



**UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE CIENCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA**

Proyecto

Trabajo de Grado

Caracterización dosimétrica y análisis del tratamiento de radioterapia 4D para lesiones en columna, tratados en un acelerador lineal con 6MV y técnica VMAT. Utilización de la dosimetría portal para la optimización del tratamiento.

Autor: Br. Simón A. Bittara L.

Tutor Externo: Dr. Jesús E. Dávila Pérez

Tutor Académico: Dr. Juan Martin

**Mérida – Venezuela,
Febrero 2024**



**UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
FACULTAD DE CIENCIAS
DEPARTAMENTO DE FÍSICA**

Proyecto

Trabajo de Grado

Caracterización dosimétrica y análisis del tratamiento de radioterapia 4D para lesiones en columna, tratados en un acelerador lineal con 6MV y técnica VMAT. Utilización de la dosimetría portal para la optimización del tratamiento.

Trabajo Especial de Grado para Optar al Título de Licenciado en Física.

Autor: Br. Simón Bittara

Tutor Externo: Dr. Jesús Dávila

Tutor Académico: Dr. Juan Martin

**Mérida – Venezuela,
Febrero 2024**

Agradecimientos

Agradezco enormemente a mis padres por el apoyo incondicional que me brindaron durante todo el periodo que estuve como estudiante.

A mi padre a quien siempre he admirado y quien me motivo a escoger esta carrera, gracias por todas tus enseñanzas, y por guiarme durante toda mi vida.

A mi madre que nunca dejó que nada me faltara para lograr terminar la carrera, quien se preocupaba por darme todo lo necesario para mi desarrollo como profesional.

A cada uno de mis profesores los cuales recuerdo con cariño por ser quienes me formaron como profesional en el área de la física.

A el profesor Juan Martín, por acogerme como su estudiante, y por apoyarme en el desarrollo de la tesis aun en situaciones tan difíciles transcurridas como lo fue la época de la pandemia.

A el profesor Jesús Dávila por ofrecer el apoyo necesario a los estudiantes que quieren ingresar en el área de la física médica, por tener una gran dedicación a la enseñanza de esta, por ser un gran profesional a quien le tengo una profunda admiración y gracias por su tutoría en el desarrollo de mi tesis.

A el grupo GURVE quien nos abrió las puertas para el desarrollo del trabajo de investigación, quienes nos apoyaron para la culminación de la tesis.

A cada uno de mis amigos, quienes compartieron conmigo a lo largo de mi vida como estudiante, de quienes tendré buenos recuerdos por el resto de mi vida, y a quienes les deseo lo mejor en su vida.

Índice de contenido

Capítulo 1.....	8
Resumen	8
Introducción.....	10
Planteamiento del problema	11
Antecedentes.....	14
Objetivo General:	15
Objetivos Específicos:	15
Justificación del trabajo.....	16
Capítulo 2.....	18
Marco teórico.....	18
Clasificación de la radiación	18
RAYOS X.....	19
EQUIPO EMISOR DE RADIACIONES.....	23
Cañón de electrones	25
Guía aceleradora	25
Modulador de pulso	25
Magnetron.....	25
Magneto Deflector	26
Sistema de Colimación	26
Colimador Multiláminas	27
Planificación de tratamiento inversa	28
VMAT	29
Detectores semiconductores	29
Dispositivos EPID	31
Offset Correction (Dark field):	34
Imagen de Flood field.....	34
Imagen FFmedio	34
Índice gamma	42
Capítulo 3.....	43
SBRT	43

Columna vertebral	44
Vértebras cervicales	45
Vértebras torácicas	45
Vértebras lumbares	45
Sacro y cóccix	46
Inmovilización 4D	46
Límites de dosis de los órganos a riesgo	49
Conformación de la Dosis	50
Índice de homogeneidad	50
Índice de conformidad	51
Índice de conformidad de Paddick.....	52
Radiología digital	53
Tomografía de haz cónico.....	53
Capítulo 4	55
Materiales y Métodos	55
Materiales	55
Población	56
Procedimiento para la planificación de tratamiento:	57
Índice de Conformidad y Homogeneidad:.....	58
Índice de Conformidad de Paddick:.....	59
Control de calidad:.....	59
Verificación Interfracción:.....	59
Capítulo 5.....	61
Resultados y Análisis de Resultados	61
Tolerancia de los órganos a riesgo	61
Índice de conformidad y homogeneidad	64
Control de Calidad de los Planes de Tratamiento	68
Verificación Interfracción del Tratamiento del Paciente.....	70
Capítulo 6.....	73
Conclusiones	73
Recomendaciones	75
Bibliografía	76

Índice de Figuras.

Figura 1. Clasificación de la radiación. [8]	18
Figura 2. Producción de rayos X. [9]	20
Figura 3. Probabilidad de interacción con la materia. [10]	21
Figura 4. Esquema del efecto fotoeléctrico. [8]	22
Figura 5. Esquema de la dispersión de Compton. [11]	22
Figura 6. Esquema la producción de pares. [11]	23
Figura 7. Equipo Halcyon ubicado en las instalaciones del Servicio de Radioterapia La Trinidad.....	24
Figura 8. Estructura interna del equipo Halcyon. [13].....	24
Figura 9. Cañón de electrones. [12]	25
Figura 10. Sistema de cavidades del magnetrón. [12]	26
Figura 11. Magneto deflector. [14]	26
Figura 12. Sistema de colimación del Halcyon. [13].....	27
Figura 13. Colimadores multiláminas del equipo Halcyon.....	27
Figura 14. Estructura de bandas, diagrama para materiales aislantes, conductores y semiconductores. [19].....	30
Figura 15. Esquema de funcionamiento de un semiconductor centelleante. [19].....	31
Figura 16. Dispositivo de dosimetría portal.....	32
Figura 17. Esquema de los componentes del dispositivo de imágenes portal. [22]....	33
Figura 18. Estructura cristalina vs estructura amorfa. [16].....	33
Figura 19. Dark Field.....	34
Figura 20. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad en agua para haces de cobalto, 6 MV, 10MV, 15 MV, 18 MV, 20 MV. [25]	36
Figura 21. Componentes del haz y su división en beamlets. [26].....	36
Figura 22. Sistema de coordenadas en el paciente y de los beamlets. [26].....	38
Figura 23. Columna vertebral. [30].....	45
Figura 24. División de la columna vertebral. [30]	46

Figura 25. Colchón e inmovilización 4D.	47
Figura 26. Delimitación de órganos a riesgos.	48
Figura 27. Curvas de isodosis.	48
Figura 28. Histograma dosis volumen calculado mediante el sistema de planificación ECLIPSE.	49
Figura 29. Conformación de la dosis para campos conformados vs campos de IMRT [17]	51
Figura 30. Comparación de distintos índices de conformidad. [38]	52
Figura 31. Tomografía de haz cónico de un paciente previo a el tratamiento.	53
Figura 32. A) Tomografía y B) comparación entre tomografía y cone beam CT.....	54
Figura 33. Proceso de investigación con enfoque cuantitativo [41]	55
Figura 34. Representación de los arcos volumétricos en el sistema de planificación Eclipse V.16.	58
Figura 35. Dose Color Wash de una planificación de tratamiento.	61
Figura 36. Curvas de isodosis de una planificación de tratamiento.....	64
Figura 37. A) Área gamma predicha por el sistema, B) Comparación entre área gamma predicha por el sistema y medida con el sistema de dosimetría portal, c) área gamma medida con el sistema de dosimetría portal.....	68
Figura 37. Comparación de los perfiles de dosis de cada arco en los planes de tratamiento.....	70

Índice de tablas

Tabla 1. Límites de dosis de tolerancia para órganos a riesgo [35]	50
Tabla 2. Límites de tolerancia de los órganos a riesgo y dosis entregada a estos para cada plan de tratamiento elaborado.....	62
Tabla 3. Tamaño del volumen a ser tratados en cada paciente.	63
Tabla 4. Volumen tratado (TV), volumen objetivo dentro del volumen de isodosis prescrita (<i>TVPIV</i>), volumen completo de isodosis prescrita (PIV).	65
Tabla 5. Punto de dosis máxima entregada D_{max} y la dosis planificada en cada tratamiento para el paciente.	65
Tabla 6. Índices de conformidad y homogeneidad obtenidos.....	66
Tabla 7. Índice de conformidad de Paddick obtenido en cada tratamiento.	67
Tabla 8. Datos obtenidos de la evaluación gamma.....	69
Tabla 9. Datos obtenidos de la evaluación gamma de la evaluación interfacción del tratamiento.....	72

Capítulo 1

Resumen

Se realizó el análisis dosimétrico y las pruebas de control de calidad de los planes de tratamiento de radiocirugía estereotáctica extracraneal elaborados con técnica VMAT para ser entregados por el equipo Halcyon en la aplicación de tratamiento de metástasis en columna vertebral, esto utilizando la técnica de inmovilización 4D.

Fueron calculados los índices de conformidad, homogeneidad e índice de Paddick para el análisis de la dosis entregada al paciente, obteniendo valores satisfactorios cercanos a 1 lo cual indica una buena cobertura del objetivo. Para los índices de conformación, los valores obtenidos estuvieron en un rango de 0,81 y 0,94, obteniendo así una buena conformación de la dosis en el objetivo a tratar, además de cumplir con la homogeneidad de la dosis en el volumen objetivo, la cual se obtuvieron valores entre 1,05 y 1,23.

Los valores obtenidos para el índice de Paddick variaron entre 0.67 y 1.03 demostrando una buena conformación de la dosis en el objetivo, además, en el valor más bajo obtenido, correspondiente a 0.67 se debe a los límites de dosis de órgano a riesgo, los cuales imposibilitan una mayor conformación de la dosis ya que estos deben ser siempre respetados.

Se realizó el control de calidad de cada plan de tratamiento, utilizando el protocolo del índice gamma con el criterio del 2%/2mm para todos los planes de tratamiento. Así fueron evaluados para asegurar su reproducibilidad, esta verificación se realizó para cada uno de los arcos utilizados en cada plan de tratamiento, midiendo así un promedio en el área del índice gamma menor a uno del 99,9% (estos fueron los valores más bajos obtenidos), verificando así que el equipo acelerador lineal médico Halcyon posee la capacidad de recrear los planes creados en el sistema de planificación Eclipse V.16.

La verificación interfracción de las sesiones del tratamiento de cada paciente demuestran que el protocolo de inmovilización 4D es óptimo para este tipo de técnica, ya que, no hubo una mayor variación en el índice gamma, midiendo un promedio en el área del índice gamma menor a uno del 99,4% en solo una de las verificaciones, valores obtenidos mediante la comparación los mapas de fluencia medidos en cada sesión de tratamiento.

El análisis dosimétrico de cada plan de tratamiento realizado en este trabajo demuestra que un alto estándar en los controles de calidad abren la posibilidad de entregar tratamiento con la técnica de radiocirugía estereotáxica extracraneal a el paciente, permitiendo así otra opción de tratamiento a el paciente, además, se demuestra la tecnología necesaria para llevar a cabo esta técnica, ya que se requiere un sistema de adquisición de imágenes del paciente, un sistema para la verificación de planes creados y un sistema para monitorear las dosis entregadas al paciente, y el dispositivo de imágenes electrónicos portales EPID puede ser usado en todas estas aplicaciones, por esto es de vital importancia la implementación del mismo en el equipo Halcyon.

