía bajo el nombre de CT Planificación al sistema de SyngoVia RT.

Allí es posible ejecutar una segmentación automática de:

- Contorno de paciente
- Pulmones
- Riñones
- Cristalino
- Esqueleto de paciente

Generalmente el volumen blanco es recortado 5 mm por debajo de la piel [5] para facilitar la optimización inversa, aunque en la práctica, las múltiples incidencias y salidas, propias de la técnica VMAT, significativamente reducen el intrínseco efecto del build up en haces de fotones y en consecuencia aumentan la dosis en piel.

Con el fin de reducir al máximo la dosis en pulmón, y de mantener un nivel de dosis homogéneo en la parrilla costal, se recortan los pulmones del volumen blanco sin margen agregado.

VI.3.2 Etapa 2: Evaluación de las capacidades de optimización del planificador de tratamientos

El diseño del plan de tratamiento se realiza en el sistema planificador de tratamientos Monaco (version 6.1.3, Elekta, AB, Estocolmo, Suecia), el cual posee un algoritmo de cono colapsado para modalidad para la modalidad de tratamiento 3D conformada y algoritmo XVMC (X-ray voxel Monte Carlo) para modalidad de tratamiento de intensidad modulada.

En primer lugar se decide tratar el paciente en dos orientaciones diferentes por una limitación física de alcance de camilla de tratamiento del LINAC. En consecuencia el paciente se divide a la hora de planificar en hemicuerpo superior y hemicuerpo inferior.

- Tratamiento de hemicuerpo inferior en orientación pies a gantry con modalidad de tratamiento conformada 3D:

Para ello Dos isocentros se proponen dos isocentros en esta etapa, en combinación con el máximo tamaño de campo disponible por el cabezal, es posible cubrir aproximadamente 75 centímetros de paciente.

La selección de la técnica conformada 3D se basa en la inexistencia de estructuras críticas que necesiten una protección ante la radiación y una practicidad y siempleza de la técnica.

El principal desafío en esta etapa es la unión de campos 3D, la cual presentará una región de subdosis y otra de sobredosis por la geometría de los haces.

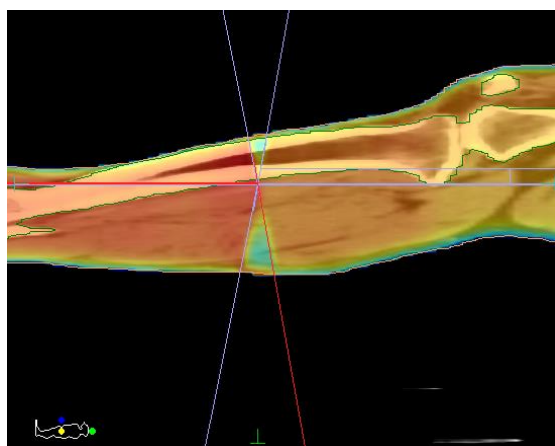


FIGURA 18 - DISTRIBUCIÓN DE DOSIS SIN METODOLOGIA DE GAP MOVIL

Para que estos efectos no sean excesivos, se propone aplicar la metodología de gap móvil. Con una pequeña variante que consiste en variar el gap dentro de una misma sesión, en lugar de variar su posición en sesiones diferentes. Para simplificar la aplicación de estos campos, el gap móvil se diseñó dentro de cada campo original, a modo de Field in a Field. Lo cual facilita la configuración de haces y reduce la cantidad de haces a controlar a la mitad.

- Tratamiento de hemicuerpo superior en orientación cabeza a gantry con modalidad de tratamiento en arco (VMAT):

En esta fase, se propone utilizar entre 4 y 6 isocentros, dependiendo de la altura del paciente.

El planificador Mónaco ofrece la capacidad de optimizar simultáneamente múltiples arcos con diferentes isocentros. Sin embargo, no es posible optimizar a todo el paciente en único plan, existe una restricción vinculada al tamaño del volumen blanco, que no puede superar los 1500 milímetros en al menos una dirección. Esta limitación conduce a la necesidad de abordar el plan de tratamiento en dos etapas, dividiendo el volumen blanco en hemicuerpo superior e inferior.

En el proceso de optimización del hemicuerpo superior, es esencial que el plan del hemicuerpo inferior esté previamente calculado para ser incorporado en la función de "bias dose" de Mónaco. Esta función permite que la optimización inversa considere la distribución de dosis ya calculada en el plan previamente seleccionado como "Base". Este enfoque secuencial garantiza una planificación detallada y precisa, abordando las limitaciones del tamaño del volumen blanco y optimizando la distribución de dosis en ambas etapas del tratamiento.

VI.3.2.1 Desarrollo de regla de distribución de isocentros:

Para la distribución de isocentros se tuvieron en cuenta los siguientes factores:

- Tamaño de campo a utilizar
- Superposición de arcos deseada
- Diámetro latero lateral del paciente
- Largo total de paciente

Se prueban diferentes separaciones entre isocentros y se evalúa la distribución de dosis resultante de acuerdo al siguiente criterio: Se considera la métrica de dosis mínima D98% en el volumen blanco y se analiza la distribución de dosis en búsqueda de regiones con dosis subóptima

Si bien el tamaño máximo posible del cabezal AGILITY es de 40 cm x 40 cm en el plano de isocentro, para la técnica de TBI se adopta un tamaño de campo compatible con el sistema dosimétrico de verificación pre tratamiento de la clínica para tratamientos en arco VMAT.

En nuestro caso, la dosimetría de tratamientos VMAT se realiza con el sistema OCTAVIUS 4D de PTW, el cual utiliza un arreglo de 1500 cámaras de ionización dispuestas en un área de 27 cm x 27 cm.

Adicionalmente, OCTAVIUS 4D, permite medir campos cuya dimensión inplane sea superior a 27 cm gracias a la superposición de 2 mediciones realizadas en modalidad "FACE IN & FACE OUT". Gracias a esta función, el tamaño de campo inplane no precisa ser limitado a 27 cm.

VI.3.2.2 Plantilla de planificación y evaluación:

La plantilla de planificación desarrollada posee una distribución de isocentros compatible con pacientes de hasta 170 cm de largo y funciones de costo específicamente diseñadas para cumplir con los siguientes objetivos de planificación:

Prescripción

1200 cGy en 6 fracciones

Volumen blanco

Dosis mínima (D98%)	> 1080 cGy
Dosis máxima (D2%)	< 1320 cGy
Dosis media	> 1200 cGy

Pulmones

Dosis media	< 1000 cGy
-------------	------------

Riñones

Dosis media	< 1000 cGy
-------------	------------

Cristalino

Dosis máxima (D2%)	< 700 cGy
--------------------	-----------

La búsqueda de los parámetros ideales configurables para el cálculo de VMAT se fundamenta, en primer lugar, en el objetivo de lograr un plan robusto, con la menor modulación posible, con pocas unidades monitoras y por lo tanto un tiempo de tratamiento lo más corto posible. Además se respalda en las referencias publicadas por otros centros que emplean el mismo sistema de planificación para tratamientos de irradiación de cuerpo completo. [5]

VI.3.2.3 Control de calidad de los arcos de tratamiento:

VI.3.2.3.1 Análisis de robustez

Como se mencionó en el ítem anterior, uno de los objetivos del diseño del plan de tratamiento es lograr un plan robusto. En el contexto de la radioterapia, se entiende por un plan de tratamiento robusto a aquel plan cuya distribución de dosis resultante nominal es poco sensible o presenta pequeñas variaciones ante condiciones excepcionales y diferentes escenarios posibles.

Se propone un análisis retrospectivo de la capacidad del plan de cumplir con los objetivos de planificación ante errores aleatorios de posicionamiento en cada isocentro.

Para simular los errores de posicionamiento posibles en cada arco de tratamiento, se generaron coordenadas de isocentro con errores aleatorios de valor ± 1 cm con respecto a la coordenada del isocentro original.

Se decidió utilizar el valor de 1 cm por ser un valor por encima del cual los errores de posicionamiento serán evidentes durante el posicionamiento y serían por ende corregidos.

Mónaco permite calcular la dosis entregada en estas condiciones manteniendo la segmentación original, es decir, el plan no es reoptimizado sino que en su lugar el plan es recalculado.

Dicho procedimiento se replicó para cada sesión de tratamiento con nuevos errores aleatorios en cada una de ellas.

Por último, los planes de tratamiento recalculados fueron sumados para tener una distribución de dosis final compatible con un tratamiento completo de 6 fracciones.



FIGURA 19 – PLANES RECALCULADOS PARA ANÁLISIS DE ROBUSTEZ

La robustez del plan nominal frente a errores de posicionamiento de cada arco fue evaluada comparando el histograma dosis volumen (DVH) resultante de la suma de las 6 sesiones con los objetivos de la planificación.

Se analizan:

- Dosis media entregada a pulmones
- Dosis media entregado al volumen blanco
- Dosis mínima entregada al volumen blanco
- Dosis máxima entregada al volumen blanco

VI.3.2.3.2 Control de calidad paciente específico

El diseño del plan de tratamiento fue concebido teniendo en cuenta la herramienta que sería utilizada para hacer la medición del mismo pre tratamiento conocida como control de calidad paciente específico.

En el caso del Centro Oncológico Integral, los arcos de tratamiento VMAT son medidos con el sistema OCTAVIUS 4D phantom (PTW, Freiburg, Alemania) y su unidad de rotación que permite la evaluación

gamma 3D de todo el arco planificado gracias a la posibilidad de combinar dos mediciones utilizando la función compose del software VeriSoft (PTW, Freiburg, Alemania)

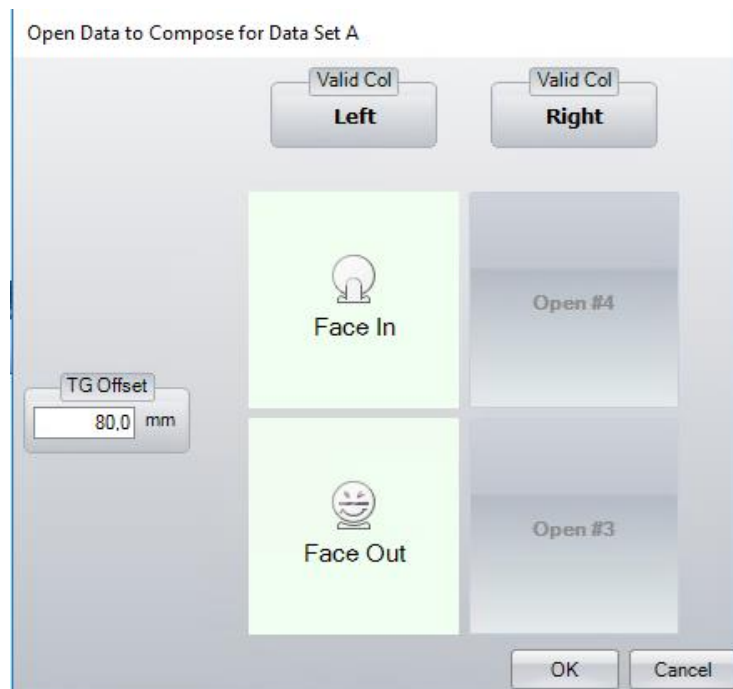


FIGURA 20 - FUNCIÓN COMPOSE DEL SISTEMA VERISOFT DE PTW

Cada arco individualmente es sometido a un análisis gamma 3D con los siguientes parametros:

<i>Parámetros de análisis gamma 3D</i>	<i>Valor adoptado</i>
<i>Distance to Agreement (DTA)</i>	3.0 mm
<i>% Dose difference</i>	3.0 %
<i>Dose reference</i>	Max. dose
<i>Supress dose below</i>	10% of max dose

El criterio de aprobación para el análisis es que la cantidad de voxels con gamma menor a 1 sea superior a 95%.

VI.3.3 Etapa 3: Evaluación de los sistemas de verificación de posicionamiento

Los sistemas que intervienen en la verificación del posicionamiento del paciente incluyen:

Sistema de registro y verificación Mosaic Elekta ® versión 2.83, sistema de adquisición de imágenes kV Elekta ® XVI y sistema de radioterapia guiada por superficie c-RAD Catalyst+ HD.

Como se mencionó previamente, al comienzo del proyecto, no se contaba con experiencia en el manejo de volúmenes blanco tan extensos. Por lo tanto, se consideró esencial llevar a cabo pruebas antes de recibir al primer paciente, especialmente en lo que respecta a la transferencia de datos como plan de tratamiento, tomografía y estructuras de referencia para la verificación de posicionamiento

La metodología seleccionada fue aplicar un “end-to-end” con los datos de un paciente de prueba acotado a:

1. Exportación de plan de tratamiento desde Mónaco
 - a. Importación y gestión de campos del plan, prescripciones e imágenes de referencia en sistema Mosaic
 - b. Importación y administración de plan de tratamiento y estructura “contorno” en C-RAD
2. Exportación de imágenes de referencia desde Mosaic al sistema XVI
 - a. Importación y administración de imágenes de referencia en sistema XVI
3. Selección de arco de Cone Beam CT en Mosaic para adquisición de imágenes en modo clínico
4. Selección de arcos de tratamiento en Mosaic para irradiar en modo clínico

En cada punto se verifica que se cumpla el comportamiento esperado y conocido de cada sistema.

Un segundo tipo de análisis, relacionado con los sistemas de verificación de posicionamiento de pacientes, se centra en su practicidad, sensibilidad y aplicabilidad en el caso de cuerpo completo.