Introducción

En este trabajo se plantea el análisis dosimétrico en pacientes a ser tratados con técnicas de radiocirugía estereotáctica extracraneal con inmovilización en 4D y lesiones metastásicas en columna vertebral. Este análisis se realizó en las planificaciones de tratamiento a pacientes que serán tratados en el equipo Halcyon instalado en el Servicio de Radioterapia La Trinidad ubicado en el Centro Médico Docente La Trinidad, en Caracas.

El propósito de la radioterapia es entregar cierta cantidad de radiación de manera segura, precisa y eficiente a lesiones malignas y algunas benignas que respondan a este tratamiento.

La radioterapia con arcos volumétricos (VMAT) es una de las técnicas actualmente más usadas en la terapia de radiación debido a su mayor eficiencia en la conformación y entrega de altas dosis de radiación que las técnicas convencionales como la radioterapia conformada, permitiendo además tratamientos mucho más rápidos lo cual es de vital importancia para pacientes con sintomatología dolorosa, ya que podrían presentar movimientos involuntarios durante el tratamiento debido al dolor, sin embargo, esta técnica es de gran precisión, lo cual hace indispensable la verificación y control de calidad de los tratamientos, ya que deben ser reproducibles por la máquina a usar para garantizar la entrega del tratamiento a la zona deseada.

Los pacientes candidatos a tratamientos de radiocirugía estereotáctica extracraneal deben contar con estrictos controles de calidad en sus planes de tratamiento, esto debido a los altos gradientes de dosis entregada que hay en esta técnica, por lo cual, se debe tener el equipo necesario para la verificación de los planes de tratamiento y adquisición de imágenes de los pacientes, por esto, la aplicación de los dispositivos de dosimetría portales son de gran utilidad, ya que estos se pueden utilizar en estas aplicaciones.

Planteamiento del problema

La radioterapia externa es un tratamiento utilizado en el área de la oncología cuya finalidad es eliminar la enfermedad del paciente o mejorar la calidad de vida de este. En este tipo de terapia con radiaciones ionizantes se utilizan altas dosis de radiación enfocada a un objetivo: el volumen tumoral.

El cáncer rompe las reglas básicas del comportamiento celular mediante el cual los organismos multicelulares están regidos. Las células tumorales presentan defectos en los organelos regulatorios que controlan la proliferación celular normal y su homeóstasis. Las células cancerosas presentan dos características principales hereditarias: se reproducen sin ajustarse a las restricciones normales del crecimiento y división celular, e invaden y colonizan territorios normalmente destinados a otras células. [1]

Las metástasis óseas representan la tercera localización más frecuente, por debajo de las metástasis ubicadas en hígado y pulmón. Entre un 50% y un 85% de las personas con enfermedades oncológicas desarrollarán una metástasis ósea antes de morir. Las metástasis óseas son hasta 40 veces más frecuentes que tumores primarios óseos, además un 65% de las metástasis óseas se localizaran a nivel de la columna vertebral [2] la gran mayoría de los pacientes consultan por dolor, el cual está presente entre un 83 a 95% de estos pacientes y típicamente desarrollan síntomas neurológicos. La sintomatología se puede presentar de estas formas:

- Dolor nocturno.
- Dolor continuo y localizado en la zona de la lesión.
- Dolor progresivo en el tiempo.

El dolor generado por el crecimiento de la masa tumoral es en general manejado por analgésicos, corticoides y radioterapia. [2]

Una vez se ha diagnosticado una lesión metastásica se deberá evaluar el estado del paciente, además, aunque el paciente no presente una sintomatología clara por la

lesión, esta enfermedad progresará por lo cual es recomendable dar opciones de tratamiento a el paciente para evitar complicaciones futuras.

Cuando se administran dosis de radiación a los pacientes, la radiación debe ser dirigida a los objetivos planificados (enfermedad visible o lecho de la enfermedad) ya que ésta estará interactuando tanto con el tejido con enfermedad como con el tejido normal, los cuales tienen sus límites de tolerancia a la radiación antes de que presenten alguna complicación provocada por el mismo tratamiento radiante, ejemplos de estas complicaciones pueden ser la caída del cabello, eritemas en piel, o incluso aumentar su gravedad generando alguna fistula a nivel intestinal, lo cual pone en serio peligro la vida del paciente.

Dadas las complicaciones que pueden ocurrir en un paciente que es tratado con radioterapia, se debe contar con los equipos necesarios para el control de calidad de los tratamientos, además, al realizar técnicas de tratamiento hipofraccionadas o técnicas de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) el tratamiento se administrará en menores fraccionamientos de mayor dosis cada fracción, y como consecuencia de esto, se deberá tener un mayor control de calidad, ya que se debe garantizar la entrega de tratamiento de manera precisa a la zona objetivo.

La condición de metástasis hacia columna es muy común en pacientes con antecedentes oncológicos y estos suelen presentar una sintomatología dolorosa, por esto han aparecido técnicas novedosas como la radioterapia estereotáxica extracraneal, la cual permite realizar de forma muy precisa, la entrega de dosis, además de que esta técnica abre la posibilidad a la re-irradiación por recaída de la enfermedad, opciones que tienen poca posibilidad de ser tomadas en cuenta con técnicas convencionales como la radioterapia conformada 3D.

Los controles de calidad permiten entregar el tratamiento de forma segura al paciente, también permiten verificar las discrepancias que hubo entre la planificación del tratamiento realizada por el sistema de planificación y la posibilidad física de la máquina de replicar el tratamiento planificado.

Otro aspecto fundamental en esta técnica es el uso de inmovilizadores adecuados. Mediante los inmovilizadores 4D se garantiza una mejor inmovilización del paciente y reproducibilidad del posicionamiento del mismo, ya que este limita los movimientos fisiológicos naturales o accidentales que pueda realizar el paciente en una sesión de tratamiento, el ajuste del posicionamiento del paciente se basa en la obtención de imágenes de la anatomía del paciente, estas se adquirirán mediante el uso de la tomografía de haz cónico, la cual da una imagen del posicionamiento del paciente actual (es decir, la posición del paciente al momento de realizar la sesión de radioterapia) la cual debe coincidir con la imagen de la tomografía computarizada realizada con el protocolo de radioterapia para la planificación del tratamiento.

El uso generalizado de los dispositivos electrónicos de imágenes portales (EPID) son un excelente sistema para el control de calidad de los planes de tratamiento, además de estar en constante estudio su uso para la dosimetría en vivo de los pacientes en tratamientos de radioterapia, estos cuentan con un fácil uso (lo cual no alarga el tiempo del paciente en la máquina de tratamiento) que es muy importante porque a veces las condiciones del paciente hace que no sea tolerable por mucho tiempo su inmovilización, además un seguimiento de los mapas de fluencia generados por la radiación que traspasa el paciente y llega al detector permiten hacer el seguimiento y estudiar las diferencias interfacción de la posición del paciente en sus sesiones de tratamiento.

Es de vital importancia tener en cuenta que cuando se realiza un tratamiento, este debe cumplir con ciertos criterios que deben ser tomados en cuenta. Criterios vitales para cumplir son: cumplimiento de los límites de dosis a órganos a riesgo, control de calidad de los planes de tratamiento, verificación del posicionamiento del paciente mediante la toma de imágenes del paciente y coincidencia del posicionamiento de este con la tomografía de planificación al momento de ser tratados, índice de conformidad e índice de homogeneidad. Por lo cual, todos estos parámetros se analizarán en este trabajo.

Antecedentes

Es de interés el estudio de la irradiación en lesiones metastásicas en columna, ya que estas son de frecuente aparición en pacientes oncológicos. Estudios como *“An in vivo dose verification method for SBRT-VMAT delivery using the EPID”* habla de métodos de verificación de dosis in vivo utilizando técnicas VMAT, en este trabajo se habla de las imágenes de predicción de fluencias para los planes de tratamiento, en el cual se detalla la capacidad de que el sistema de planificación cree una predicción de los mapas de fluencia de los campos utilizados en cada plan de tratamiento, para su comparación con los mapas de fluencia medidos, lo cual es completamente necesario para la verificación de los planes de tratamiento dadas las limitaciones mecánicas y físicas del equipo a utilizar.

En estudios como *“Salvage Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) Following In-Field Failure of Initial SBRT for Spinal Metastases”* se demuestra la importancia de esta técnica, ya que hay casos en los cuales el control tumoral de la patología a la cual se le aplicó un primer tratamiento de radioterapia falla, en estos casos es de especial interés, tener estándares y controles de calidad muy rigurosos y de máxima calidad, ya que se debe asegurar que el tratamiento sea entregado al volumen objetivo correcto para no sobrepasar las tolerancias de dosis de ningún órgano a riesgo que pueda hacer aparecer alguna complicación que comprometa la calidad de vida del paciente.

También existen estudios en los cuales se analizan los controles de calidad de otras patologías, estudios como *“Gantry-angle resolved VMAT pretreatment verification using EPID image prediction”* el cual tiene un análisis profundo de controles de calidad en planes utilizados para tratar la patologías de cáncer de próstata, en el que se detalla el índice gamma tomado del control de calidad de cada plan realizado, de forma tal que sea verificada la reproducibilidad del plan dado por el acelerador lineal con el plan realizado en el sistema de planificación.

Objetivo General:

Análisis dosimétrico del tratamiento con radioterapia estereotáctica extracraneal (SBRT) en lesiones metastásicas de columna vertebral, utilizando la técnica VMAT y fotones con potenciales de aceleración de 6 MV, usando la dosimetría portal como herramienta de evaluación.

Objetivos Específicos:

1. Analizar los planes de tratamiento realizados para pacientes a ser tratados con la técnica de radiocirugía extracraneal (SBRT), verificando que cumplan todas las restricciones de dosis en órganos a riesgo y conformación de dosis al volumen tumoral.
2. Evaluar el sistema de dosimetría portal en el equipo Halcyon ubicado en el Servicio de radioterapia La Trinidad.
3. Realizar las pruebas de control de calidad según protocolo del sistema de dosimetría portal.
4. Proponer el uso del sistema en la verificación de los planes de tratamientos de pacientes a ser tratados en técnica de 4D, hipofraccionamiento y técnica de intensidad modulada de arcos volumétricos (VMAT) para el tratamiento de lesiones metastásicas en columna.
5. Analizar los datos recolectados en las verificaciones de estos pacientes y analizarlos según el protocolo del índice gamma de acuerdo con las tolerancias especificadas.

Justificación del trabajo

Las lesiones oncológicas primarias de alta incidencia como el carcinoma de mama, próstata y pulmón tienen grandes posibilidades de hacer metástasis en los huesos, por lo cual las lesiones por metástasis en columna son comunes, y estas afectan significativamente la calidad de vida de los pacientes por causar gran dolor en ellos. Estas lesiones también tienen posibilidades de causar déficits neurológicos en el paciente, esto debido a la compresión que pueden causar en la espina dorsal. [3]

La radioterapia externa conformada convencional muestra que el paciente mejora la sintomatología, o incluso podrá sentirse libre de dolor con una probabilidad entre el 40-50% de los casos a un año de realizado el tratamiento [4] sin embargo, con la técnica SBRT tiene una probabilidad de que el paciente se disminuya la sintomatología ubicada en un rango entre el 85-95% de los casos y una probabilidad efectiva del control del tumor, ubicada entre un 80-90% [5]

La técnica SBRT requiere de una gran precisión, ya que esta se basa en entregar altas dosis de radiación en pocas sesiones de tratamiento, con una conformación elevada de la dosis entregada en la zona a tratar del paciente, con lo cual es de vital importancia llevar adelante un protocolo para el control de calidad en los tratamientos basados en SBRT, el cual podemos lograr mediante técnicas de dosimetría con el uso del EPID.