El propósito principal de este análisis es arribar a una secuencia óptima de posicionamiento y verificación que capitalice los beneficios tanto de SGRT como de IGRT, con el fin de lograr un posicionamiento rápido y eficiente del paciente.

Para determinar esta secuencia, se tuvo en cuenta la experiencia previa con el posicionamiento en diversas regiones del cuerpo, como la cabeza, el torso, la pelvis y los miembros inferiores.

VI.3.4 Etapa 4: Evaluación de la entrega de tratamiento

La evaluación de la entrega de tratamiento se realizó en el paciente con indicación de TBI. Se completó la siguiente planilla con la hora de los eventos más relevantes:

		Hora Inicio	Hora Fin	Tiempo
HemiCuerpo Superior				00:00:00
1 a 5	Posicionamiento			00:00:00
1	Movimiento			
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
2	Movimiento			00:00:00
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
3	Movimiento			00:00:00
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
4	Movimiento			00:00:00
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
5	Movimiento			00:00:00
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
HemiCuerpo Inferior				00:00:00
6 a 7	Rotacion			00:00:00
	Posicionamiento			00:00:00
6	Movimiento			
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
7	Movimiento			00:00:00
	SGRT			00:00:00
	CBCT			00:00:00
	Tratamiento			00:00:00
Tiempo Total				00:00:00

FIGURA 21 - PLANILLA DE REGISTRO DE TIEMPOS A UTILIZAR EN CADA SESIÓN DE TRATAMIENTO

VII. RESULTADOS

VII.1.1 Etapa 1: Evaluación del sistema de adquisición y procesamiento de imágenes

VII.1.1.1 Protocolo de adquisición

El protocolo de adquisición adoptado es:

- 130kV
- CareDose activado
- Adquisición -
- Espesor de corte reconstruido 5.0mm
- Filtro de reconstrucción B30f
- Ventana: Mediastino
- FOV: 780 mm

VII.1.1.2 Procedimiento de inmovilización

Las prácticas con los elementos de inmovilización sin paciente real permitieron arribar a la siguiente combinación de inmovilización.

- Bolsa de vacío BlueBag
- Soporte de cabeza



FIGURA 22 – COLCHONETA BLUEBAG QUE ABARCA TODO EL CUERPO



FIGURA 23 - FIJACIÓN DE SOPORTE DE CABEZA

Los requisitos e instrucciones de inmovilización definidos son:

- Piernas extendidas, levemente separadas y a la misma altura que el torso
- Brazos al costado del cuerpo, codos pegados al torso con el fin de reducir el ancho resultante,
- Apoya cabeza inmovilizado con la bolsa de vacío
- Cuello relajado y no demasiado elevado
- La bolsa de vacío debe moldearse de manera de crear paredes alrededor de todo el cuerpo.
- Debe ponerse atención a crear suficiente pared de soporte en hombros
- Debe darse la instrucción clara al paciente de cómo ingresar sus brazos a la bolsa: apoyar hombros primero, ajustar codos al lado del cuerpo con brazos inclinados a 90 grados, y finalmente sin mover la pelvis acomodar manos al lado de la misma.
- Por último, es importante que las caras laterales de la pelvis estén despejadas para tatuar la proyección del láser.



FIGURA 24 - FLEXIÓN DE CODO PARA POSICIONAMIENTO



FIGURA 25 - MANOS EN POSICIÓN DE TRATAMIENTO



FIGURA 25 – POSICIONAMIENTO RESULTANTE EN PACIENTE DE TBI

VII.1.1.3 Procedimiento de segmentación

A partir de la tomografía de cuerpo completo del paciente, se delimitan en Syngo.via RT una serie de estructuras necesarias tanto para la planificación del tratamiento como para la evaluación del mismo.

Las estructuras anatómicas a delimitar órganos a riesgo (OAR):

- OAR = Pulmon_izq
- OAR = Pulmon_der
- OAR = Pulmones
- OAR = Riñon_izq
- OAR = Riñon_der
- OAR = Riñones
- OAR = Cristalino_izq
- OAR = Cristalino_der
- OAR = Cristalinos

El volumen blanco o Planning Target Volume (PTV), se define como todo el paciente con un margen de 5 mm desde la piel, menos los pulmones sin margen o expansión, riñones con 5 mm de expansión y cristalinos con 5 mm de expansión.

Volumen blanco (PTV):

- PTV = TBI_Total
- PTV = Hemi_Superior
- PTV = Hemi_Inferior

Otras estructuras necesarias:

- Contorno
- Esqueleto
- AUX = Pulmones

La experiencia con pacientes reales permitió determinar que la estructura de esqueleto completo del paciente es una estructura necesaria y se decide incluirla en el protocolo de segmentación ya que asiste en la evaluación de la evaluación del registro con Cone Beam CT.

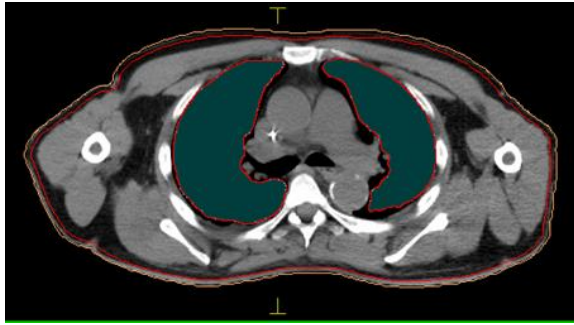


FIGURA 26 – CORTE TRANSVERSAL CON VISUALIZACIÓN DE ESTRUCTURA PULMONES, CONTORNO Y VOLUMEN BLANCO



FIGURA 27 – CORTE CORONAL CON VISUALIZACIÓN DE ESTRUCTURA PULMONES, RIÑONES, CONTORNO Y VOLUMEN BLANCO

VII.1.2 Etapa 2: Evaluación de las capacidades de optimización del planificador de tratamientos

VII.1.2.1 Regla de distribución de isocentros

La regla de distribución de isocentros desarrollada en la etapa sin paciente real demostró ser eficiente en la marcación y planificación del paciente con indicación de TBI y por lo tanto no sufrió modificaciones.

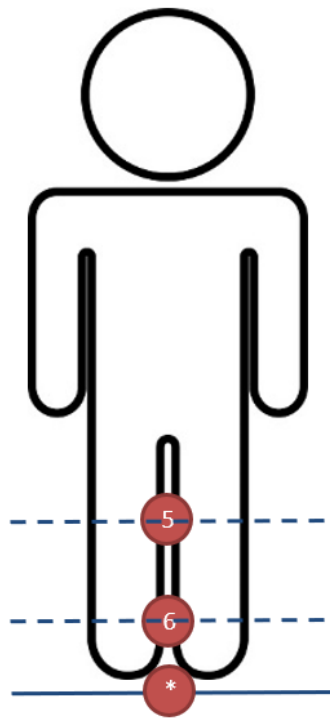


FIGURA 28 – ISOCENTROS EN HEMICUERPO INFERIOR

- (*) REFERENCIA CAUDAL
- (6) ISO PIES
- (5) ISO MUSLOS

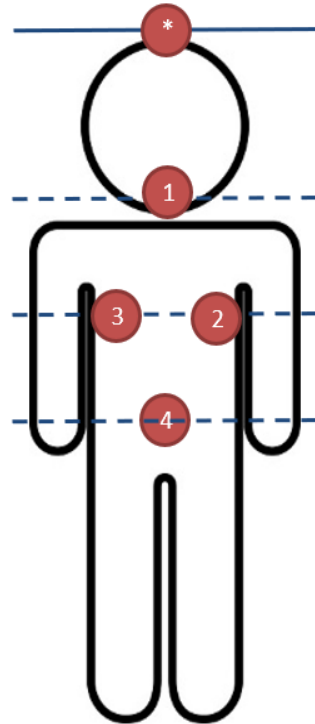


FIGURA 29 – ISOCENTROS EN HEMICUERPO SUPERIOR

- (*) REFERENCIA CABEZA
- (2) Y (3) ISO TÓRAX IZQUIERDA Y DERECHA
- (4) ISO PELVIS

- La distribución de isocentros del hemicuerpo inferior:

En primer lugar se debe ubicar el extremo caudal (sobre la colchoneta, aproximadamente 1cm por debajo del extremo de los pies) durante la tomosimulación y se debe colocar una marca radiopaca de referencia caudal.

A partir de esta referencia el primer isocentro se ubica a 18 cm longitudinalmente. Llamado iso-pies

A partir de iso-pies, se ubica el segundo isocentro a 38 cm longitudinalmente llamado iso-muslos

- La distribución de isocentros del hemicuerpo superior responde a las siguientes consideraciones: El tamaño de campo adoptado finalmente fue de 38 cm inplane para evitar el uso de las láminas extremas y así limitar el estrés mecánico al cabezal.

La superposición de arcos mínima adoptada es de 6 cm, lo cual resulta en una separación de isocentros de 32 cm en sentido longitudinal para tamaños inplane de 38 cm.

De acuerdo a la longitud del paciente se deben ubicar isocentros en 3 planos del hemicuerpo superior como indica la figura 29 y siguiendo los siguientes pasos:

1. Debe ubicarse el extremo craneal (sobre el extremo del apoya cabeza) durante la tomosimulación y colocar una marca radiopaca de referencia cabeza.
2. A partir de la esta referencia, el primer isocentro se ubica a 18 cm longitudinalmente. Este se le asigna el nombre de iso-cabeza
3. A partir de iso-cabeza, el siguiente plano de isocentro se definirá a 32 cm longitudinalmente. A este isocentro se le asigna el nombre de iso-torax.
4. El último isocentro del hemicuerpo superior se ubica a 32 cm longitudinal desde el iso-torax y recibe el nombre de iso-pelvis

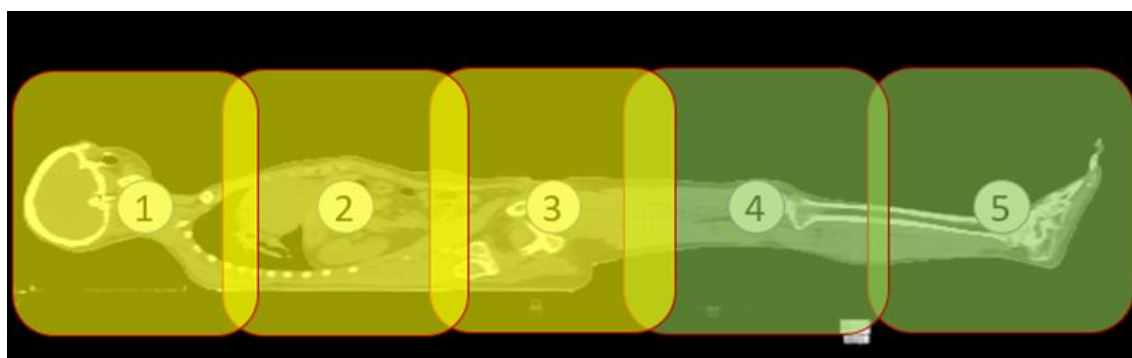


FIGURA 30 - 3 ISOCENTROS DE ARCOS VMAT (AMARILLO), ESPACIADOS 32 CM ENTRE SÍ, PERMITEN CUBRIR ENTRE 90 CM Y 100 CM DE PACIENTE. 2 ISOCENTROS DE CAMPOS ESTÁTICOS EN MODALIDAD 3D (VERDE) PERMITEN CUBRIR APROXIMADAMENTE 75 CM DE PIES Y PIERNAS.

Para pacientes de hasta 170 cm de alto, ésta configuración, sumada a los aproximadamente 75 cm de piernas y pies cubiertos con técnica 3D, resultan en la configuración más rápida y práctica para la irradiación de IM-TBI.

En caso de que el paciente sea más alto, se agrega un cuarto isocentro, lo cual cumpliendo con la regla de 38 cm inplane y 6 cm de superposición, permiten cubrir pacientes de hasta 200 cm de alto.

En términos de diámetro latero-lateral del paciente, un arco de 360° centrado en el paciente demostró ser suficiente para lograr una homogeneidad óptima en secciones de pacientes con un diámetro de aproximadamente 30 centímetros como en cabeza o muslos. Sin embargo, en regiones donde el paciente es más ancho, como por ejemplo el tórax o abdomen, dicha configuración resultó en distribuciones de dosis subóptimas, incompatibles con los objetivos de planificación propuestos. Por lo tanto, la configuración de isocentros y arcos adoptada en secciones de paciente de aproximadamente 40 centímetros de diámetro fue de 2 arcos de 180° espaciados 10 centímetros lateralmente desde la línea media.

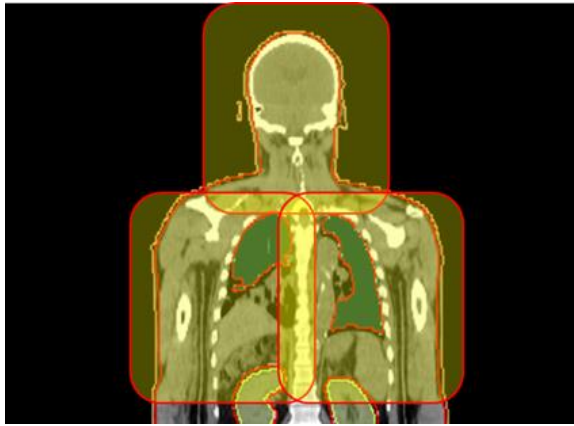


FIGURA 31 – ISOCENTROS DE ARCOS VMAT
LATERALIZADOS EN TÓRAX, VISUALIZACIÓN EN
CORTE CORONAL

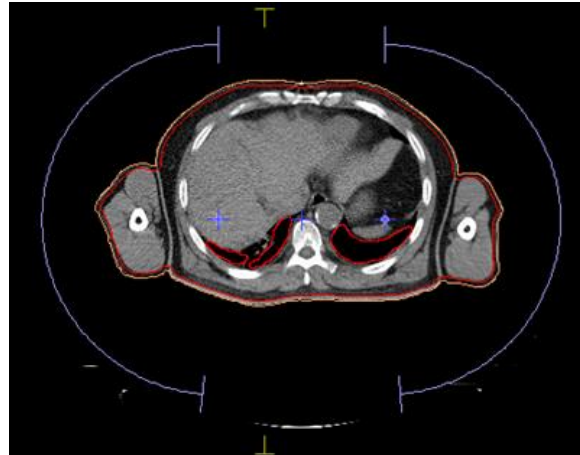


FIGURA 32 – ISOCENTROS DE ARCOS VMAT
LATERALIZADOS EN TÓRAX, VISUALIZACIÓN EN
CORTE TRANSVERSAL

La distribución de isocentros por defecto resultante es:

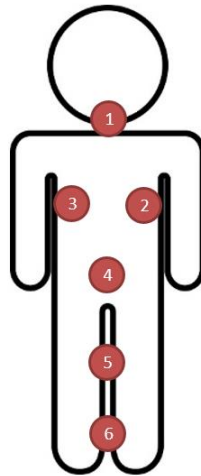


FIGURA 33 - DISTRIBUCIÓN DE ISOCENTROS ÓPTIMA PARA PACIENTES DE HASTA 170 CM DE ALTO

VII.1.2.2 *Plantilla de planificación*

Dos plantillas de planificación se crearon, la primera de ellas para el hemicuerpo inferior en modalidad 3D con campos en sentido antero-posterior y postero-anterior. El tamaño de campo para cada incidencia es abierto, se considera que no es necesario conformar el MLC.

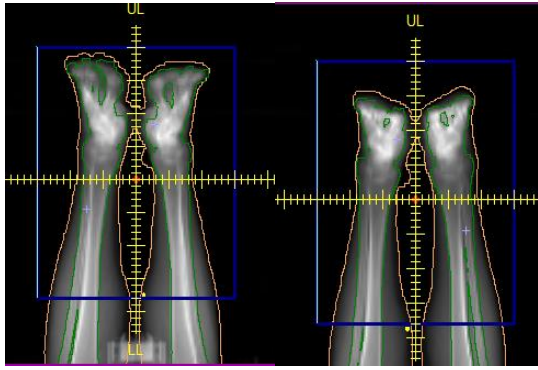


FIGURA 34 - VISTA DE HAZ DE TRATAMIENTO EN CAMPOS ANTERIOR Y POSTERIOR DE PIES

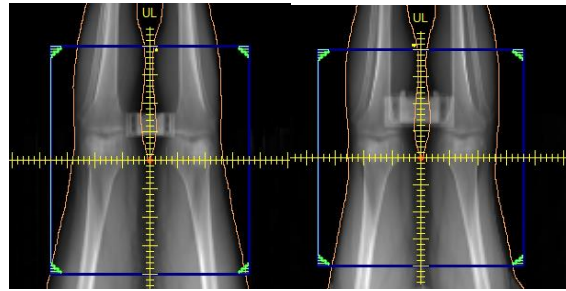


FIGURA 35 - VISTA DE HAZ DE TRATAMIENTO EN CAMPOS ANTERIOR Y POSTERIOR DE MUSLOS

La plantilla de planificación contempla las dimensiones de los campos Field in Field necesarios para crear el efecto de gap móvil integrado en cada sesión de tratamiento.

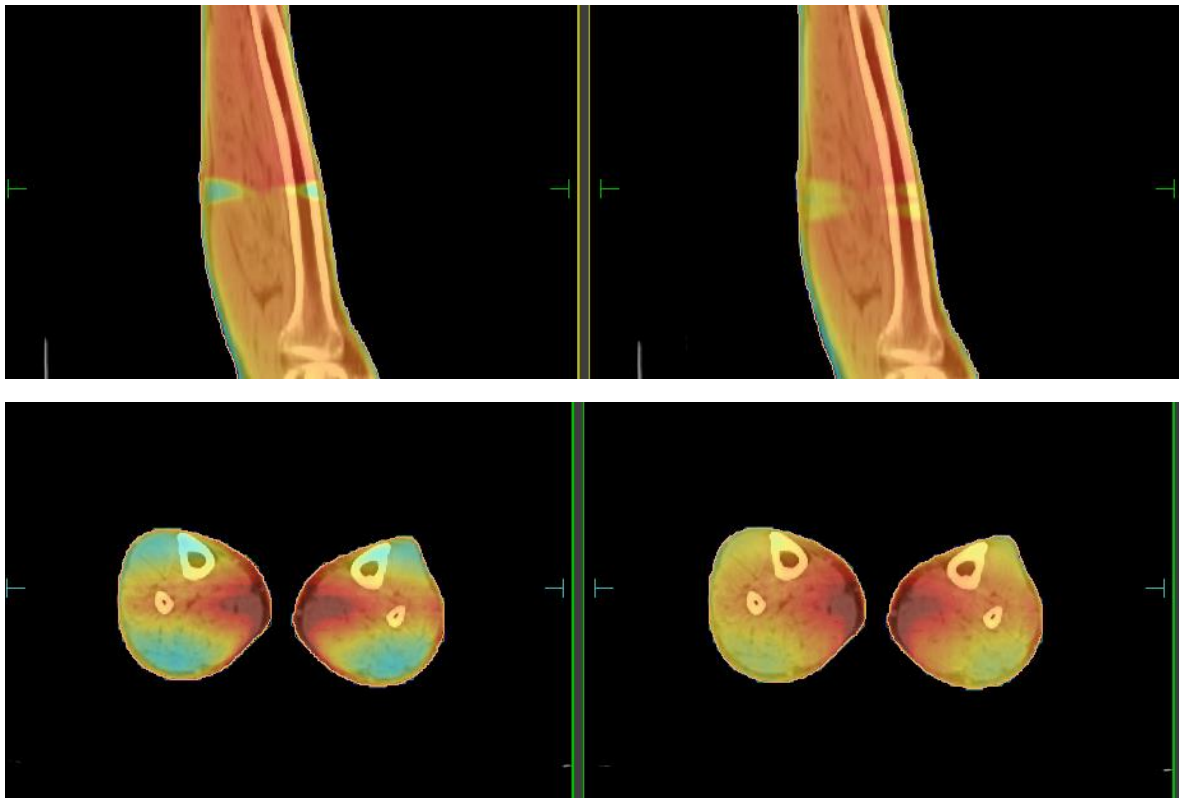


FIGURA 36 – DISTRIBUCIONES DE DOSIS RESULTANTES DE: DEL LADO IZQUIERDO SIN CONSIDERACIONES POR LA UNION DE CAMPOS. DEL LADO DERECHO, APLICANDO FIELD IN FIELD QUE EMULAN EL CONCEPTO DE GAP MÓVIL.

La energía de haces utilizada en los campos con dirección antero-posteriores es de 6 MV mientras que en campos con dirección postero-anterior se utilizó 10 MV.

La segunda, es una plantilla en modalidad terapia en arco VMAT con 4 isocentros, contemplando un tamaño de paciente de hasta 170 centímetros de alto.

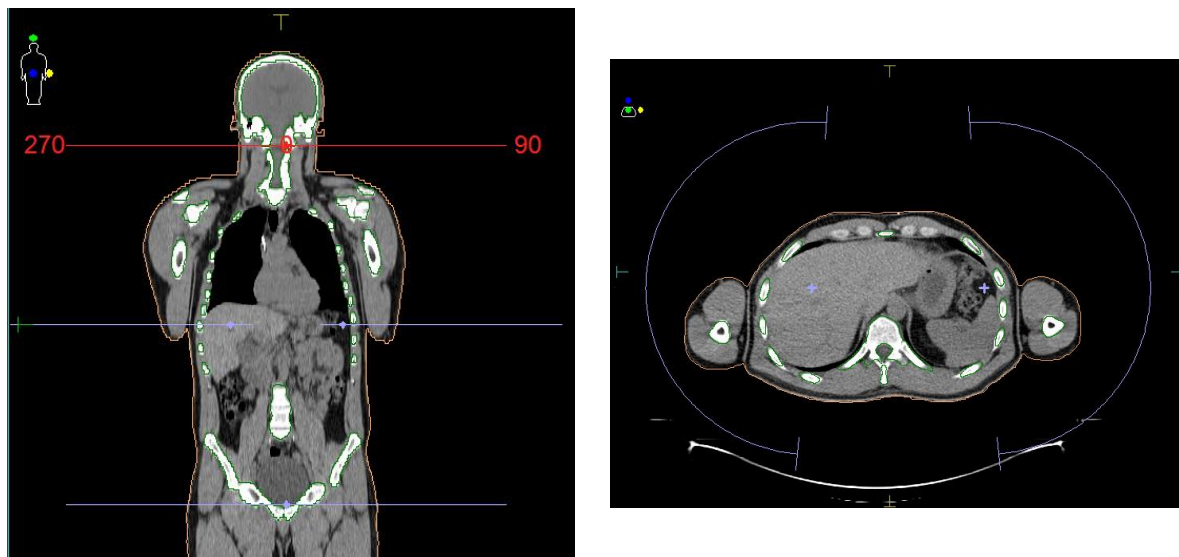


FIGURA 37 - DISTRIBUCIÓN DE ISOCENTROS EN PLANTILLA DEFECTO, VISTAS CORONAL Y TRANSVERSAL

La plantilla desarrollada en la etapa sin paciente real demostró no ser eficiente para la optimización del plan de tratamiento en el paciente con indicación de TBI. En este caso fue necesario utilizar dos arcos lateralizados en la región de pelvis debido a su diámetro latero-lateral.

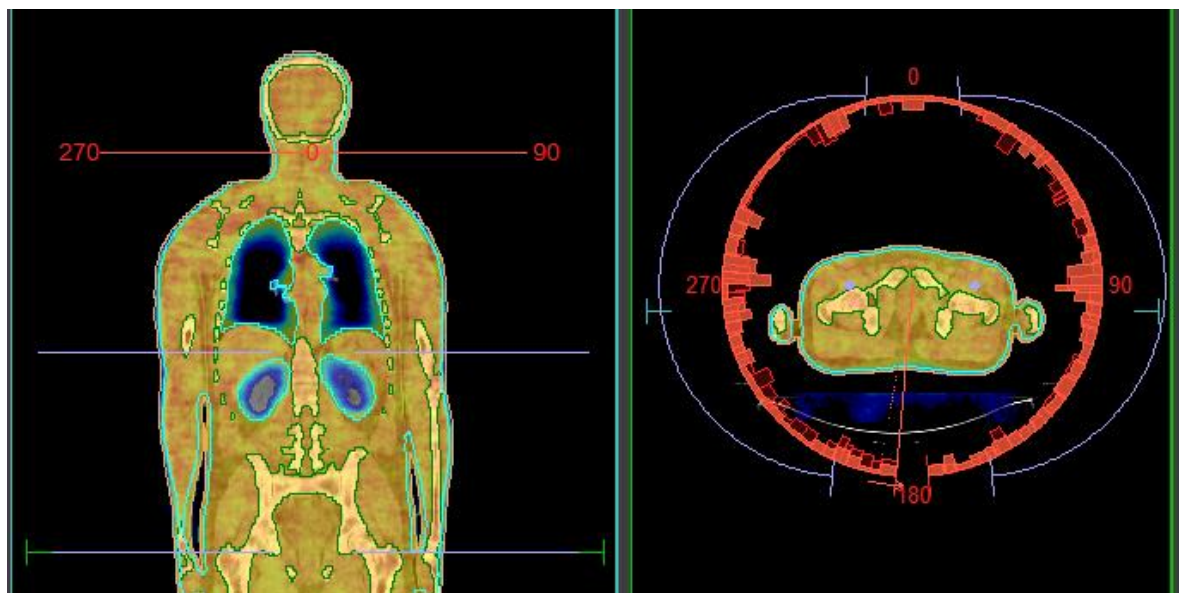


FIGURA 38 - DISTRIBUCIÓN DE ISOCENTROS RESULTANTE EN PACIENTE DE TBI, VISTAS CORONAL Y TRANSVERSAL

Los parámetros de configuración de VMAT finales son:

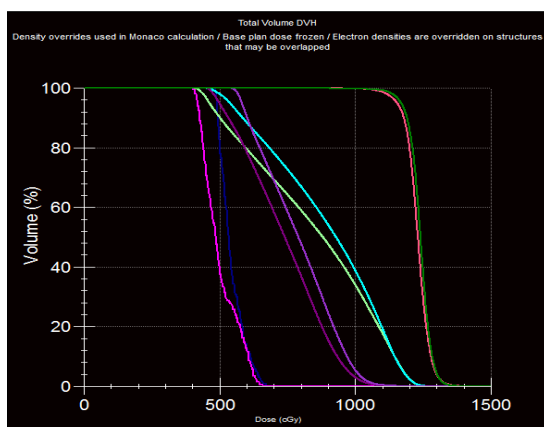
Parámetros configurables en Mónaco para VMAT

Valor adoptado

Grilla de cálculo	0.5 cm
Algoritmo	XVMC
Ancho mínimo de segmento	1.0 cm
Alisado de fluencia	Medio
Número máximo de arcos	2
Número máximo de puntos de control por arco	100
Margen de Auto Flash	2.0 cm
Margen a superficie	0.5 cm
Ancho de Beamlet	0.5 cm
Margen a blanco	1.0 cm