Los dispositivos electrónicos de imágenes portales (EPID) han sido las herramientas preferidas para la verificación del posicionamiento del paciente para radioterapia en las últimas décadas. Dado que las imágenes EPID contienen información sobre la dosis. Muchos grupos han investigado su uso para medir la dosis en el área de la radioterapia. Con la introducción de los EPID de silicio amorfo, nuevas aplicaciones han surgido en estos dispositivos, como realizar el control de calidad de los planes de tratamiento realizados, el interés en la dosimetría en los EPID se ha acelerado debido a características favorables como la rápida adquisición de imágenes, alta resolución, formato digital y potencial para mediciones in vivo y verificación de dosis. [6]. Por lo cual el uso de los dispositivos EPID en el Servicio de Radioterapia La Trinidad es frecuente, ya que es de gran utilidad en distintas etapas del tratamiento del paciente.

Las técnicas de inmovilización 4D limitan movimientos fisiológicos naturales del paciente, además de que estos inmovilizadores garantizan la reproducibilidad del posicionamiento, para la entrega del tratamiento, de igual manera se estudiará el cambio interfracción entre los pacientes como control de posicionamiento de este, ya que su reproducibilidad garantiza una buena entrega de tratamiento. [7]

www.bdigital.ula.ve

Capítulo 2

Marco teórico

Desde su descubrimiento en 1895 realizado por Roentgen, la radiación ionizante ha sido objeto de estudio para conocer su utilidad y aplicación en el campo de la medicina, por ello es importante llevar a cabo un análisis profundo de que es la radiación ionizante, ¿cómo se clasifica?, su uso en el área de la medicina, ¿cómo es generada?, y la dosimetría aplicada para su medición, por ende, veremos todo lo asociado con las radiaciones ionizante en este capítulo.

Clasificación de la radiación

La radiación es clasificada en dos categorías, ionizante y no ionizante, como se muestra en la figura 1. La radiación ionizante recibe su nombre por su capacidad de poder ionizar la materia [8]. La energía de ionización (IE), o como también es conocido el potencial de ionización, es definido como la energía mínima requerida para ionizar un átomo cuya magnitud en el sistema internacional de unidades viene dada en unidades de eV, y el rango de energía a el cual es posible la ionización tiene un valor cercano a 4eV, un ejemplo es el silicio que tiene un potencial de ionización de 3.62 eV [8]

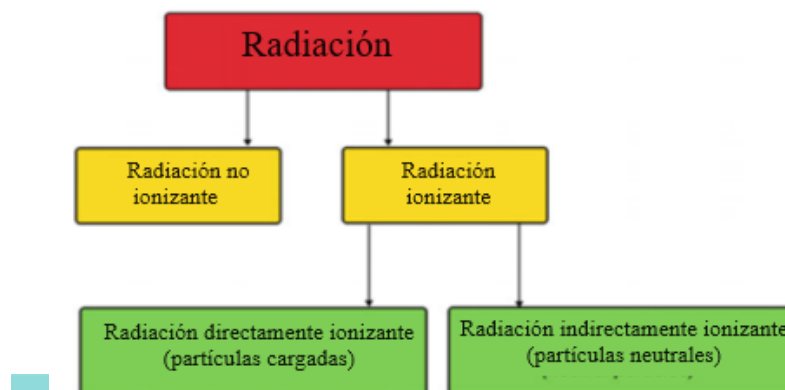


Figura 1. Clasificación de la radiación. [8]

De acuerdo con los modos de interacción, la radiación ionizante se puede clasificar en radiación directamente ionizante o indirectamente ionizante, las dos clasificaciones son: [8]

- 1- Radiación directamente ionizante: comprende radiación de partículas cargadas (electrones, protones, partículas Alpha, iones pesados ej. C-14) las cuales depositan su energía en el material con el que interactúa a través de interacciones de Coulomb.
- 2- Radiación indirectamente ionizante: este tipo de radiación comprende las partículas con carga neutral (fotones de rayos x o gamma, neutrones) los cuales depositan su energía a través de dos pasos: en el primer paso se libera una partícula cargada en el medio absorbente (los fotones liberan electrones o pares electrón/positrón) y en el segundo paso, las partículas cargadas liberadas depositan energía en el medio absorbente a través de interacciones directas de Coulomb con los electrones orbitales de los átomos del medio absorbente. [8]

El uso de la radiación ionizante en el área de la medicina se remota a 1895 con el descubrimiento de los rayos X hecho por Wilhelm Röntgen y el descubrimiento de la radioactividad natural hecho por Henri Becquerel en 1896, el papel que esta desempeña, va desde el uso de la radiación ionizante para la obtención de imágenes médicas usadas para el diagnóstico y tratamientos contra el cáncer realizados en radioterapia. [8]

RAYOS X

Los rayos X son un tipo de radiación indirectamente ionizante, es decir, tiene la energía suficiente como para expulsar o promover un electrón de las orbitas del átomo con el que interactúa. Una característica de este tipo de radiación es que estos son altamente penetrantes en el cuerpo del paciente, lo cual es aprovechado para tratar lesiones que estén profundas en el cuerpo humano. [8]

Existen dos tipos de rayos X, los cuales se caracterizan por la forma en la cual son producidos, estas dos formas son:

1) Los rayos X característicos, los cuales se producen mediante transiciones electrónicas en los átomos provocadas por vacantes en las capas electrónicas internas del átomo absorbente.

2) Los rayos X de Bremsstrahlung se producen mediante interacciones inelásticas de Coulomb entre una partícula ligera que está cargada de energía y el núcleo del átomo absorbente, en esta interacción una partícula cargada con alta energía cinética es desacelerada por el campo eléctrico de un núcleo de un átomo y la energía restante se produce en forma de energía electromagnética como se muestra en la figura 2. [8]

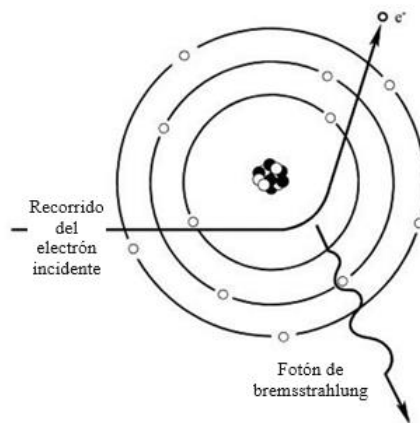


Figura 2. Producción de rayos X. [9]

La penetración de un haz de radiación indirectamente ionizante en un medio puede dar lugar a un conjunto de interacciones de los fotones con el medio, esto es llamado como la interacción de la radiación con la materia, y se pueden separar según con quien interactúa la radiación ionizante, es decir, si lo hacen con el núcleo atómico o con los electrones orbitales del medio absorbente y la energía que tienen los fotones al interactuar con él medio. [8]

1) Las interacciones con el núcleo pueden darse de dos formas, interacción directa del fotón con el núcleo lo cual produce una fotodesintegración o una

interacción con el campo eléctrico del núcleo, lo cual puede generar una producción de pares (electrón positrón)

- 2) Las interacciones con los orbitales atómicos pueden causar la promoción o eyección de un electrón débilmente unido al átomo (efecto Compton) o de un electrón fuertemente unido (efecto fotoeléctrico). [8]

El tipo de interacción más probable depende de dos parámetros, la energía del haz que interactúa con la materia, y el número atómico Z del material absorbente. Los tres efectos predominantes en haces con un potencial de aceleración de 6 MV son el efecto fotoeléctrico, Compton y la producción de pares. La figura 3. muestra las regiones donde predomina cada interacción. [10]

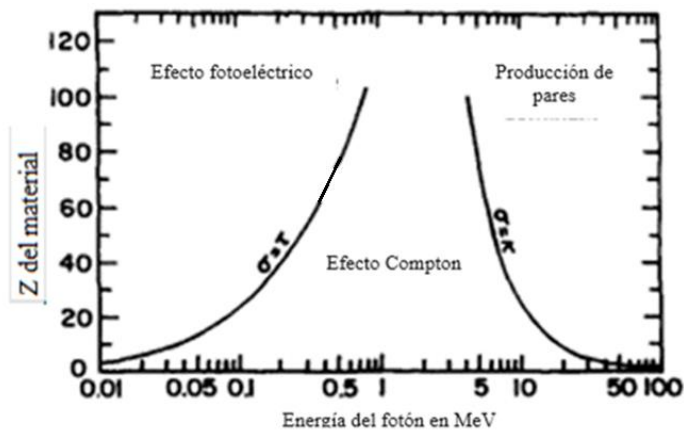


Figura 3. Probabilidad de interacción con la materia. [10]

Efecto Fotoeléctrico: La interacción entre un fotón y un electrón orbital estrechamente unido de un átomo del medio absorbente se llama efecto fotoeléctrico. En esta interacción el fotón es absorbido completamente y el electrón orbital es expulsado con una energía cinética E_K . El electrón orbital expulsado es conocido como fotoelectrón. La interacción fotoeléctrica entre un fotón de energía $h\nu$ y un electrón atómico de capa K se muestra esquemáticamente en la figura 4. Y la energía cinética del fotón electrón viene dada por: [Ervin B. Podgoršak Radiation Physics for Medical Physicists]

$$E_K = h\nu - E_B \quad (1)$$

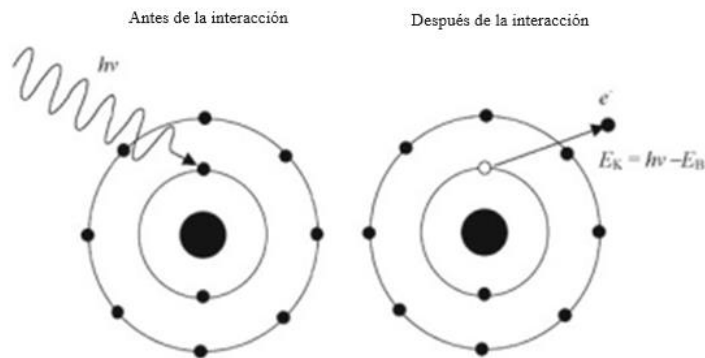


Figura 4. Esquema del efecto fotoeléctrico. [8]

Dispersión de Compton: El proceso de dispersión de un fotón de alta energía con un electrón débilmente ligado del medio absorbente es llamado el efecto Compton, en este se produce una dispersión del fotón incidente como se muestra en la figura 5. en el cual el fotón cede parte de su energía y cambia su dirección a la vez que expulsa el electrón del orbital. La dispersión del fotón produce un cambio en la longitud de onda del fotón incidente y esta viene dada por:

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \frac{h}{mc}(1 - \cos \theta) \quad (2)$$

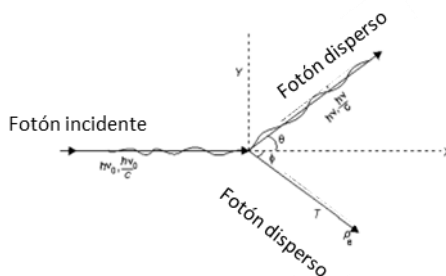


Figura 5. Esquema de la dispersión de Compton. [11]

El efecto Compton es de vital importancia, ya que los potenciales de aceleración típicos usados en la radioterapia son del orden de 6 MV o 18 MV y el z efectivo del tejido humano da como resultado que el efecto predominante de los haces de radiación en los pacientes sea el efecto Compton. [11]

Producción de Pares: Cuando las energías de los fotones incidentes son superiores a $2m_e c^2$ (1,02 MeV), el proceso de producción de pares se vuelve cada vez más importante. En este proceso el fotón es completamente absorbido y se produce un electrón - positrón, siendo la energía total igual a $h\nu$ y esta viene dada por:

$$h\nu = T^- + m_e c^2 + T^+ + m_e c^2 \quad (3)$$

donde T^- y T^+ son la energía cinética del electrón y del positrón, respectivamente, y $m_e c^2$ (0,511 MeV) es la energía en reposo del electrón y del positrón, la figura 6. muestra un esquema de cómo se crea la producción de pares. [11]

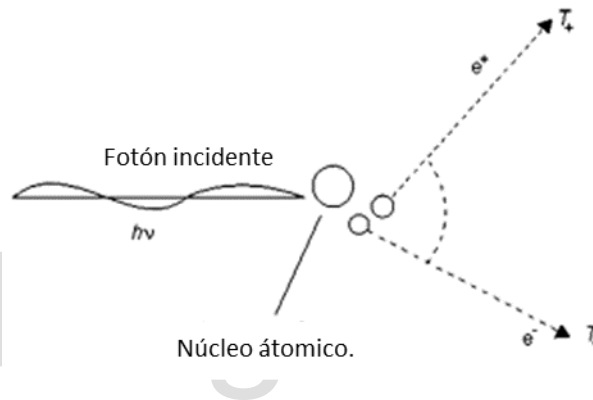


Figura 6. Esquema la producción de pares. [11]

Una forma de crear los rayos X usados en medicina para tratamientos de radioterapia es mediante el uso de los aceleradores lineales clínicos, a continuación, veremos detalladamente el funcionamiento de estos.

EQUIPO EMISOR DE RADIACIONES

Un acelerador lineal clínico (LINAC) usado en medicina (véase la figura 7.) es un equipo con la capacidad de acelerar electrones a altas velocidades, estos se dirigen y colisionan en un blanco, los electrones acelerados interactuarán con los átomos del blanco mediante mecanismos dados por las fuerzas coulombianas, en estas interacciones los electrones sufrirán una desaceleración fuerte que emitirá radiación

en forma de rayos X. Este tipo de radiación ionizante es creada con la intención de aprovechar sus beneficios en áreas como la medicina. [12]



Figura 7. Equipo Halcyon ubicado en las instalaciones del Servicio de Radioterapia La Trinidad.

Este dispositivo cuenta de una estructura general para su funcionamiento como se muestra en la figura 8.

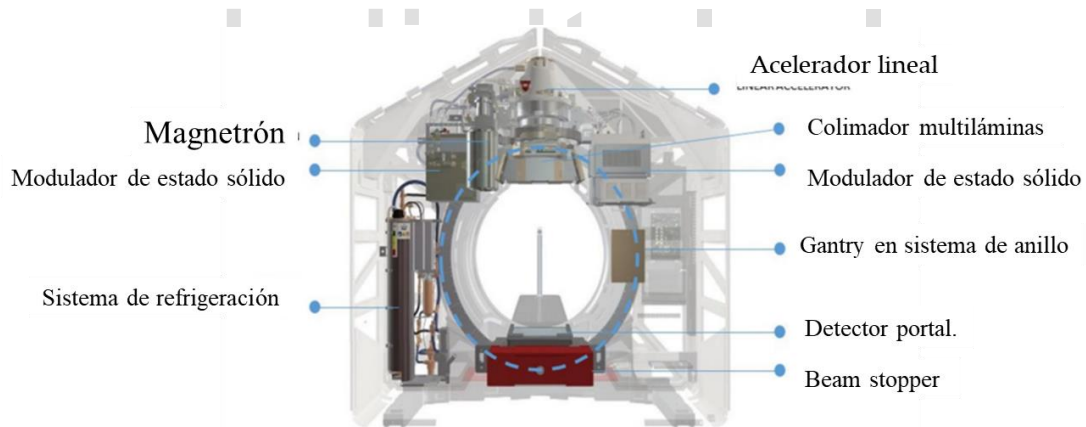


Figura 8. Estructura interna del equipo Halcyon. [13]

El diseño de este equipo tiene una forma geométrica denominada tipo tomógrafo, sin embargo, sus componentes físicas tienen la función de crear la radiación utilizada para el tratamiento, tiene pequeñas variaciones de los modelos clásicos a nivel de los colimadores multiláminas y añadiendo un componente llamado beam stopper, funciona como un primer blindaje de la radiación emitida por el equipo.

A continuación, haremos una descripción detallada de cada uno de los componentes que forman parte del equipo Halcyon:

- **Cañón de electrones:** La generación de los electrones que serán enviados a la guía aceleradora está dada por el cañón de electrones, en este se presenta un efecto conocido como el efecto termoiónico, el cual describe que mediante el calentamiento de un filamento este emitirá electrones y al aplicar una diferencia de potencial los electrones emitidos del filamento logran obtener la energía cinética necesaria para no devolverse al filamento como se muestra en la figura 9. [12]

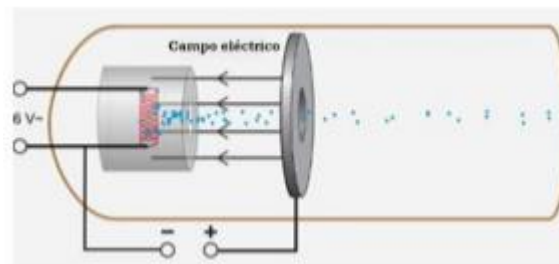


Figura 9. Cañón de electrones. [12]

- **Guía aceleradora:** es una estructura donde los electrones generados del cañón de electrones viajan a través de cavidades a las cuales llegan ondas de radiofrecuencia generadas por el klystron que aceleraran a los electrones hasta las energías requeridas para el tratamiento. [12]

- **Modulador de pulso:** el modulador de pulsos proporciona señales de alto voltaje tanto al klystron como al cañón de electrones que permitirán el funcionamiento de estos componentes. [12]

- **Magnetron:** es un generador de ondas de radio frecuencia, las cuales serán usadas para acelerar los electrones en la guía aceleradora. Este usa un sistema de cavidades resonantes donde las ondas de radiofrecuencia son generadas a partir de estas cavidades que entran en resonancia con electrones producidos por el efecto termoiónico, los cuales son acelerados mediante un campo eléctrico. [12]

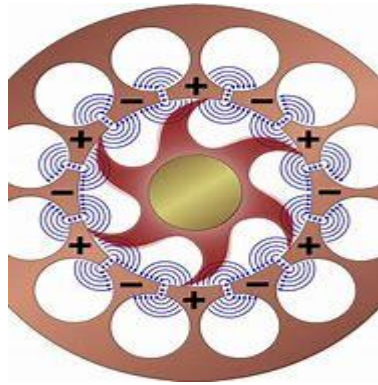


Figura 10. Sistema de cavidades del magnetron. [12]

- **Magneto Deflector:** El magneto deflector tiene como función el discriminar electrones que no posean la energía deseada para el tratamiento, lo logra mediante la deflexión por campos magnéticos, gracias a que solo logran atravesar y llegar al blanco de tungsteno aquellos electrones que poseen la energía correcta, ya que todos los demás serán desviados de la ruta hacia el blanco. El magneto deflector se muestra en la figura 11.

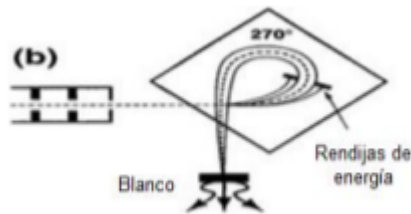


Figura 11. Magneto deflector. [14]

- **Sistema de Colimación:** El sistema de colimación se encarga de delimitar el área del campo de radiación y de conformar este para los campos de tratamientos que se planifican para tratar al paciente. Este sistema de colimación está constituido por tres mecanismos los cuales se llaman colimador primario, secundario y colimadores multiláminas (MLC), como se puede observar en la figura 12. [12], en el Halcyon, el sistema de colimación secundario es fijo, este puede limitar el tamaño de campo

máximo a 28 cm x 28 cm en el isocentro del equipo, el cual está a 100 cm del Gantry. [13].

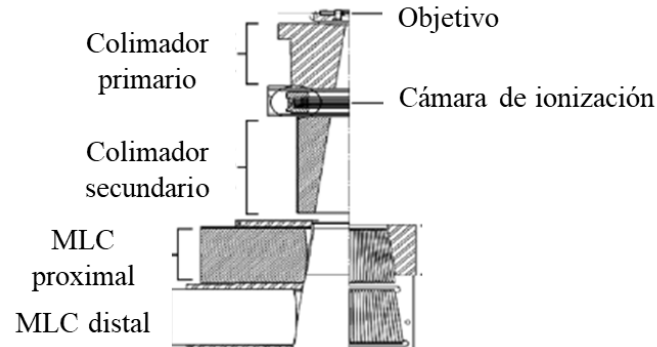


Figura 12. Sistema de colimación del Halcyon. [13]

- **Colimador Multiláminas:** En el equipo Halcyon, los colimadores multiláminas consisten en dos conjuntos de bancos de láminas, uno proximal que consta de 29 pares de láminas y otro conjunto distal de 28 pares de láminas, como se ve en la figura 13. Estas láminas están construidas de aleaciones de tungsteno, las cuales se mueven longitudinalmente de manera independiente. Gracias a este dispositivo se logran conformaciones de dosis únicas que solo con los colimadores secundarios no son posibles de recrear, pueden conformar campos regulares e irregulares de una manera rápida y satisfactoria, así como también lograr la modulación de la intensidad del haz. Este dispositivo forma la base fundamental para los tratamientos con intensidad modulada como se verá en las técnicas de tratamiento. [13]



Figura 13. Colimadores multiláminas del equipo Halcyon.

Los dispositivos con colimadores multiláminas han abierto la posibilidad de variar los campos de tratamiento mientras el haz es disparado, lo cual abre el paso a técnicas avanzadas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) las cuales detallaremos a continuación.