Beams												
Delete Parent Beam												
Beam	Description	Field ID	Visible	Delivery	GD Treatment Unit	Modality	Algorithm	GD Energy	MU / Fx	SSD (cm)	GD Isocenter Location	
											X (cm)	Y (cm)
											Z (cm)	
1	ARCO CABEZA	ARC1	☒	VMAT	InfinityVMAT	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	901.77	92.51	Marker 3	2.58
2	ARCO TORAX I	ARC2	☒	VMAT	InfinityVMAT	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	793.67	93.92	Marker 9	12.58
3	ARCO TORAX D	ARC3	☒	VMAT	InfinityVMAT	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	976.43	91.80	Marker 10	-7.42
4	ARCO PELVIS I	ARC4	☒	VMAT	InfinityVMAT	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	591.71	85.89	Marker 11	12.58
5	ARCO PELVIS D	ARC5	☒	VMAT	InfinityVMAT	Photon	Monte Carlo	6.0 MV	633.57	85.89	Marker 12	-7.42

FIGURA 39 - NÚMERO DE ARCOS Y UNIDADES MONITORAS RESULTANTES EN PACIENTE. UM TOTAL = 3897



DVH Statistics			
Dosimetric C			
Structure	Dosimetric Criterion	Actual Value	
OAR = Cristalino Der	D2% <= 700 cGy	652.7 cGy	✓
OAR = Cristalino Izq	D2% <= 700 cGy	635.9 cGy	✓
OAR = Pulmones	Dmean <= 1000 cGy	871.2 cGy	✓
OAR = Riñones	Dmean <= 1000 cGy	763.5 cGy	✓
PTV=Hemi_Sup	D2% <= 1320 cGy	1301.2 cGy	✓
PTV=TBI_Total	D98% >= 1080 cGy	1114.2 cGy	✓
	D2% <= 1320 cGy	1315.5 cGy	✓
Skeleton	D98% >= 1080 cGy	1115.8 cGy	✓
	Dmean >= 1200 cGy	1228.1 cGy	✓
	D2% <= 1320 cGy	1314.3 cGy	✓
	D98% >= 1080 cGy	1136.0 cGy	✓

FIGURA 40 – HISTOGRAMA DOSIS VOLUMEN RESULTANTE EN PACIENTE

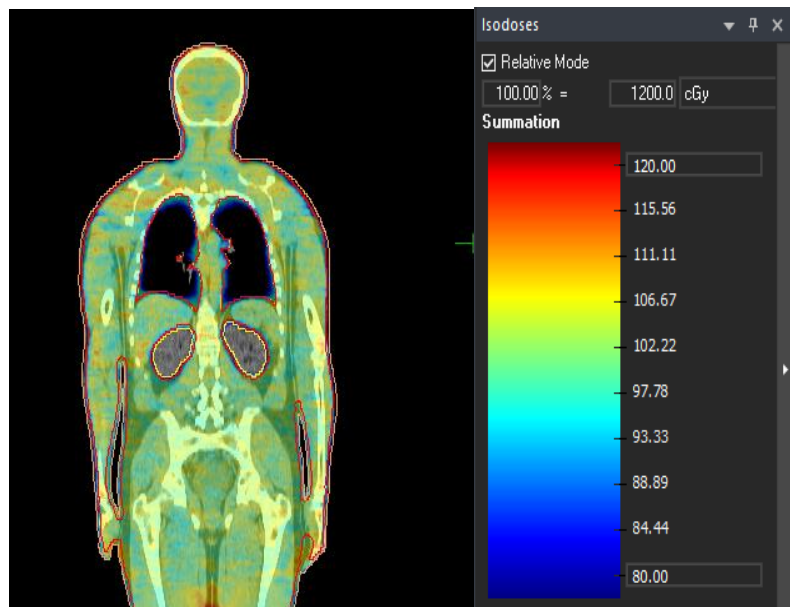


FIGURA 41 – DISTRIBUCIÓN DE DOSIS RESULTANTE EN PACIENTE DE TBI, VISTA CORONAL

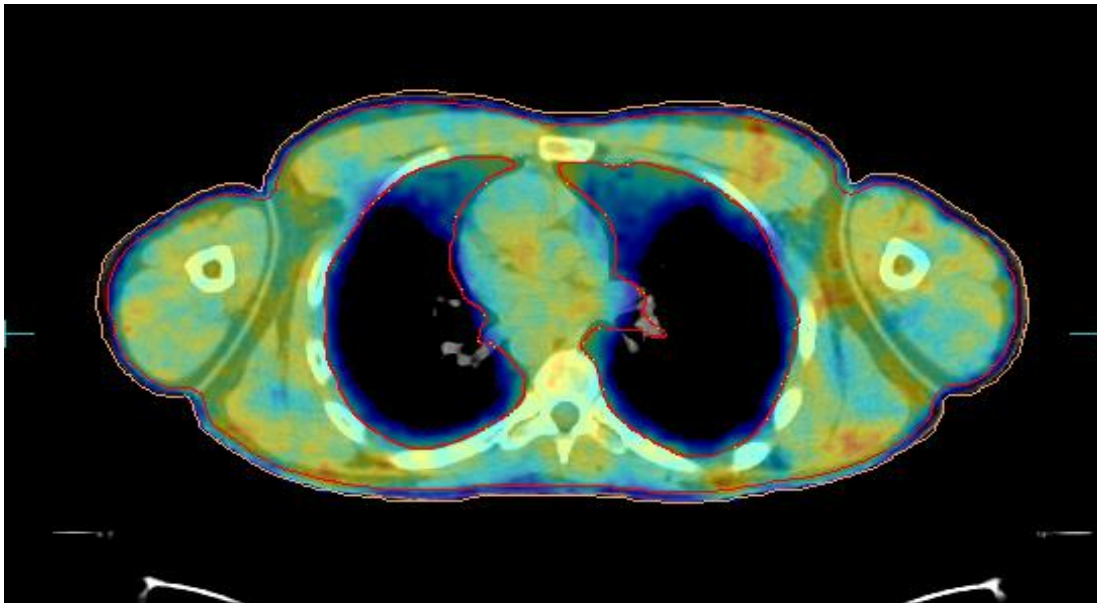


FIGURA 42 – DISTRIBUCIÓN DE DOSIS RESULTANTE EN PACIENTE DE TBI, VISTA TRANSVERSAL EN REGIÓN TORAX

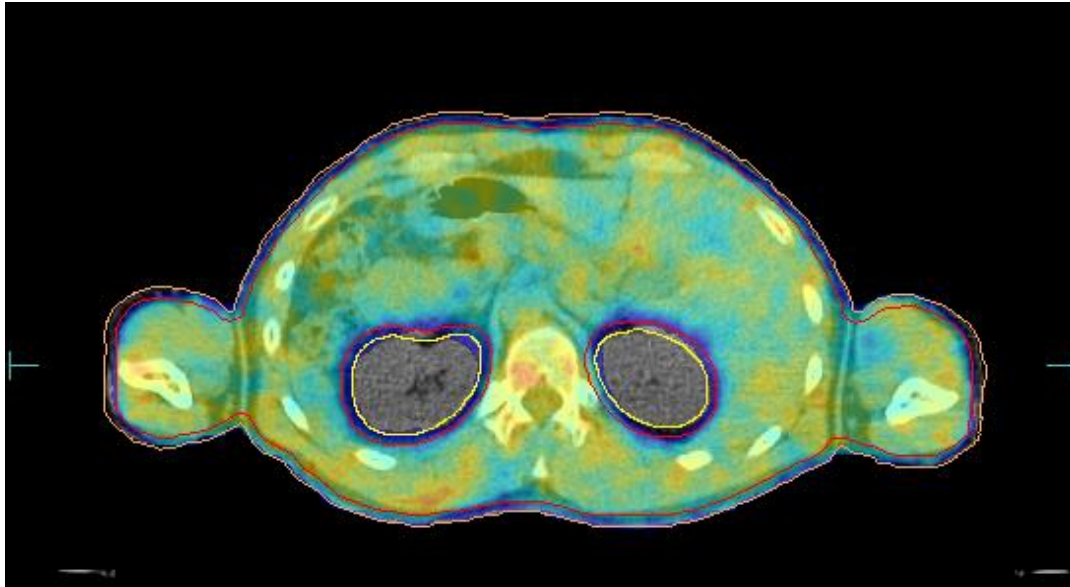


FIGURA 43 – DISTRIBUCIÓN DE DOSIS RESULTANTE EN PACIENTE DE TBI, VISTA TRANSVERSAL EN REGIÓN ABDOMEN

VII.1.2.3 Control de calidad de planificación

VII.1.2.3.1 Resultados de análisis de robustez:

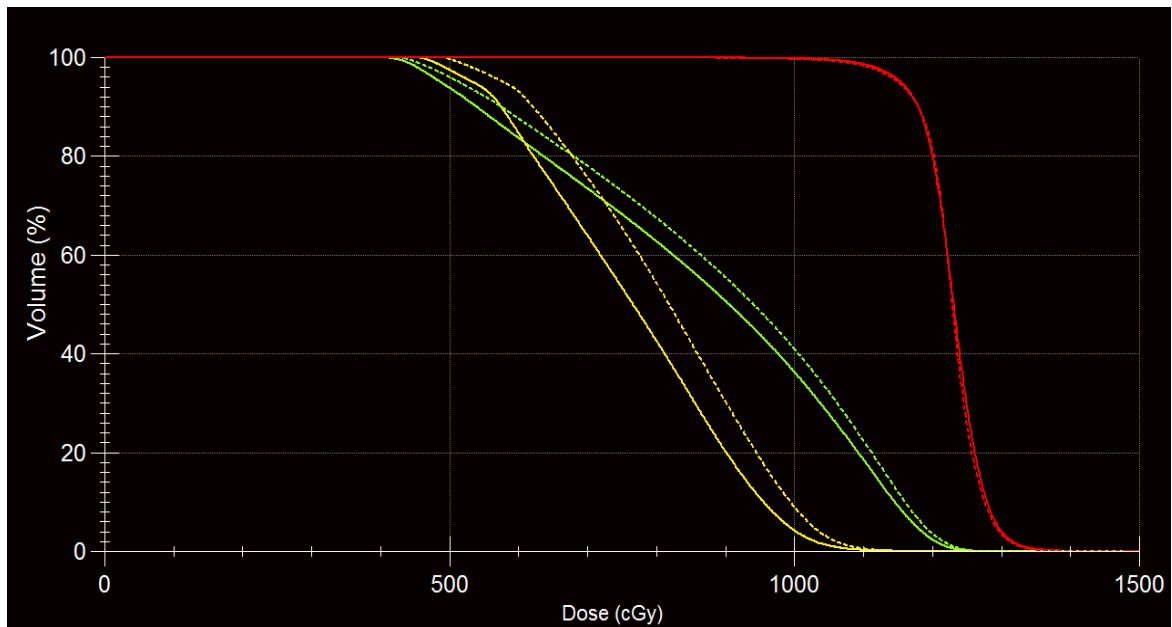


FIGURA 44 - DVH COMPARATIVO ENTRE PLAN NOMINAL (LINEA LLENA) Y PLAN RESULTANTE DEL ENSAYO DE ROBUSTEZ (LINEA PUNTEADA).

ROJO: PTV=TBI_TOTAL

VERDE: OAR=PULMONES

AMARILLO: OAR=RIÑONES

DVH Statistics				Dosimetric Criteria	Stat
Structure	Plan	Dosimetric Criterion	Actual Value		
OAR = Pulmones	TBIHemiCuerpoINF+TBIHemiCuerpoSUP	Dmean <= 1000 cGy	871.2 cGy	✓	
OAR = Pulmones	ARobustezS1+ARobustezS2+ARobustezS3+ARobustezS4+ARobustezS5+ARobustezS6+TBIHemiCuerpoINF	Dmean <= 1000 cGy	901.2 cGy	✓	
OAR = Riñones	TBIHemiCuerpoINF+TBIHemiCuerpoSUP	Dmean <= 1000 cGy	763.5 cGy	✓	
OAR = Riñones	ARobustezS1+ARobustezS2+ARobustezS3+ARobustezS4+ARobustezS5+ARobustezS6+TBIHemiCuerpoINF	Dmean <= 1000 cGy	811.4 cGy	✓	
PTV=TBI_Total	TBIHemiCuerpoINF+TBIHemiCuerpoSUP	D2% <= 1320 cGy	1315.5 cGy	✓	
PTV=TBI_Total	ARobustezS1+ARobustezS2+ARobustezS3+ARobustezS4+ARobustezS5+ARobustezS6+TBIHemiCuerpoINF	D2% <= 1320 cGy	1312.1 cGy	✓	
	TBIHemiCuerpoINF+TBIHemiCuerpoSUP	D98% >= 1080 cGy	1115.8 cGy	✓	
	ARobustezS1+ARobustezS2+ARobustezS3+ARobustezS4+ARobustezS5+ARobustezS6+TBIHemiCuerpoINF	D98% >= 1080 cGy	1107.7 cGy	✓	
	TBIHemiCuerpoINF+TBIHemiCuerpoSUP	Dmean >= 1200 cGy	1228.1 cGy	✓	
	ARobustezS1+ARobustezS2+ARobustezS3+ARobustezS4+ARobustezS5+ARobustezS6+TBIHemiCuerpoINF	Dmean >= 1200 cGy	1225.9 cGy	✓	