Planificación de tratamiento inversa

Las técnicas de planificación de tratamiento inversas consisten en que un tratamiento será generado por los algoritmos de planificación a partir de la definición de un conjunto de objetivos y limitaciones, los objetivos son el lograr la entrega de la dosis prescrita a la zona a tratar y las limitaciones vienen dadas por la menor entrega posible de dosis a los órganos sanos. La forma de la resolución del problema es posible mediante algoritmos iterativos que optimizan la entrega de la dosis al paciente según el objetivo y las limitaciones. [15]

El concepto de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se basa en la entrega de tratamiento mediante haces que poseen fluencias de radiación no uniforme. [16] Este tipo de tratamiento nace de los algoritmos de planificación inversa los cuales optimizan la fluencia de radiación proveniente de una dirección. La modulación de la fluencia de radiación se logra a través de la variación de los campos de tratamiento que se hace mediante los colimadores multiláminas y la variación en la tasa de dosis que entrega el equipo [17]

Hay varias maneras de entregar técnicas de IMRT, entre ellas esta, el entregar la dosis con posicionamientos de Gantry fijo, es decir, el Gantry del LINAC estará en una posición fija mientras entrega el tratamiento con un movimiento continuo de los MLC y parará su disparo mientras adquiere una nueva posición desde la cual volverá a disparar el haz de radiación. [17]

VMAT

La terapia de arco volumétrico modulado (VMAT) es una nueva técnica de radiación que puede lograr distribuciones de dosis altamente conformadas con una mejor cobertura del volumen objetivo y preservación de los tejidos normales en comparación con las técnicas de radioterapia convencionales.

El concepto básico del VMAT es la administración de radiación a partir de una rotación continua de la fuente de radiación en conjunto con la modulación del haz de radiación dado por el movimiento de los MLC y permite tratar al paciente desde angulaciones completas de 360°. La técnica VMAT es esencialmente una forma alternativa de IMRT. En esta técnica, cada haz de radiación es modulado por los colimadores multiláminas (MLC) en movimiento continuo. [18]

Estas fluencias de radiación deben ser medidas para corroborar su funcionamiento, y entre las opciones que tenemos para la medición de campos de tratamiento tenemos los dispositivos de dosimetría portal, los cuales tienen un funcionamiento basado en los detectores semiconductores.

Detectores semiconductores

Un punto de vista general de los semiconductores es que son básicamente sólidos cristalinos en los cuales los átomos se mantienen unidos por enlaces covalentes. Se denominan semiconductores porque sus propiedades de conducción eléctrica se encuentran en un punto medio entre las propiedades de los materiales aislantes y las propiedades de los materiales conductores. [19]

Un esquema de los detectores semiconductores se muestra en la figura 14. donde se ve la estructura de bandas de los materiales conductores, aislantes y semiconductores. Estas propiedades se describen mediante la banda de valencia y la banda de conducción, además hay una brecha de energía prohibida en la cual no pueden estar los electrones la cual separa estas bandas, la brecha prohibida es llamada GAP, en los materiales conductores estas bandas se solapan, mientras que en los materiales

aislantes la energía que separa ambas bandas tiene un valor alto, por lo cual es difícil la promoción de un electrón de la banda de valencia a la banda de conducción. En los materiales aislantes los electrones en la banda de valencia están estrechamente unidos a los átomos y necesitan una energía igual o mayor que la banda prohibida para ser promovidos a la banda de conducción. Los electrones en la banda de conducción, por otro lado, están ligados muy débilmente y son casi libres de moverse. Estos electrones en la banda de conducción son los que participan en el proceso de conducción eléctrica. [19]

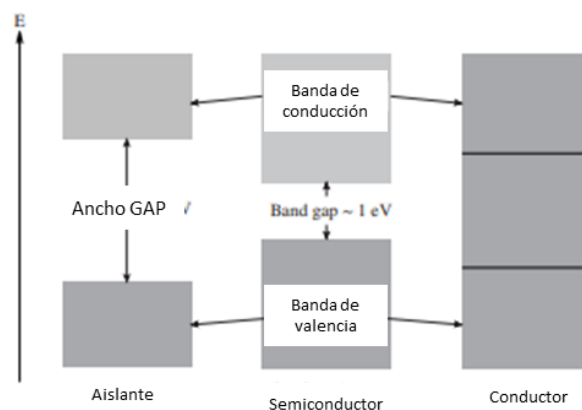


Figura 14. Estructura de bandas, diagrama para materiales aislantes, conductores y semiconductores. [19]

Los dispositivos dosimétricos portales basan su funcionamiento en detectores de centelleo, donde los detectores de centelleo son aquellos en los cuales el paso de la radiación ionizante a través del material produce una emisión de un fotón con longitud de onda asociada al espectro visible. Como se ve en la figura 15, la radiación incidente en el material centellador promueve los electrones desde la capa de valencia hasta la capa conductora del material, y estos eventualmente caerán a un nivel más bajo de energía el cual si corresponde a un centro luminiscente (los cuales están dados por el dopaje del material) el electrón al caer producirá una luz centelladora, y los niveles llamados trampas, serán niveles energéticos donde los electrones tienen una probabilidad de caer que no son los niveles energético luminiscentes, estos se asocian a impurezas del material. [19]

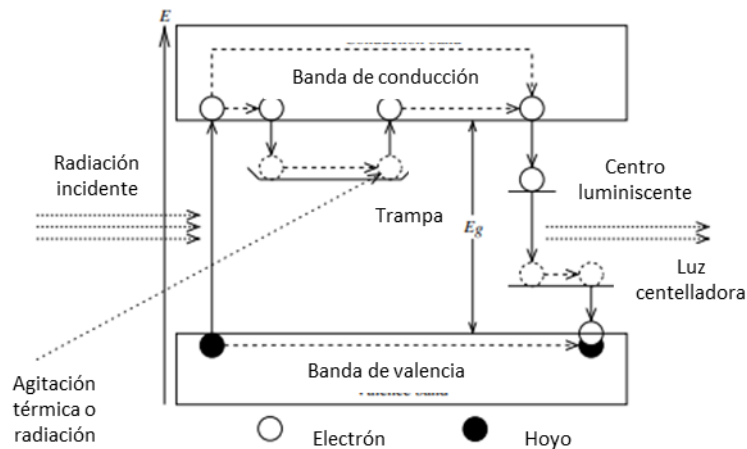


Figura 15. Esquema de funcionamiento de un semiconductor centelleante. [19]

Dispositivos EPID

Los dispositivos electrónicos de imágenes portales (EPID) o dispositivos dosimétricos portales mostrados en la figura 16. comprenden tres componentes principales. La primera es la unidad de detección de imágenes que consta de un material centellador de fósforo que convierte los rayos X entrantes en fotones visibles que son detectados por una serie de fotodiodos implantados en el panel de silicio amorfo. Los fotodiodos convierten la luz entrante en carga, y la carga integrada se transfiere a la electrónica de lectura para que se cuente como una señal de un píxel proporcional a la intensidad de la radiación entrante. El segundo componente es el software de adquisición de imágenes (IAS), que es esencialmente un procesador de señales digitales que proporciona capacidades de promedio de fotogramas y almacenamiento en búfer de imágenes. Controla y lee el detector de imágenes y realiza correcciones de imágenes. El tercer componente es el software de control por computadora que mantiene las interfaces y controla la comunicación entre los dos primeros componentes. La imagen dada por el EPID es el promedio de cuadros adquiridos en el modo integrado [20]

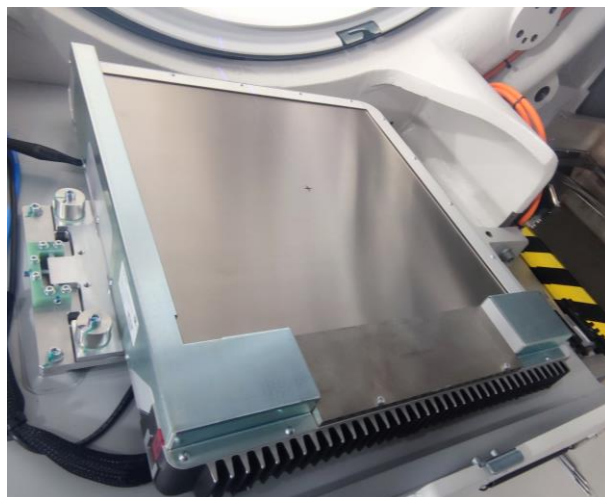


Figura 16. Dispositivo de dosimetría portal.

El silicio es un elemento químico metaloide de número atómico 14, situado en el grupo 14 de la tabla periódica de los elementos en la tabla periódica, de símbolo Si. Se presenta en forma amorfa y cristalizada. [21]. Los paneles de silicio amorfo utilizados en los dispositivos portales, utilizan como detector una lámina fluorescente, de yoduro de cesio (CsI), dopado con sales de tierras raras o de otro material equivalente. Este tipo de materiales, bien conocidos por su empleo en intensificadores de imagen, en pantallas de refuerzo y en otras aplicaciones, emiten luz con gran eficiencia al absorber radiación de rayos X. [22]

Por detrás del detector en sí se coloca una capa de silicio amorfo fotoconductor como se muestra en la figura 17. cuya misión es transformar la luz producida en la lámina fluorescente en cargas eléctricas. [22]

El EPID de silicio amorfo consta de una placa de cobre, una pantalla de fósforo de gadolinio y un sensor de luz de pantalla plana acoplado a un sistema electrónico de lectura. Estos dispositivos tienen pasos de píxel de menos de 1 mm. Cada píxel del sensor de luz de panel plano consta de un fotodiodo, que detecta la luz emitida por la pantalla de fósforo. [22]

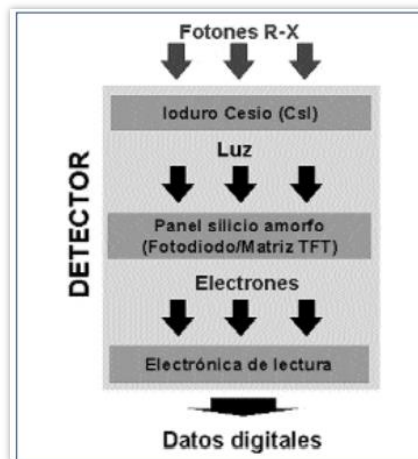


Figura 17. Esquema de los componentes del dispositivo de imágenes portal. [22]

El silicio amorfo (**a-Si**) es una forma no cristalina del silicio como podemos ver en la figura 18. El silicio amorfo es también un fotoconductor que puede capturar fotones y generar electrones. Este sistema cuenta con una baja capacidad de absorber fotones de alta energía, tales como los de los rayos X, pero si puede hacerlo y convertir con alta eficiencia los fotones de la luz visible, por lo que puede utilizarse con materiales centelleadores para dar lugar a un método indirecto que transforma los fotones de los rayos X en luz visible y luego mediante un arreglo electrónico convertir esta en una señal eléctrica. [16]

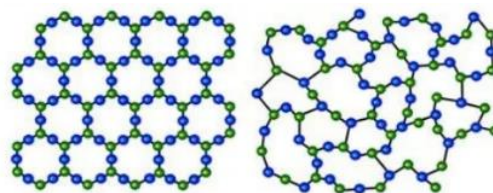


Figura 18. Estructura cristalina vs estructura amorfa. [16]

Los paneles de silicio amorfo se caracterizan por captar más radiación difusa que los cristalinos convencionales. El silicio amorfo se emplea pensando en condiciones de luz variable, indirecta o difusa y no polarizada ya que, a diferencia del silicio en forma cristalina, este no se ve limitado por la dirección de la luz incidente para recolectar la información de esta. [16]

Estos dispositivos tienen una respuesta asociada tanto a la electrónica que poseen, como a la fluencia de radiación que está atravesando el dispositivo, por eso se debe estudiar la respuesta del dispositivo portal haciendo un estudio de los siguientes parámetros:

- **Offset Correction (Dark field):** Es una imagen de donde se evalúa la ganancia de cada detector debido a la diferencia de potencial que se le aplica a los mismos, es decir se evalúa la medición de los mismo sin presencia de radiación. [23]

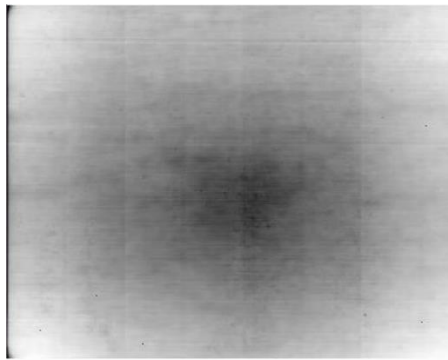


Figura 19. Dark Field.