FIGURA 45 - TABLA COMPARATIVA DE OBJETIVOS DE PLANIFICACIÓN ENTRE PLAN NOMINAL Y PLAN RESULTANTE DEL ENSAYO DE ROBUSTEZ

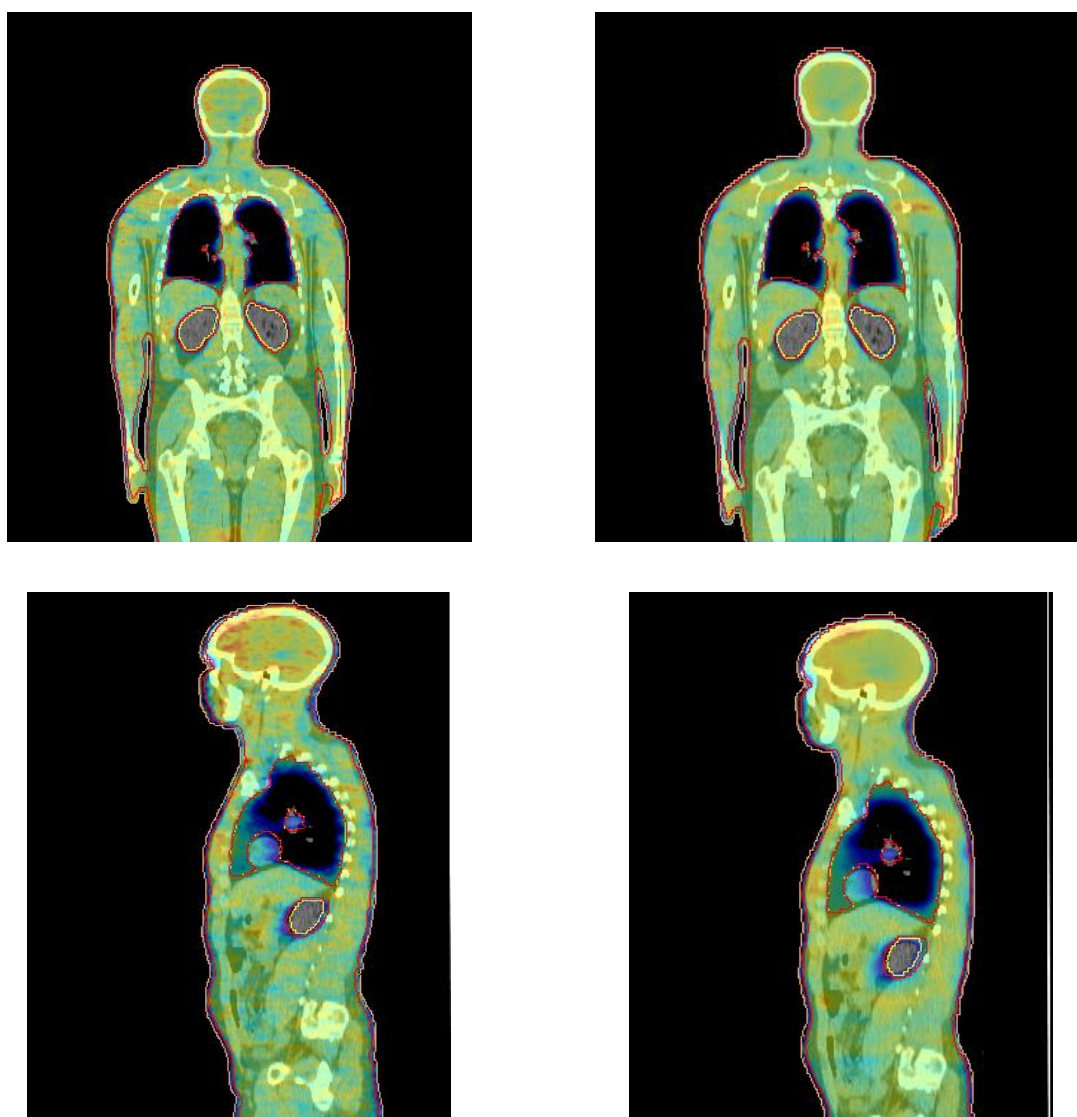


FIGURA 46 – COMPARATIVA DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS RESULTANTE ENTRE PLAN NOMINAL (IZQUIERDA) Y PLAN RESULTANTE DE ENSAYO DE ROBUSTEZ (DERECHA)

VII.1.2.3.2 Resultados de análisis gamma volumétrico:

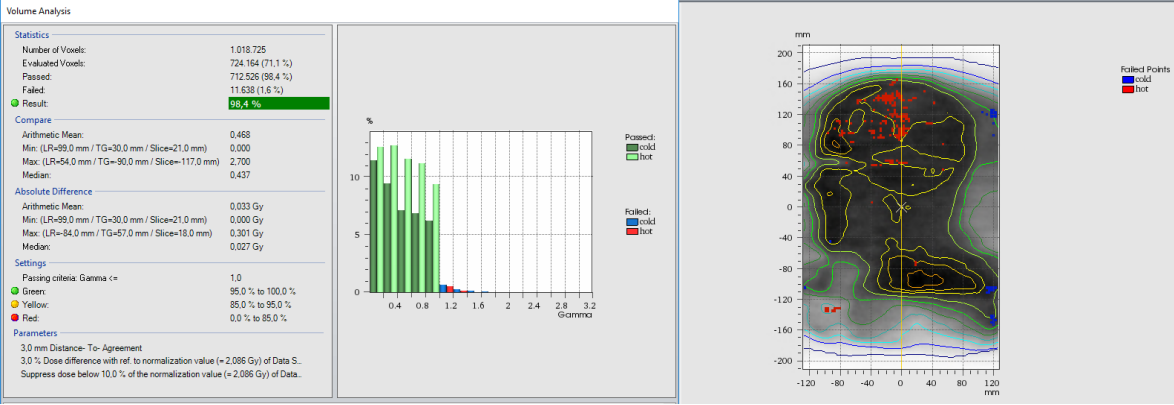


FIGURA 47 – ANÁLISIS GAMMA VOLUMÉTRICO DE ARCO CABEZA

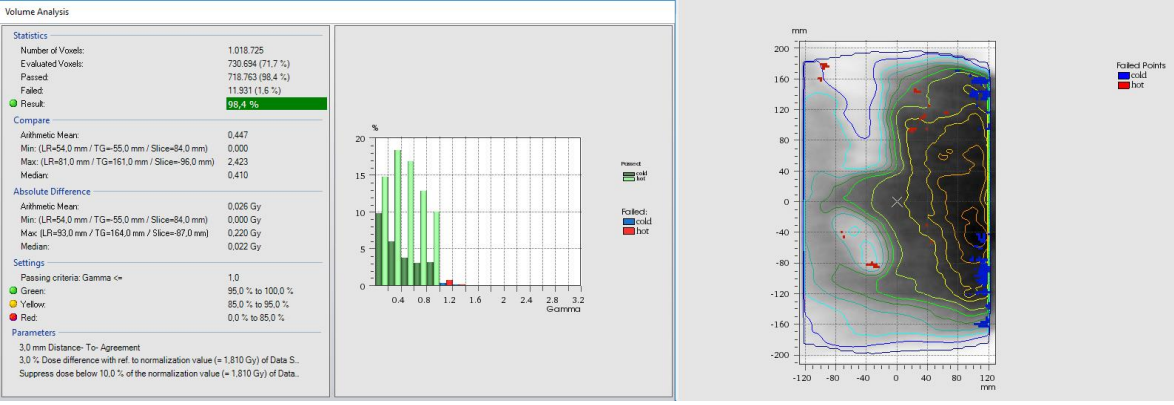


FIGURA 48 – ANÁLISIS GAMMA VOLUMÉTRICO DE ARCO TÓRAX IZQUIERDA

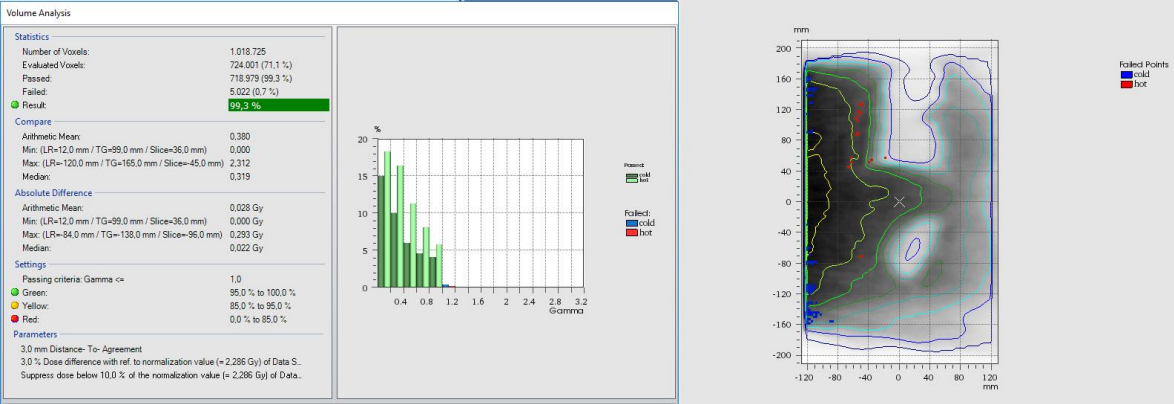


FIGURA 49– ANÁLISIS GAMMA VOLUMÉTRICO DE ARCO TÓRAX DERECHA

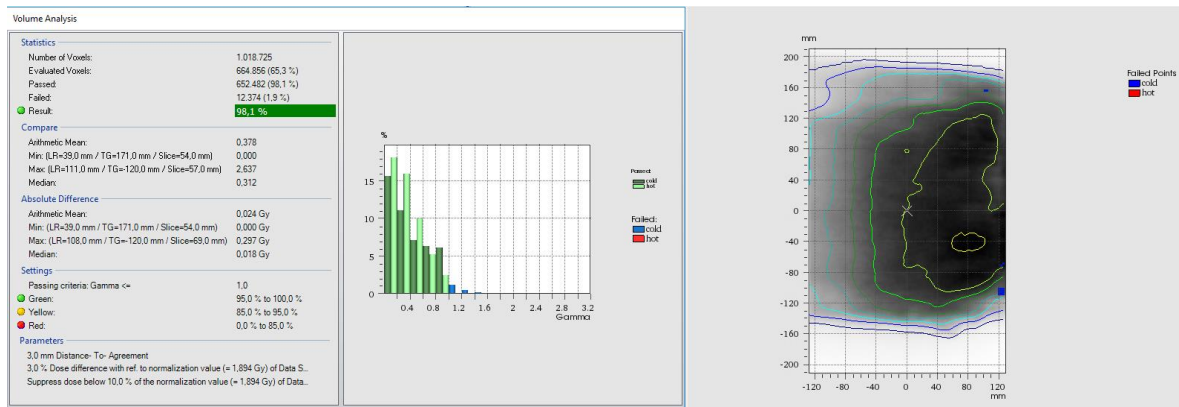


FIGURA 50 – ANÁLISIS GAMMA VOLUMÉTRICO DE ARCO PELVIS IZQUIERDA

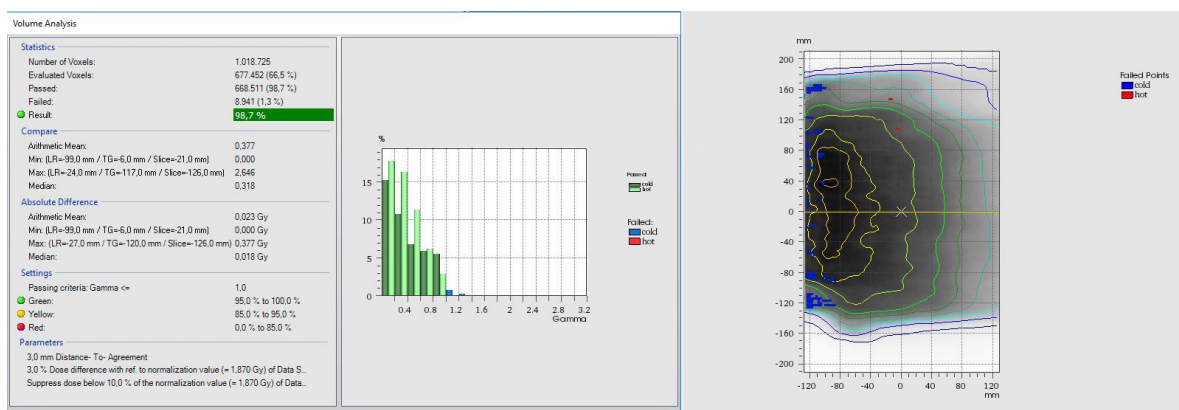


FIGURA 51 – ANÁLISIS GAMMA VOLUMÉTRICO DE ARCO PELVIS DERECHA

Todos los arcos fueron medidos en su totalidad y mostraron tener más de un 98% de puntos con criterio gamma < 1.

VII.1.3 Etapa 3: Evaluación de los sistemas de verificación de posicionamiento

VII.1.3.1 Resultados de end-to-end:

Etapa / elemento evaluado	Responde al comportamiento esperado	Comentarios
1 - Exportación de plan de tratamiento desde Mónaco al sistema Mosaicq	☑	
1a- Importación de campos de tratamiento a Mosaicq	☑	

1b - Importación de tomografía de referencia y estructuras a Mosaic	☒	Al tratarse de un plan con múltiples isocentros: Cada arco/isocentro debe enviarse por separado y además ser importado en un posicionamiento de sitio independiente en Mosaic
1c - Gestión de campos y prescripciones en mosaic	☒	Debe crearse una prescripción por cada isocentro a verificar
2 - Exportación de plan de tratamiento desde Mónaco al sistema C-RAD	☒	
2a - Importación de plan de tratamiento en C-RAD	☒	
2b- Administración de estructura contorno de referencia en C-RAD	☒	
3- Exportación de imágenes de referencia desde Mosaic a sistema XVI	☒	
3b - Importación y administración de imágenes de referencia en XVI	☒	
4 - Selección de arcos de tipo CBCT en Mosaic	☒	En caso de isocentros lateralizados es necesario utilizar arcos CBCT de extensión reducida para evitar colisiones con el paciente
4b - Reconocimiento automático de imagen de referencia correcta en XVI	☒	
5 - Selección de arco de tratamiento en Mosaic	☒	
5a - Reconocimiento automático de contorno de referencia correcto en XVI	☒	

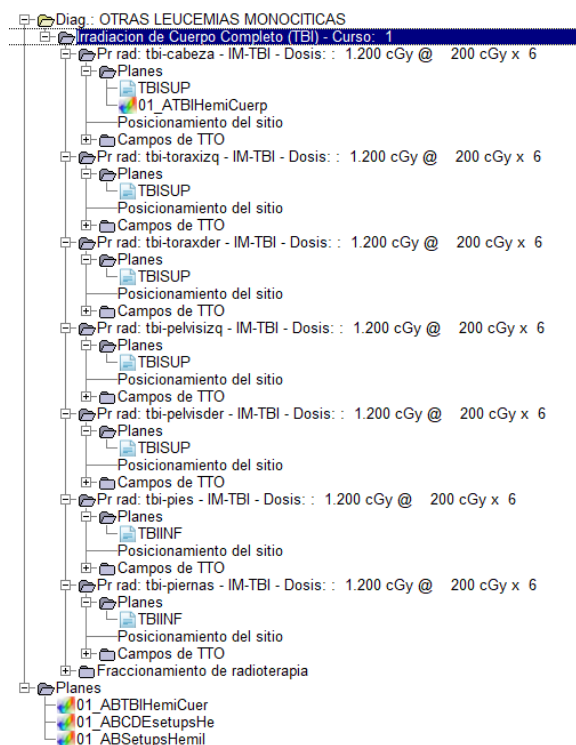


FIGURA 52 - CONFIGURACIÓN FINAL EN MOSAIQ REQUERIDA PARA LA VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE CADA ISOCENTRO DE TRATAMIENTO POR MEDIO DE IGRT Y SGRT

VII.1.3.2 Secuencia de verificación de isocentros:

Dado que el tratamiento posee dos partes bien diferenciadas, la estrategia de verificación propuesta se divide en dos etapas clave:

- Etapa 1: Verificación y tratamiento de cuatro isocentros y arcos VMAT en orientación cabeza gantry.
- Etapa 2: Verificación y tratamiento de dos isocentros de técnica 3D en orientación pies a gantry.

El propósito fundamental de esta estrategia es conseguir una secuencia óptima de posicionamiento y verificación que capitalice los beneficios tanto de SGRT como de IGRT, con el fin de lograr un posicionamiento rápido y eficiente del paciente.

Para determinar esta secuencia, se tuvo en cuenta la experiencia previa con el posicionamiento en diversas regiones del cuerpo, como la cabeza, el torso, la pelvis y los miembros inferiores. Basándonos en esta experiencia, se ha concluido que la SGRT es una herramienta sensible y adecuada para detectar desviaciones de posicionamiento en áreas como los hombros, las manos y los miembros inferiores, pero no es tan sensible a las rotaciones en los torsos o las pelvis.

- **Etapla 1:**

- Paso 1 “Posicionamiento integral”:

Como primera medida, se hace un posicionamiento integral del hemicuerpo superior basado en láseres de la sala, marcas de colchoneta y tatuajes del paciente. Son utilizadas en esta etapa los 3 tatuajes en pelvis, el tatuaje en tórax y la marca de colchoneta “referencia craneal”.

Como parte del posicionamiento integral, se incluye la configuración de la región o “box” en torno a cada isocentro del hemicuerpo superior, junto con las ganancias de las cámaras del sistema de SGRT.

Antes de comenzar con la secuencia de isocentros de tratamiento, se realiza una verificación del posicionamiento integral del paciente, rotaciones de pelvis o tórax y posición de brazos se verifican con una combinación de SGRT y CBCT: En primer lugar se realiza un CBCT de verificación en la pelvis y se reposiciona el paciente en caso de detectar rotaciones. En segundo lugar se desplaza el paciente hacia el isocentro de cabeza aplicando una movimiento de distancia fija con el asistente de movimiento de camilla. En esta región se ajustan las rotaciones de cabeza y posición de hombros con la ayuda de la herramienta SGRT.

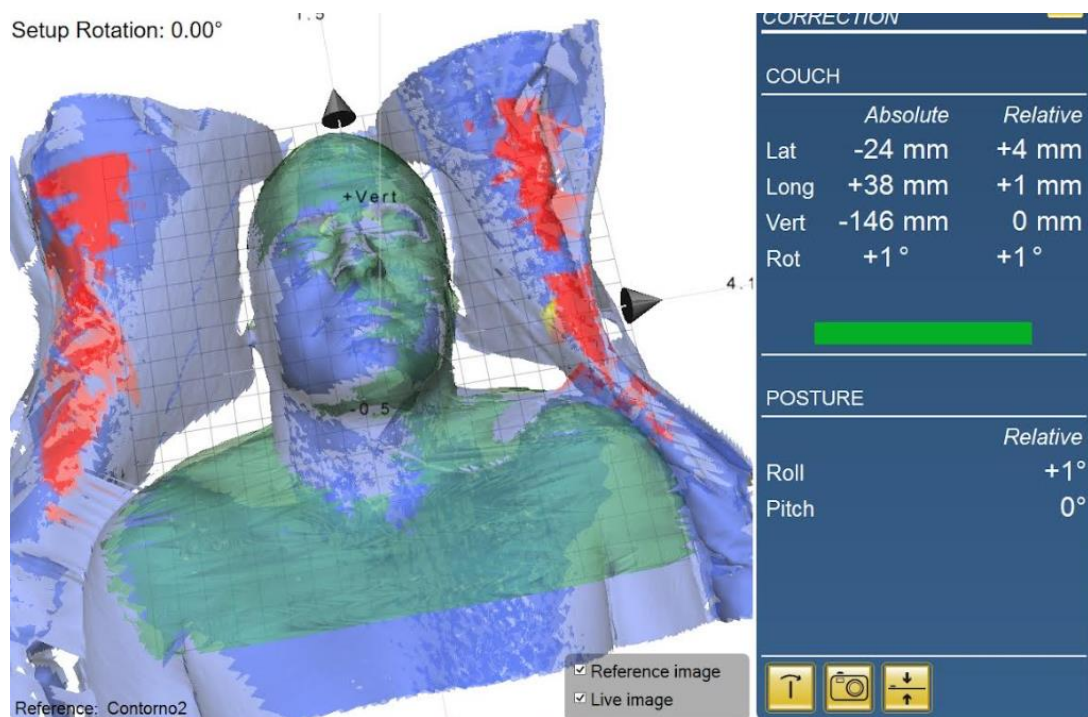


FIGURA 53 - USO DE LA HERRAMIENTA DE SGRT EN EL ISOCENTRO DE CABEZA PARA CORREGIR ROTACIONES DE CABEZA Y POSICIÓN DE HOMBROS

- Paso 2 “Aplicación de desplazamientos de mesa”

Cada isocentro se localiza inicialmente gracias a desplazamientos traslacionales conocidos y definidos en la planificación del tratamiento. Estos desplazamientos corresponden con las distancias entre isocentros definidos previamente en la regla de isocentros.

Dicho desplazamiento es precargado en Mosaic al momento de exportar el plan de tratamiento, y es aplicado con la herramienta ATM (automatic table movement) en el momento del tratamiento.

Offsets posicionam. (Haz)		
Prescrito (cm)	Localización (cm)	Total (cm)
Inferior 32,0		Inferior 32,0
Izquierdo 10,0		Izquierdo 10,0
0,0		Anterior 0,0

☐ Completado

FIGURA 54 - EJEMPLO DE DESPLAZAMIENTO CARGADO EN MOSAIQ QUE CORRESPONDE AL MOVIMIENTO NECESARIO ENTRE ISOCENTRO DE CABEZA E ISOCENTRO TÓRAX IZQUIERDO

- Paso 3 “Verificación con SGRT”:

La siguiente verificación consiste en comparar la superficie corporal del paciente con aquella almacenada en la referencia focalizada en cada isocentro. De esta manera se consigue corregir ágilmente cualquier error de posicionamiento de miembros superiores.

- Paso 4 “Verificación con CBCT”:

Cuando el sistema de SGRT muestra estar en tolerancia, se realiza un CBCT de verificación en el isocentro de tratamiento, por ser nuestro estándar de oro para verificar posicionamientos. Si fuera necesaria se aplica la corrección que indica el sistema. Una vez el CBCT demuestra conformidad, se toma una nueva referencia en el sistema de SGRT llamada referencia ligada a CBCT.

- Paso 5 “Tratamiento”:

Se aplica el arco de tratamiento en el isocentro verificado.

Los pasos 2 a 5 se repiten para cada isocentro planificado.

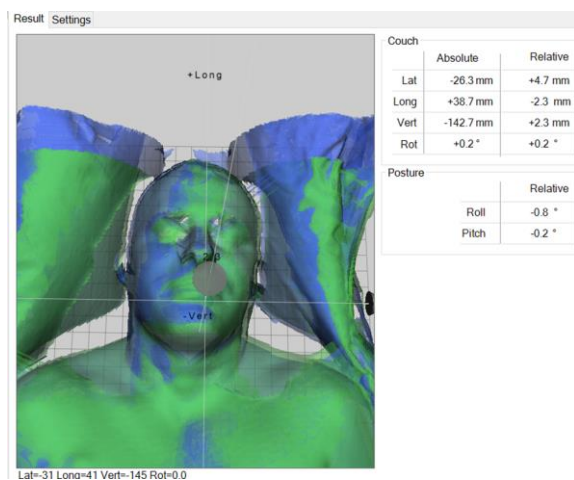


FIGURA 55 - COMPARACIÓN INICIAL DE SUPERFICIES EN ISOCENTRO DE CABEZA.

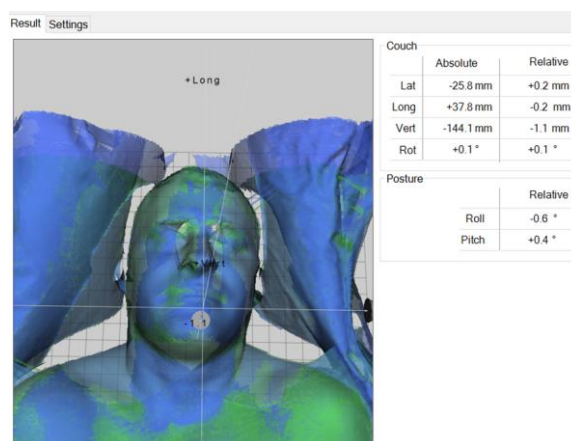


FIGURA 56 - IMAGEN RESULTANTE DE AJUSTE DE CABEZA Y HOMBROS POR SGRT

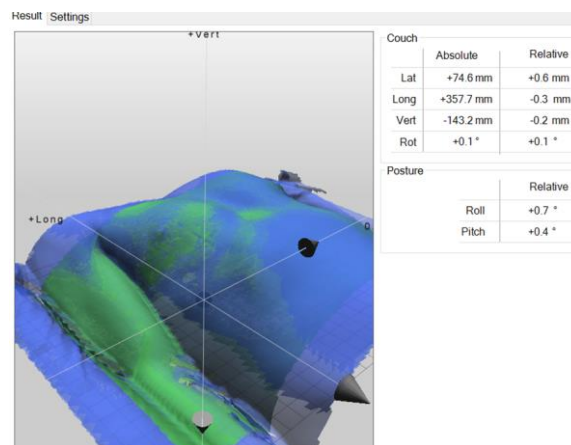
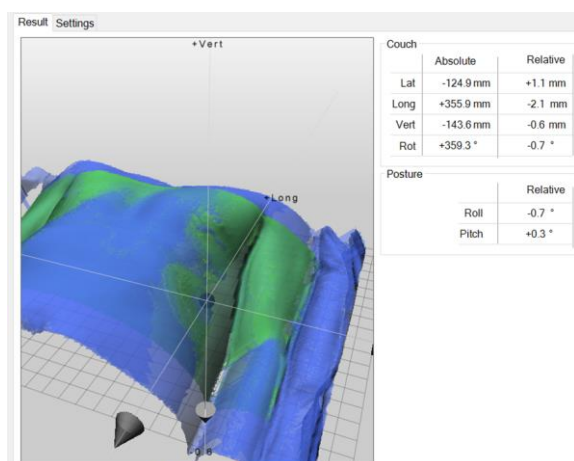


FIGURA 57 – COMPARACIÓN DE SUPERFICIES RESULTANTE DE APLICACIÓN DE MOVIMIENTO AUTOMÁTICO DE MESA HACIA ISOCENTRO DE TÓRAX IZQUIERDA (IZQUIERDA) E ISOCENTRO DE TORAX DERECHO (DERECHA)

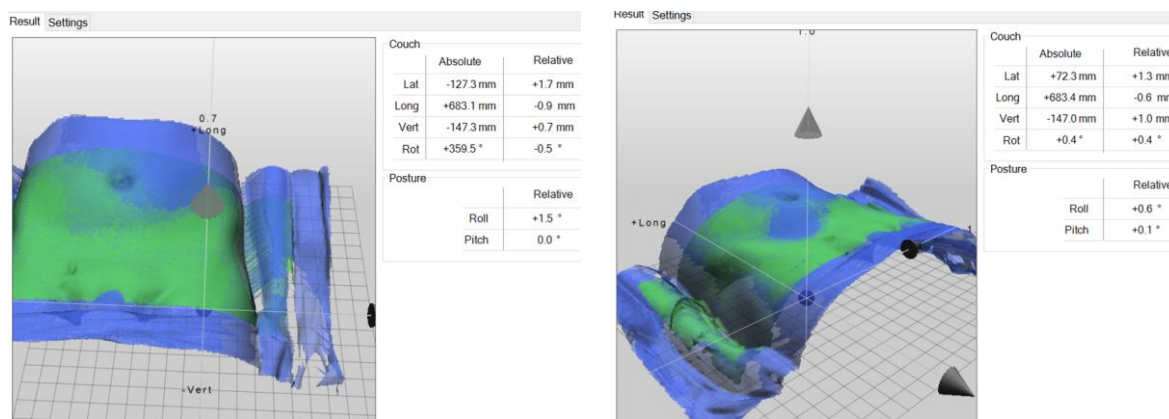


FIGURA 58 – COMPARACIÓN DE SUPERFICIES RESULTANTE DE APLICACIÓN DE MOVIMIENTO AUTOMÁTICO DE MESA HACIA ISOCENTRO DE PELVIS IZQUIERDA (IZQUIERDA) E ISOCENTRO DE PELVIS DERECHO (DERECHA)

Finalizados todos los isocentros planificados en orientación cabeza gantry, se procede al cambio de orientación y etapa 2.