- **Imagen de Flood field:** Su contenido representa la homogeneidad del campo, las sensibilidades de los detectores individuales y las ganancias del electrómetro. La sensibilidad de cada píxel se determina periódicamente adquiriendo una imagen con radiación para un amplio campo abierto. [23]

- **Imagen FF_{medio} :** La imagen FF_{medio} es el valor medio de la imagen del flood field, la cual se ve diferente para diferentes conjuntos de parámetros de tiempo de adquisición. [23]

La imagen final corregida por el dispositivo portal vendrá dada por:

$$Imagen\ corregida = \left[\frac{imagen\ obtenida - dark\ field}{Flood\ field} \right] * FF_{medio} \quad (4)$$

Así obtendremos una imagen corregida para el posterior control de calidad del plan de tratamiento, el cual es entendido como la idoneidad clínica de la distribución de la

dosis administrada que se puede esperar de manera realista de un plan de tratamiento.[23]

La calidad del plan se evalúa comúnmente evaluando la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación del tratamiento (TPS). [24]

La dosis D que es definida como la energía absorbida por unidad de masa del medio absorbente, en el sistema internacional de unidades se usa el gray (Gy)[10] el cual tiene las unidades de:

$$[Gy] = \frac{[Joule]}{[Kg]}$$

Es importante tener en cuenta como son los porcentajes de dosis en profundidad de los fotones ya que estos son los cocientes entre la dosis absorbida a una profundidad D del paciente respecto a la profundidad en la cual está el punto de máxima absorción de dosis, este punto está a una profundidad de referencia, la cual, en un equipo sin filtro aplanador, y que utilice un potencial de aceleración de 6 MV se encuentra a 1,2 cm de profundidad en el agua, y tiene una curva característica como se muestra en la figura 20. La cantidad de dosis que entrega es variable respecto a la profundidad a la cual se encuentra el haz de radiación, y el porcentaje de dosis en profundidad viene dado por: [25]

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_m}} * 100 \quad (7)$$

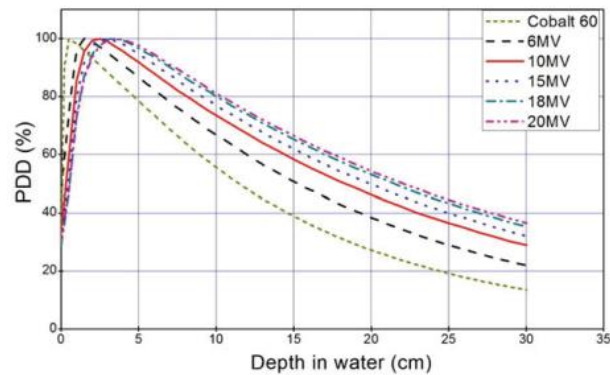


Figura 20. Curvas de porcentaje de dosis en profundidad en agua para haces de cobalto, 6 MV, 10MV, 15 MV, 18 MV, 20 MV. [25]

Para el cálculo de la dosis en cada punto del paciente se utilizará el algoritmo analítico anisotrópico (AAA) el cual utiliza un modelo de cálculo que toma en cuenta los siguientes componentes: fluencia de fotones primarios (fuente primaria), energía de fotones de fuentes extra-focales y la contaminación de electrones. El ancho del haz se estudia de forma dividida en tamaños finitos llamados beamlets β y estos son divididos según los componentes pertenecientes a los electrones y fotones por separado. [26]

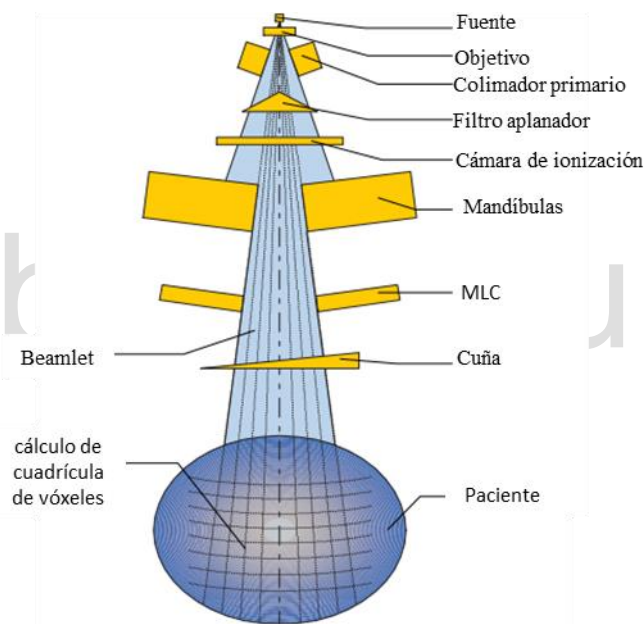


Figura 21. Componentes del haz y su división en beamlets. [26]

Este algoritmo consta de tres componentes principales para el cálculo de la dosis en cualquier punto del sistema, los cuales son atribuidos a:

- **Fuente primaria:** La fuente primaria es la fuente puntual ubicada en el plano del objetivo. Modela los fotones creados por bremsstrahlung en el objetivo y separa tomando en cuenta solo a aquellos que no interactúan en el cabezal de la unidad de tratamiento. El endurecimiento del haz en el filtro aplanador se modela atenuando el

espectro inicial mediante una cantidad que varía radialmente del material del filtro aplanador.

- **Fuente extrafocal:** Modela los fotones que resultan principalmente de la dispersión en el filtro aplanador y los colimadores primarios. La radiación de la fuente extrafocal diverge más que la radiación primaria; por tanto, el efecto es más perceptible fuera del haz de radiación primaria. [26]

- **Contaminación de electrones:** La contaminación electrónica define los valores que se agregarán a los resultados no normalizados del cálculo de la dosis de AAA en el eje central del campo. La contaminación electrónica se modela con una curva dependiente de la profundidad que describe la cantidad total de dosis de contaminación electrónica a una determinada profundidad. [26]

El algoritmo AAA obtiene los núcleos de dispersión K necesarios para el cálculo de la dosis del espectro de energía, que se determinan durante el proceso de configuración. El espectro de fotones inicial se determina a partir de simulaciones de Monte Carlo del espectro de bremsstrahlung de los electrones que inciden sobre el objetivo. [26]

Los parámetros físicos fundamentales también incluyen los núcleos de dispersión de fotones y electrones y su dependencia de la profundidad en un medio equivalente al agua. Estos núcleos de dispersión describen los efectos de dispersión para diferentes calidades de haz.

La figura 22. muestra las definiciones geométricas de las coordenadas referidas a un solo haz β en el plano X-Z, con el eje Y apuntando hacia afuera del papel. Las coordenadas se definen en dos sistemas de coordenadas, sistemas de coordenadas del paciente y del haz. Las coordenadas del punto de cálculo (P) en la figura están en el sistema de coordenadas del paciente y (x,y,z) en el sistema de coordenadas del haz.

La coordenada de profundidad z se mide desde el punto de intersección de la línea central y la piel en el sistema de coordenadas del haz. [26]

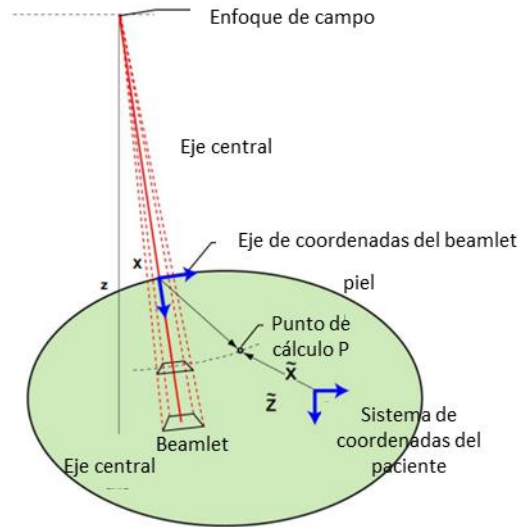


Figura 22. Sistema de coordenadas en el paciente y de los beamlets. [26]

El cálculo de la dosis se basa en las convoluciones sobre las secciones transversales del haz por separado para los fotones primarios, los fotones extrafocales (segunda fuente), los electrones que contaminan el haz primario. La dosis se convoluciona utilizando los parámetros físicos básicos definidos para cada haz β . [26]

La dosis en un punto de cálculo arbitrario en el paciente se obtiene sumando las contribuciones de dosis de todos los haces β individuales del haz ancho en la superposición global final.

La atenuación del haz de fotones se modela con una función de densidad de deposición de energía $I\beta(z,\rho)$. La dispersión de fotones se modela con un núcleo de dispersión $K\beta(x,y,z,\rho)$ que define la dispersión de energía lateral. Ambas funciones I y K se definen individualmente para cada haz β . Los fotones primarios y extrafocales se calculan de la misma forma, a excepción de su composición espectral y la posición y tamaño del punto focal. [26]

La energía se convierte en dosis utilizando la aproximación del agua a escala.

La distribución de dosis resultante de un haz arbitrario β debido a fotones en una vecindad homogénea suficientemente grande se calcula mediante la siguiente convolución:

$$E_{ph,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint K_{\beta}(u - x, v - y, z; \rho) dudv \quad (8)$$

La función de densidad de deposición de energía $I_{\beta}(z, \rho)$ explica la heterogeneidad del tejido empleando el concepto de escalamiento radiológico. Esto se realiza estableciendo:

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') * \frac{\rho(x,y,z)}{\rho_{agua}} \quad (9)$$

donde la profundidad radiológica z' se define como:

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(x,y,z)}{\rho_{agua}} dt \quad (10)$$

donde ρ es la densidad de electrones.

El núcleo de dispersión de fotones $K_{\beta}(x, y, z)$ se compone de la suma ponderada de seis exponenciales

funciones como se muestra en la siguiente ecuación:

$$K_{\beta}(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r} \quad (11)$$

Dónde $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ y con:

μ_k la constante de atenuación dada por el núcleo.

c_k define el peso de cada núcleo. [26]

También existe el escalado de densidad de los haces individuales, esto se realiza escalando la energía en cada ubicación mediante la densidad promedio entre el punto de cálculo y el origen del haz.