Para el cambio de orientación se pide al paciente que baje de la colchoneta, y una vez el personal técnico desindexa, rota y luego re indexa la colchoneta, se pide al paciente que vuelva a subir y acostarse en la colchoneta.

- **Etapas 2:**

- Paso 1 “Posicionamiento integral”:

Como primera medida, se hace un posicionamiento integral del hemicuerpo superior basado en láseres y marcas de colchoneta y tatuajes del paciente. Son utilizadas en esta etapa los 3 tatuajes en pelvis, y la marca de colchoneta “referencia caudal”

Como parte del posicionamiento integral, se incluye la configuración de la región o “box” en torno a cada isocentro del hemicuerpo inferior, junto con las ganancias de las cámaras del sistema de SGRT.

- Paso 2 “Aplicación de desplazamientos de mesa”

Cada isocentro se localiza inicialmente gracias a desplazamientos traslacionales conocidos y definidos en la planificación del tratamiento. Estos desplazamientos corresponden con las distancias entre isocentros definidos previamente en la regla de isocentros.

Dicho desplazamiento es precargado en Mosaik al momento de exportar el plan de tratamiento, y es aplicado con la herramienta ATM (Automatic Table Movement) en el momento del tratamiento.

- Paso 3 “Verificación con SGRT”

La siguiente verificación consiste en comparar la superficie corporal del paciente con aquella almacenada en la referencia focalizada en cada isocentro. De esta manera se consigue corregir ágilmente cualquier error de posicionamiento de miembros inferiores.

- Paso 4 “Verificación con CBCT”:

Cuando el sistema de SGRT muestra estar en tolerancia, se realiza un CBCT de verificación en el isocentro de tratamiento, por ser nuestro estándar de oro para verificar posicionamientos. Si fuera necesaria se aplica la corrección que indica el sistema. Una vez el CBCT demuestra conformidad, se toma una nueva referencia en el sistema de SGRT llamada referencia ligada a CBCT.

- Paso 5 “Tratamiento”:

Se aplica el arco de tratamiento en el isocentro verificado.

Los pasos 2 a 5 se repiten para cada isocentro planificado.

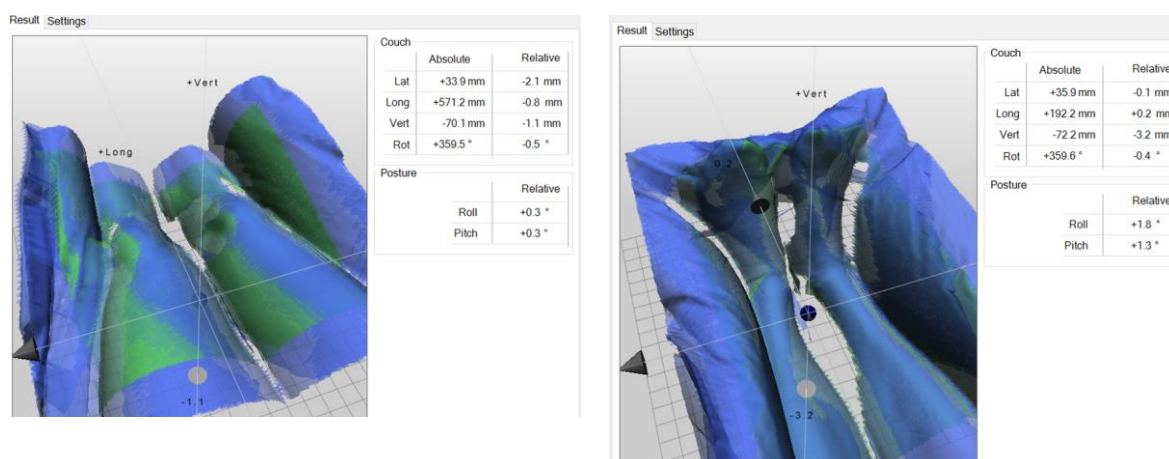


FIGURA 59 – COMPARACIÓN DE SUPERFICIES RESULTANTE DE POSICIONAMIENTO INTEGRAL POST-ROTACIÓN DE PACIENTE (IZQUIERDA) Y RESULTANTE DE APLICACIÓN DE MOVIMIENTO AUTOMÁTICO DE MESA HACIA ISOCENTRO DE PIES (DERECHA)

La secuencia de pasos anteriormente descrita corresponde a la sesión número 1 del tratamiento. Para las siguientes sesiones ya no es necesario la configuración de Box en C-Rad y además el paso número 4, “verificación con CBCT”, se considera opcional, por lo tanto el tratamiento se agiliza y el tiempo total disminuye considerablemente.

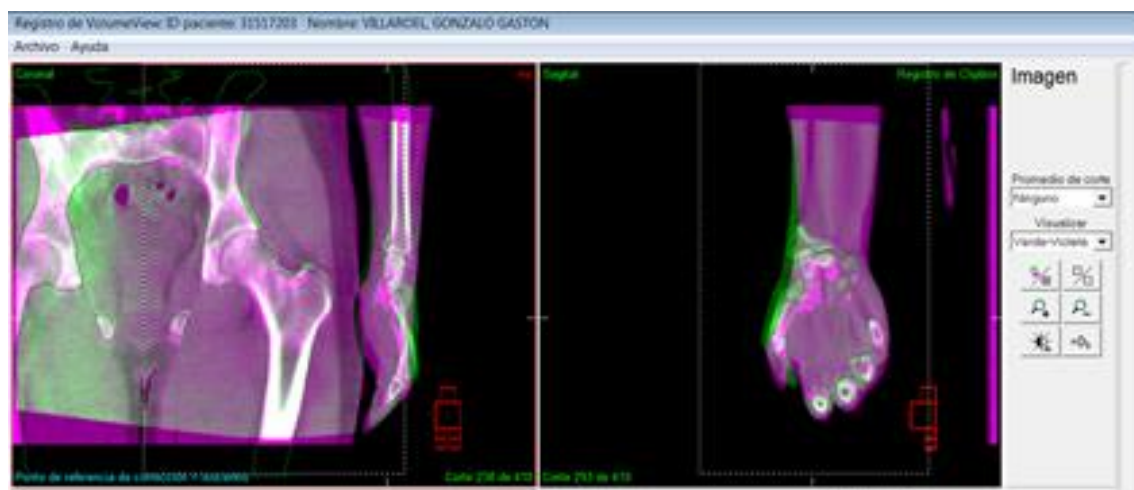
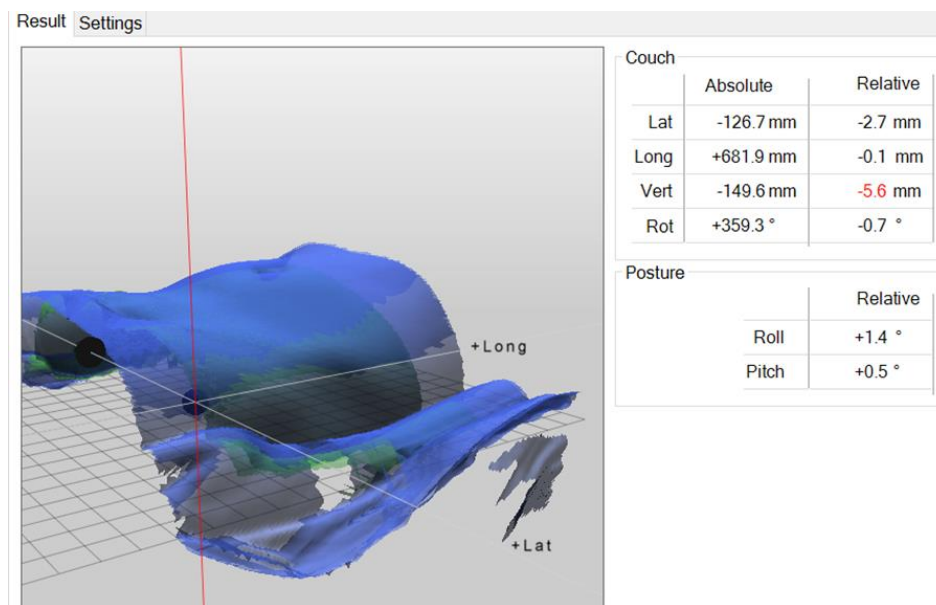


FIGURA 60 – COMPARACIÓN DE HERRAMIENTAS DE SGRT (ARRIBA) Y IGRT (ABAJO) PARA EL POSICIONAMIENTO DE PELVIS Y MANO IZQUIERDA

Configuración de registro de CBCT:

- Selección de volumen de registro: Clipbox
- Método de registro: Grises (T)
- Tolerancia en posicionamiento integral inicial: 2 mm
- Tolerancia en verificación a demanda de isocentro: 5 mm

Configuración de registro por SGRT:

- Tolerancia en posicionamiento integral inicial: 2mm y 1°
- Tolerancia en verificación de isocentro posterior a la aplicación de ATM: 5 mm y 3°

VII.1.4 Etapa 4: Evaluación de la entrega de tratamiento

VII.1.4.1 Resultado de tiempos de tratamiento registrados

		SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6
	HemiCuerpo Superior	01:20:00	00:47:00	00:53:00	01:14:00	00:49:00	00:59:00
1 a 5	Posicionamiento	00:19:00	00:04:00	00:10:00	00:08:00	00:12:00	00:13:00
1	Movimiento	00:00:00	00:01:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00
	SGRT	00:03:00	00:02:00	00:04:00	00:09:00	00:02:00	00:05:00
	CBCT	00:11:00	00:05:00	00:00:00	00:06:00	00:06:00	00:09:00
	Tratamiento	00:05:00	00:05:00	00:04:00	00:07:00	00:05:00	00:06:00
2	Movimiento	00:01:00	00:02:00	00:02:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00
	SGRT	00:02:00	00:05:00	00:01:00	00:01:00	00:02:00	00:02:00
	CBCT	00:04:00	00:03:00	00:00:00	00:07:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:03:00	00:03:00	00:04:00	00:04:00	00:04:00	00:06:00
3	Movimiento	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00
	SGRT	00:01:00	00:03:00	00:01:00	00:02:00	00:01:00	00:01:00
	CBCT	00:04:00	00:00:00	00:05:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:04:00	00:04:00	00:04:00	00:05:00	00:04:00	00:03:00
4	Movimiento	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00
	SGRT	00:03:00	00:01:00	00:02:00	00:05:00	00:01:00	00:03:00
	CBCT	00:05:00	00:00:00	00:05:00	00:03:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:03:00	00:03:00	00:04:00	00:04:00	00:03:00	00:03:00
5	Movimiento	00:01:00	00:00:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:00:00
	SGRT	00:02:00	00:01:00	00:01:00	00:02:00	00:01:00	00:01:00
	CBCT	00:04:00	00:00:00	00:00:00	00:03:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:03:00	00:03:00	00:03:00	00:04:00	00:04:00	00:04:00
	HemiCuerpo Inferior	00:33:00	00:28:00	00:14:00	00:13:00	00:14:00	00:13:00
6 a 7	Rotacion	00:04:00	00:03:00	00:02:00	00:01:00	00:02:00	00:02:00
	Posicionamiento	00:08:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00
6	Movimiento	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00
	SGRT	00:02:00	00:02:00	00:02:00	00:02:00	00:01:00	00:01:00
	CBCT	00:05:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:03:00	00:04:00	00:04:00	00:04:00	00:04:00	00:04:00
7	Movimiento	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00	00:01:00
	SGRT	00:02:00	00:04:00	00:01:00	00:01:00	00:02:00	00:01:00
	CBCT	00:05:00	00:10:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00	00:00:00
	Tratamiento	00:03:00	00:03:00	00:03:00	00:03:00	00:03:00	00:03:00
	Tiempo Total	01:53:00	01:15:00	01:07:00	01:27:00	01:03:00	01:12:00