La distribución de la energía absorbida en una ubicación $K_\beta(x, y, z)$ en presencia de heterogeneidad se calcula entonces como:

$$K_\beta(x, y, z) = \frac{\rho_{agua}}{\rho(x, y, z)} \sum_{k=0}^5 c_k(z) \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z)r_d(x, y, \rho)} \quad (13)$$

Con $r_d(x, y, z)$ la distancia radiológica desde el núcleo de dispersión en un punto del origen (0,0,z) a el punto (x,y,z).

$$r_d(x, y, \rho) = \int_0^z \frac{\rho(x, y, z)}{\rho_{agua}} dt \quad (14)$$

La corrección de los núcleos de dispersión de los fotones por heterogeneidad del medio en presencia de heterogeneidades, el núcleo de convolución se escala según la densidad local de la siguiente manera:

$$K_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{agua}} \sum_{i=1}^2 c_i \mu_i e^{-\mu_i(z')} \quad (15)$$

donde $\rho(z)$ es la densidad local y z' la distancia radiológica desde el origen del núcleo. [26]

Contaminación electrónica: La distribución de dosis resultante de un haz arbitrario β debido a los electrones contaminantes se calcula mediante la siguiente convolución:

$$E_{cont, \beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{cont, \beta} \times I_{cont, \beta}(z) \times \iint K_{cont, \beta}(u - x, v - y, z, \rho) dudv \quad (16)$$

En la convolución, el punto de cálculo está representado por (x,y,z) en el sistema de coordenadas del haz. La fluencia de electrones Φ

Se supone que $\Phi_{cont,\beta}$ y la densidad de deposición de energía $I_{cont,\beta}(z)$ son uniformes en toda la sección transversal del haz β . En presencia de heterogeneidades, la función de deposición de energía se escala de manera similar a la función $I\beta$ para fotones.

El núcleo de dispersión de los electrones contaminantes se modela de forma convencional mediante una función de distribución gaussiana:

$$K_{cont,\beta}(x, y, z) = \frac{1}{2\pi\sigma_E^2} e^{\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_E^2}\right]} \quad (17)$$

donde el factor σ_E^2 es una constante derivada de los datos medidos.

La fluencia de los electrones contaminantes se determina mediante la convolución de la fluencia de los fotones con un núcleo gaussiano con un núcleo de suma de gaussianos $k_{fl,e}$.

$$k_{fl,e}(x, y) = \sum_{k=0}^1 c_{cont,k} \frac{1}{2\pi\sigma_{cont,k}^2} e^{\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{cont,k}^2}\right]} \quad (18)$$

Se determina la función de densidad de deposición de energía $I_{cont,\beta}(z,\rho)$ para los electrones contaminantes. a partir de los datos medidos y tabulados en función de la profundidad z

La Superposición de la energía absorbida E en un punto de cálculo arbitrario en el paciente se obtiene mediante una superposición de cada una de las contribuciones anteriormente dadas, lo cual nos da: [26]

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} (E_{ph1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})) \quad (19)$$

Como paso final, la distribución de energía absorbida se convierte en dosis. Se parte del supuesto de que las diferentes heterogeneidades se pueden modificar como agua escalada. Por tanto, la dosis final viene dada por la siguiente ecuación: [26]

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) * \frac{\rho_{agua}}{\rho(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})} \quad (20)$$

Índice gamma

El índice gamma es la métrica comúnmente usada para la verificación de entrega de planes para técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT). [27]

Esta métrica, combina la diferencia de dosis y la distancia a la cual se encuentran las curvas de isodosis entre las dosis medidas y las calculadas directamente por el sistema de planificación.

Para calcular el índice gamma se requiere de dos parámetros:

- 1) La distancia entre la referencia y el punto a evaluar.
- 2) La diferencia de dosis que hay entre la referencia y el punto evaluado.

Se calcula la distribución dada por:

$$\Gamma_{(r_R, r_E)} = \sqrt{\frac{\Delta r^2_{(r_R, r_E)}}{\delta r^2} + \frac{\Delta D^2_{(r_R, r_E)}}{\delta D^2}} \quad (5)$$

Y el índice gamma se tomará como el valor mínimo que hay entre la distribución calculada y el punto al cual se desea evaluar la dosis.

$$\gamma(r_R) = \min\{\Gamma_{(r_R, r_E)}\} \quad \forall \{r_E\} \quad (6)$$

Y δr^2 y δD^2 son los criterios bajo los cuales se calculará el estudio, estos usualmente se basan en una diferencia del 2% en la dosis para una distancia de 2mm en la zona a estudiar [28]

Capítulo 3

El uso de las radiaciones en el campo de la medicina ha ido evolucionando con el tiempo, hoy en día existen técnicas avanzadas que permiten altas conformaciones de dosis en el volumen a tratar. En este capítulo avanzaremos con las técnicas de radiocirugía extracraneal aplicadas a las lesiones en columna vertebral, la anatomía de la columna y las relaciones dosimétricas que existen al realizar estas técnicas.

SBRT

La radioterapia estereotáxica corporal (SBRT por sus siglas en ingles), consiste en una técnica de tratamiento con radiaciones ionizantes donde se busca entregar grandes cantidades de dosis en pocas fracciones a la lesión del paciente, esta técnica requiere de gran precisión en la zona a la cual se desea administrar la dosis ya que se debe proteger el tejido sano para evitar complicaciones graves en el paciente. [29]

La técnica SBRT en columna vertebral es posible gracias a las técnicas de inmovilización 4D y la forma en la cual se delimita la lesión y el volumen objetivo, el fraccionamiento en las lesiones de columna usando la técnica SBRT se ha podido entregar en 5 fracciones con una dosis de 500 cGy/día para un total de 2500 cGy, o incluso se puede elevar esa dosis a 5 fracciones de 600 cGy/día para un total de 3000 cGy.

Las características para aplicar SBRT en un paciente pueden ser las siguientes:

1. SBRT como alternativa a la radioterapia primaria convencional de haz externo para metástasis en la columna no tratadas previamente.
2. SBRT como tratamiento de rescate para metástasis en la columna previamente irradiadas.
3. SBRT postoperatoria después de la descompresión quirúrgica con o sin estabilización quirúrgica.

4. SBRT descompresiva como alternativa a la descompresión quirúrgica para las metástasis epidurales espinales.

5. SBRT como alternativa no operativa para el tratamiento definitivo de los tumores primarios intradurales y extramedulares de la columna

Las técnicas de SBRT se suelen administrar en fracciones entre 1 a 5 sesiones siempre cumpliendo las dosis de tolerancias de los órganos a riesgos situados en las proximidades a la zona a tratar. [29]

Ahora describiremos la anatomía de la columna vertebral.

Columna vertebral

La columna vertebral es una estructura curva compuesta por huesos llamados vértebras que se encuentran interconectados mediante vertebras óseas. Esta estructura se extiende desde la base del cráneo hasta el vértice del cóccix. [30] La médula espinal recorre el centro de la columna. La columna vertebral se divide en cinco regiones las cuales son:

Vértebras cervicales – compuesta de 7 vértebras

Vértebras torácicas – compuesta de 12 vértebras

Vértebras lumbares – compuesta de 5 vértebras

Vértebras sacras – compuesta de 5 vértebras

Vértebras coxígeas – compuesta de 4 vértebras

Las cuales hacen un total de 33 vértebras unidas entre sí por ligamentos y articulaciones como se muestran en la figura 23.



Figura 23. Columna vertebral. [30]

Vértebras cervicales: Las siete vértebras cervicales, denotadas de C1 a C7 siendo C1 la más cercana a la base del cráneo ver figura 24, forman la columna cervical en el cuello. Se localizan entre el cráneo y las vértebras torácicas y tienen los discos intervertebrales más pequeños y delgados de la columna. No obstante, son las que tienen mayor capacidad de movimiento de toda la columna vertebral. Además, las vértebras cervicales tienen características distintivas como son el foramen transverso, dos tubérculos (anterior, posterior) y un proceso espinoso bifurcado (bífido). [30]

Vértebras torácicas: Las doce vértebras torácicas que van de T1 a T12 forman la segunda región de la columna vertebral, la columna torácica (espalda alta). Cumplen un rol importante en formar la cavidad torácica. Las vértebras torácicas tienen varias características distintivas: facetas costales que se articulan con las costillas, cuerpos vertebrales en forma de corazón, forámenes vertebrales más pequeños y procesos espinosos y transversos largos y fuertes que apuntan en sentido inferior. [30]

Vértebras lumbares: Las cinco vértebras lumbares que se denotan como de L1 a L5 forman la columna lumbar (espalda baja). Tienen los cuerpos vertebrales más grandes de toda la columna vertebral, lo cual facilita la carga de peso. Los pedículos y las láminas son gruesos y fuertes. Sus procesos espinosos son cortos y resistentes para permitir la unión de los músculos lumbares. [30]

Sacro y cóccix: El sacro consiste en cinco vértebras sacras fusionadas. Se localiza entre la columna lumbar (ángulo lumbosacro) y el cóccix, y forma parte de la pelvis. Su función principal es la de transmitir todo el peso de la parte superior del cuerpo a la pelvis hasta llegar a los miembros inferiores. [30]

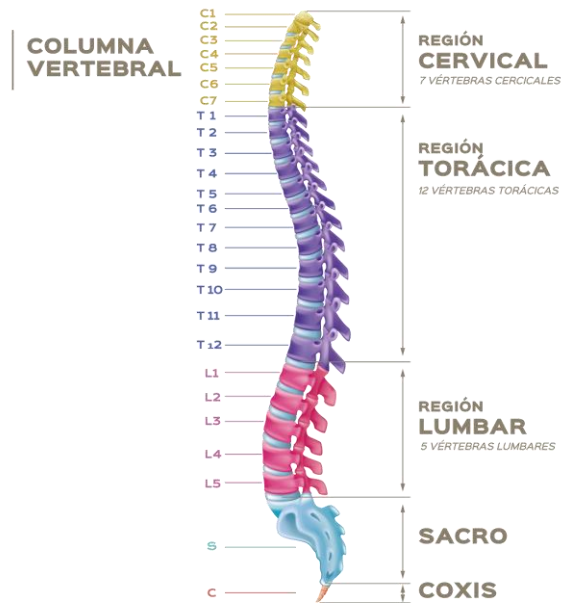


Figura 24. División de la columna vertebral. [30]

Inmovilización 4D: Para lograr la precisión necesaria para aplicar estas técnicas tenemos que utilizar una correcta inmovilización del paciente. Por esto, la radiocirugía extracraneal está destinada a lesiones de tamaño pequeño en zonas fuera del cráneo del paciente, en estos casos, debemos tener presente que el paciente presentará movimientos fisiológicos naturales provocados por la respiración, los cuales son visibles en series de tomografías tomadas al paciente, además de movimientos involuntarios que pueda presentar el paciente en el momento de estar posicionado para su tratamiento, por lo cual es necesario asegurar y garantizar su posicionamiento e inmovilización durante la entrega del tratamiento. En este tipo de tratamiento se realizan técnicas llamadas tomografías computarizadas 4D o 4D-CT, las cuales utilizan un colchón (cubre la base del cuerpo entero) como se ve en la figura 25. el cual adquiere la forma del posicionamiento del paciente mediante la

aplicación de vacío al mismo, además de este contar con un plástico que cubrirá al paciente y es comprimido al aplicarle vacío con un compresor de aire de esta forma logrando limitar los movimientos fisiológicos y accidentales del paciente, de forma tal de evitar diferencias geométricas en la lesión a tratar (en el momento en el cual el paciente está en el acelerador) respecto a el posicionamiento en el cual fue realizada la tomografía utilizada para la planificación del tratamiento del paciente. [31]



Figura 25. Colchón e inmovilización 4D.