FIGURA 61 - TABLA DE REGISTRO DE TIEMPOS DE 6 SESIONES DE TRATAMIENTO

ETAPA	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6
Posicionamiento	00:27:00	00:05:00	00:11:00	00:09:00	00:13:00	00:14:00
Movimiento	00:05:00	00:06:00	00:06:00	00:05:00	00:05:00	00:04:00
SGRT	00:15:00	00:18:00	00:12:00	00:22:00	00:10:00	00:14:00
CBCT	00:38:00	00:18:00	00:10:00	00:19:00	00:06:00	00:09:00
Tratamiento	00:24:00	00:25:00	00:26:00	00:31:00	00:27:00	00:29:00
Rotación	00:04:00	00:03:00	00:02:00	00:01:00	00:02:00	00:02:00

FIGURA 62 - TIEMPO TOTAL POR ETAPA EN CADA SESIÓN DE TRATAMIENTO

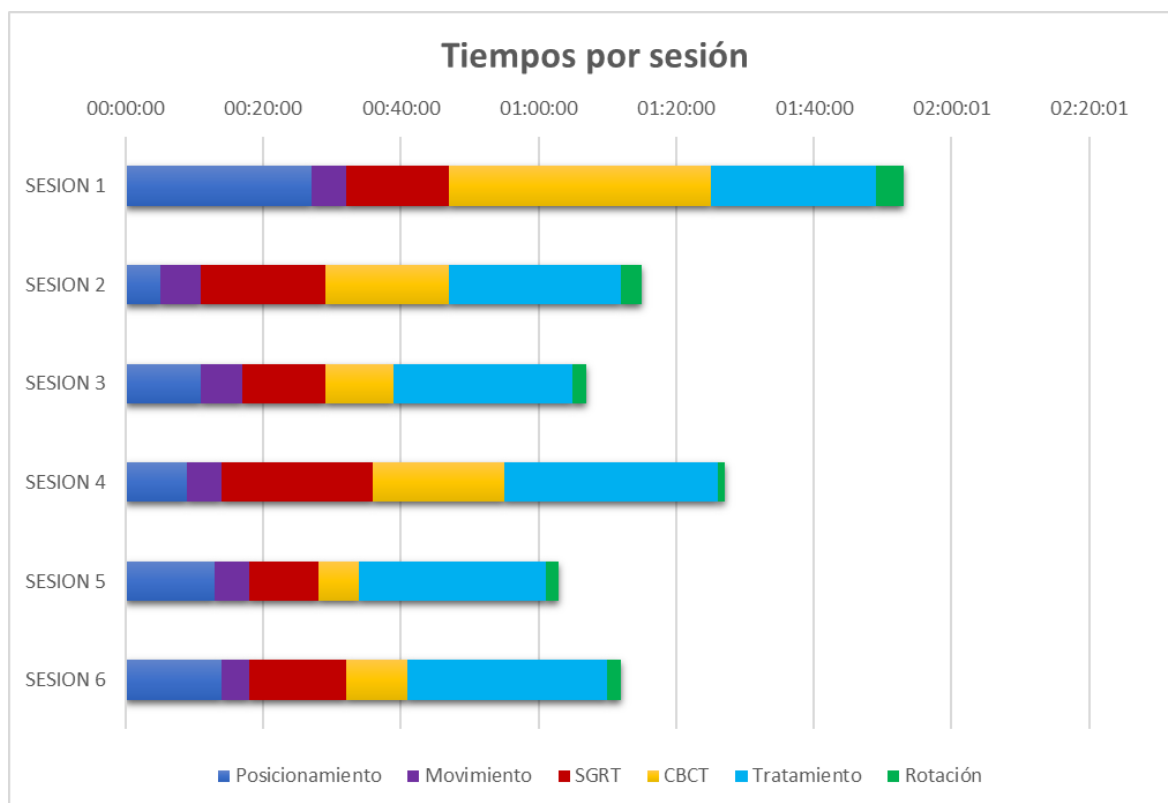


FIGURA 62 – DURACIÓN TOTAL Y POR ETAPAS DE CADA SESIÓN DE TRATAMIENTO

ETAPA	SESION 1	SESION 2	SESION 3	SESION 4	SESION 5	SESION 6	Promedio
Movimiento	00:00:43	00:00:51	00:00:51	00:00:43	00:00:43	00:00:34	00:00:44
SGRT	00:02:09	00:02:34	00:01:43	00:03:09	00:01:26	00:02:00	00:02:10
CBCT	00:05:26	00:02:34	00:01:26	00:02:43	00:00:51	00:01:17	00:02:23
Tratamiento	00:03:26	00:03:34	00:03:43	00:04:26	00:03:51	00:04:09	00:03:51
Tiempo por iso	00:11:43	00:09:34	00:07:43	00:11:00	00:06:51	00:08:00	00:09:09

FIGURA 63 - TIEMPO NECESARIO PARA CADA ETAPA PROMEDIADO EN EL NÚMERO DE ISOCENTROS POR SESIÓN, Y PROMEDIO FINAL REQUERIDO POR ISOCENTRO (9 MINUTOS).

En promedio el tiempo necesario para Movimiento + SGRT + CBCT y Tratamiento requerido por isocentro es aproximadamente 9 minutos, teniendo en cuenta un tiempo promedio de tratamiento por isocentro de 4 minutos.

VIII. CONCLUSIONES

La técnica de TBI con intensidad modulada asistida por seguimiento superficial se propone como una alternativa a aplicar en el tratamiento de cuerpo completo para trasplante de médula ósea. Gracias a los avances tecnológicos, el diseño del plan y el tiempo de entrega pueden ser optimizados y resulta una alternativa simple con excelente capacidad de modular la dosis y reducir así la dosis absorbida en el parénquima pulmonar.

El análisis de los registros pretratamiento a través de imágenes Cone Beam CT y el registro por superficie destacaron la importancia de tomar recaudos adicionales al posicionamiento y la inmovilización de los miembros superiores.

En el caso de la cabeza y los hombros, se descartó el uso de una máscara termoplástica larga, optando en su lugar por dejar estas áreas al descubierto para permitir que el sistema de rastreo superficial las monitoreara. Esta decisión se basó en la inmovilización mejorada de los hombros por la colchoneta de vacío y la confianza ganada en el sistema de posicionamiento superficial para la cabeza. Además, este sistema cuenta con una función de monitoreo de superficie que opera durante el tratamiento, lo que permite detener el proceso si se detecta algún movimiento del paciente con respecto a su posición original.

En cuanto a los codos y las manos, la verificación por imágenes Cone Beam CT siempre estuvo en concordancia con el sistema de posicionamiento superficial, generando correcciones cuando estas estructuras no se encontraban en la posición adecuada. Por lo tanto, se confirmó que la verificación por superficie era igualmente efectiva que del Cone Beam CT, con la ventaja significativa de ser más ágil.

Para el caso del resto del cuerpo, incluyendo el tórax, abdomen, pelvis y miembros inferiores, la inmovilización mediante bolsa de vacío resultó ser fácilmente reproducible y no presentó inconvenientes ni correcciones significativas tras ser analizada tanto por superficie como por Cone Beam CT.

A pesar de que la regla de isocentros fue concebida inicialmente para pacientes con una altura no superior a 170 cm, la planificación del caso demostró la versatilidad de la estrategia de planificación, y cualquier variante necesaria se resolvió de manera expedita. La experiencia clínica respalda la idea de que esta técnica es lo suficientemente adaptable para satisfacer las necesidades de pacientes de mayor estatura y diversas dimensiones corporales.

En la tabla de tiempos, se observa que en la primera sesión, se dedicó un mayor tiempo a la verificación de isocentros mediante la modalidad mixta. Esto permitió desarrollar un nivel de confianza en el registro superficial lo suficientemente alto como para considerar la verificación mediante Cone Beam CT solo en aquellos casos en los que la SGRT mostrara valores fuera de tolerancia.

El análisis de tiempos de las sesiones posteriores demuestra la eficiencia que se logró con el uso del posicionamiento superficial, sin comprometer la confianza asociada a la verificación del isocentro por Cone Beam CT. La duración de la sesión inicial posee un fuerte componente de posicionamiento y verificación

por Cone Beam CT. A partir de la sesión 2 en adelante, la verificación de isocentros se agiliza por el uso principal de SGRT.

La plantilla de planificación junto con sus funciones de costo demostró ser adecuadas para los objetivos de planificación propuestos con un promedio de 780 unidades monitoras requeridas por arco. La dosis media alcanzada en pulmones fue de 870 cGy, cumpliendo satisfactoriamente el límite establecido de 1000 cGy. Permitiendo concluir que la técnica desarrollada posee claras ventajas frente a las técnicas tradicionales, presentando una excelente homogeneidad en el blanco y reducción de dosis en órganos a riesgo específicos.

El análisis de robustez realizado demostró que el plan nominal es lo suficientemente robusto para las condiciones estudiadas. Variaciones aleatorias de isocentro de hasta 10 mm en cada sesión de tratamiento no tuvieron el suficiente impacto dosimétrico como para incumplir los objetivos de planificación nominal, manteniendo el volumen blanco dentro de la homogeneidad esperada y la dosis media en órganos a riesgo por debajo del límite de dosis establecido.

La comparación gamma volumétrica de cada arco planificado contra la distribución de dosis medida demostró conformidad para un criterio de 3mm y 3%, por lo que se concluye que la segmentación resultante en cada arco es compatible con las capacidades de entrega de tratamiento del LINAC y por lo tanto la modulación de arcos cumple con los estándares de seguridad de la institución.

A partir de lo expuesto y resultados obtenidos, se concluye que la tecnología de seguimiento superficial es una herramienta que tiene mucho que aportar para el tratamiento de TBI. Es una tecnología que por su agilidad y precisión resulta ideal para un tratamiento que requiere la inmovilización y verificación de cuerpo completo.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Van Dyk, JM Galvin, G.P. Glasgow, E. B. Podgorsak: *"The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation"* New York: AAPM Report N°17: A report of Task Group 29 Radiation Therapy Committee Association of Physicist in Mecicine, 1986.
- [2] Wolden SL, Rabinovitch RA, Bittner NH, Galvin JM, Giap HB, Schomberg PJ, Rosenthal SA; American College of Radiology; American Society for Radiation Oncology. American College of Radiology (ACR) and American Society for Radiation Oncology (ASTRO) practice guideline for the performance of total body irradiation (TBI), 2013
- [3] Wong JYC, Filippi AR, Dabaja BS, Yahalom J, Specht L. *Total Body Irradiation: Guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG)*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2018
- [4] Quast U. *Whole body radiotherapy: A TBI-guideline*. J Med Phys. 2006
- [5] Losert, Christoph & Shpani, Roel & Kießling, Robert & Freisleder, Philipp & Li, Minglun & Walter, Franziska & Niyazi, Maximilian & Reiner, Michael & Belka, Claus & Corradini, Stefanie. (2019). *Novel rotatable tabletop for total-body irradiation using a linac-based VMAT technique*. Radiation Oncology.
- [6] Giebel, S., Miszczyk, L., Slosarek, K., Moukhtari, L., Ciceri, F., Esteve, J., ... Mohty, M. (2014). *Extreme heterogeneity of myeloablative total body irradiation techniques in clinical practice: A survey of the Acute Leukemia Working Party of the European Group for Blood and Marrow Transplantation*. Cancer, 120(17), 2760–2765. doi:10.1002/cncr.28768
- [7] Mitchell Sabloff 1,2 , Steven Tisseverasinghe 3 , Mustafa Ege Babadagli 4,* and Rajiv Samant 4. *Total Body Irradiation for Hematopoietic Stem Cell Transplantation: What Can We Agree on?*
- [8] Wong, J. Y. C., Rosenthal, J., Liu, A., Schultheiss, T., Forman, S., & Somlo, G. (2009). *Image-Guided Total-Marrow Irradiation Using Helical Tomotherapy in Patients With Multiple Myeloma and Acute Leukemia Undergoing Hematopoietic Cell Transplantation*. International Journal of Radiation Oncology*Biophysics, 73(1), 273–279. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.04.071
- [9] Chui CS, Fontenla DP, Mullokandov E, Kapulsky A, Lo YC, Lo CJ. *Total body irradiation with an arc and a gravity-oriented compensator*. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1997 Dec 1;39(5):1191-5. doi: 10.1016/s0360-3016(97)00498-7. PMID: 9392562.
- [10] Tas B, Durmus IF, Okumus A, Uzel OE, Gokce M, Goksoy HS, Ozsahin EM. *Total-body irradiation using linac-based volumetric modulated arc therapy: Its clinical accuracy, feasibility and reliability*. Radiother Oncol. 2018 Dec;129(3):527-533. doi: 10.1016/j.radonc.2018.08.005. Epub 2018 Aug 29. PMID: 30172456.
- [11] Springer A, Hammer J, Winkler E, Track C, Huppert R, Böhm A, Kasparu H, Weltermann A, Aschauer G, Petzer AL, Putz E, Altenburger A, Gruber R, Moser K, Wiesauer K, Geinitz H. *Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: Dosimetric data and first clinical experience*. Radiat Oncol. 2016 Mar 22;11:46. doi: 10.1186/s13014-016-0625-7. PMID: 27000180; PMCID: PMC4802832.