Los órganos a riesgo son “estructuras críticas” cuya sensibilidad a la radiación es alta, estos órganos influyen enormemente en la planificación del tratamiento ya que se debe garantizar la menor entrega de dosis posible a estos ya que estas estructuras en general tienen una menor tolerancia que la dosis total a administrar a la lesión del paciente, con lo cual es posible que surja una complicación en la estructura si no se respeta su límite de tolerancia. [32]

La delimitación de las estructuras anatómicas y el volumen de planificación es esencial para cualquier técnica de tratamiento hecha de manera 3D. Deben ser delimitados los volúmenes de tratamiento y los órganos a riesgo que estén envueltos en el tratamiento del paciente, esto con el fin de delimitar la zona a tratar en el paciente y la zona en la cual están ubicadas las estructuras de los órganos a riesgo y

estudiar las dosis que llegan a los mismos luego de realizado el plan de tratamiento. La delimitación de estos se puede ver en la figura 26.



Figura 26. Delimitación de órganos a riesgos.

Además, para representar variaciones volumétricas o planas en la dosis absorbida, las distribuciones se representan mediante curvas de isodosis, que son líneas que pasan por puntos de igual dosis. Las curvas suelen dibujarse a intervalos regulares de dosis absorbida y pueden expresarse como porcentaje de la dosis en un punto de referencia. Por tanto, las curvas de isodosis representan niveles de dosis absorbida como se ve en la figura 27. [33]

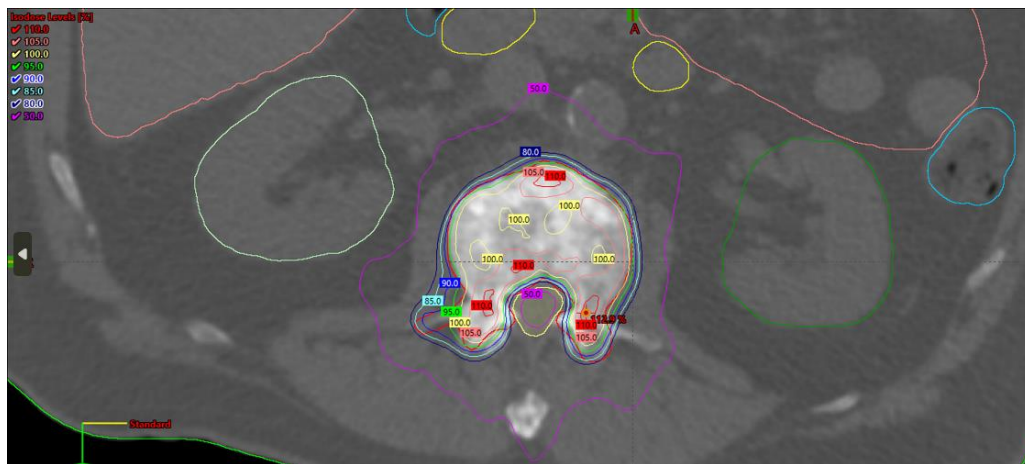


Figura 27. Curvas de isodosis.

A partir de conocer la dosis entregada a las estructuras podemos construir un histograma dosis volumen (DVH), el cual es un gráfico que muestra la relación entre

el volumen de un órgano o PTV y la dosis que recibe el volumen. [34]. Esta herramienta es muy utilizada durante la planificación del tratamiento ya que nos da la dosis recibida por cada una de las zonas delimitadas que están cercanas a la zona a tratar.

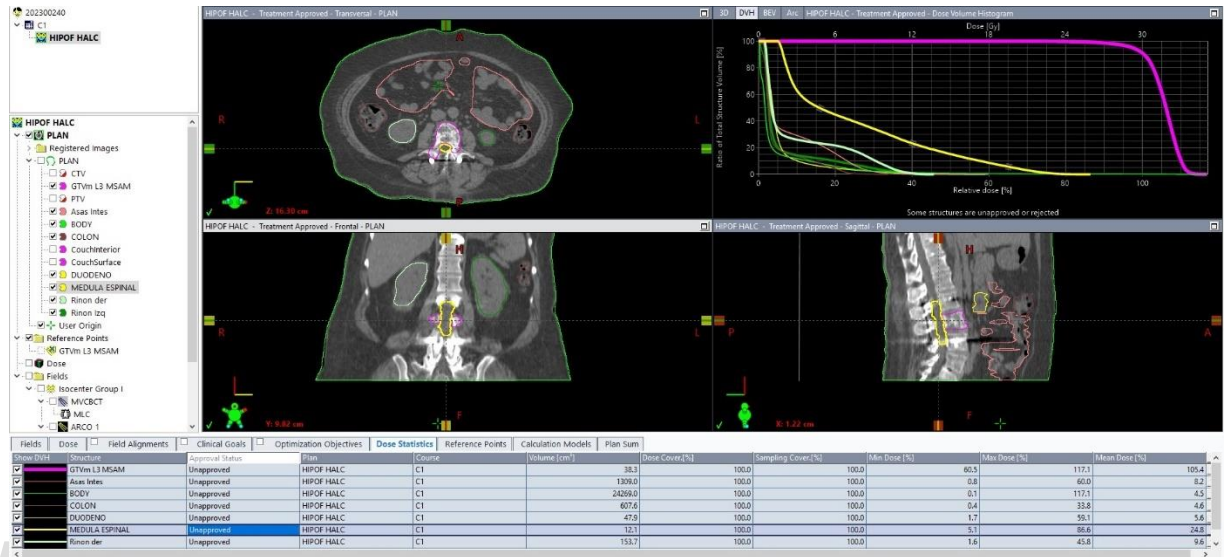


Figura 28. Histograma dosis volumen calculado mediante el sistema de planificación ECLIPSE.

Límites de dosis de los órganos a riesgo

Los límites de dosis para los órganos a riesgo utilizando un fraccionamiento de 5 sesiones están dados en la tabla 1 [35]

Tabla 1. Límites de dosis de tolerancia para órganos a riesgo [35]

Órgano	Límite de dosis
Médula	$D_{m\acute{a}x(0,035cm^3)} < 25.3 Gy$ $D_{m\acute{a}x} < 30 Gy$
Asas Intestinales	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 30 Gy$
Colon	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 25 Gy$
Riñón	$D_{medio} < 10 Gy$
Esófago	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 32 Gy$
Duodeno	$D_{m\acute{a}x(0,1cm^3)} < 33 Gy$
Corazón	$D_{m\acute{a}x(0,1cm^3)} < 33 Gy$
Pulmón	$D_{medio} < 8 Gy$
Bazo	$D_{medio} < 8,8 Gy$
Hígado	$D_{medio} < 13 Gy$

Límites que describen una probabilidad del 5% de aparición de las complicaciones en el órgano en un tiempo de 5 años luego de recibir la radiación.

Conformación de la Dosis

Hay parámetros que describen como es cubierta la zona objetivo que fue delimitada para tratar, estas son descritas mediante los índices de homogeneidad e índice de conformación, los cuales serán estudiados a continuación.

Índice de homogeneidad: El índice de homogeneidad es un parámetro para evaluar la calidad del plan en SBRT. Este índice se define por:

$$IH = \frac{D_{max}}{D_{prescrita}} \quad (21)$$

donde D_{max} es la isodosis máxima alrededor del blanco y $D_{prescrita}$ es la isodosis de prescripción que se dará a la lesión [36]. El índice de homogeneidad es una

medida de las diferencias de dosis dentro del blanco y depende de la dosis máxima en este. Si el índice de homogeneidad es ≤ 2 , el tratamiento se considera que cumple con el protocolo. Si este índice se encuentra entre 2 y 2.5, la violación del protocolo se considera menor, pero cuando el índice es superior a 2.5, se viola el protocolo completamente.

Índice de conformidad: La conformidad de la dosis se refiere a la calidad de la distribución de la dosis. Caracteriza el grado en que la región de dosis alta se ajusta al volumen objetivo como se ve el ejemplo en la figura 28. Este índice es diferente del índice de homogeneidad de dosis.

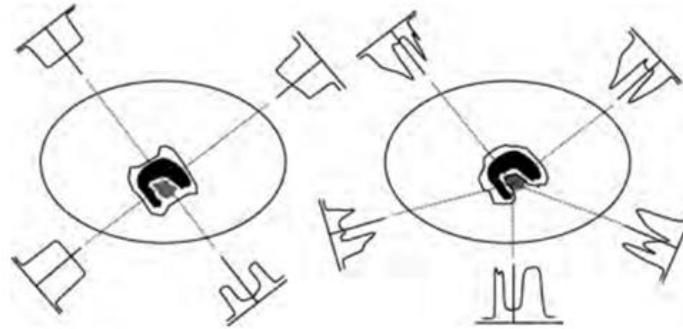


Figura 29. Conformación de la dosis para campos conformados vs campos de IMRT [17]

La experiencia clínica nos ha demostrado que en la entrega de dosis de radiación mediante técnicas de IMRT obtienen un alto índice de homogeneidad y conformidad en las zonas objetivo, además de lograr superar ampliamente el índice de conformidad asociado a la lesión que se desea tratar en el paciente, este índice se calcula de manera convencional mediante la ecuación:[17]

$$IC = \frac{TV_{PIV}}{TV} \quad (22)$$

Donde:

TV = volumen tratado.

TV_{PIV} = volumen objetivo dentro del volumen de isodosis prescrita.

Índice de conformidad de Paddick: El índice de conformidad de Paddick, nace como una alternativa a casos donde el volumen tratado es similar al volumen objetivo dentro del volumen de isodosis prescrita, pero esta tiene un desfase espacial, tal y como se muestra en la figura 30. [38] El índice de conformidad de Paddick se calcula con la siguiente expresión es el que usaremos para el cálculo viene dado por:

$$\text{Índice de conformidad de Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV * PIV} \quad (23)$$

Donde:

PIV = volumen completo de isodosis prescrita.

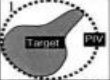

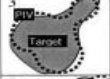
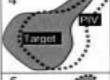
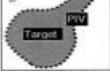
Isodose Plan	Parameters	PITV	RCl	Proposed Index
		$\frac{PIV}{TV}$	$\frac{TV_{PIV}}{TV}$	$\frac{TV_{PIV}^2}{TV * PIV}$
	TV = 5cm ³ TV _{PIV} = 5cm ³ PIV = 10cm ³	2.00	1.00	0.50
	TV = 5cm ³ TV _{PIV} = 3cm ³ PIV = 3cm ³	0.60	0.60	0.60
	TV = 5cm ³ TV _{PIV} = 4cm ³ PIV = 5cm ³	1.00	0.80	0.64
	TV = 5cm ³ TV _{PIV} = 3cm ³ PIV = 5cm ³	1.00	0.60	0.36
	TV = 5cm ³ TV _{PIV} = 5cm ³ PIV = 5cm ³	1.00	1.00	1.00

Figura 30. Comparación de distintos índices de conformidad. [38]

Como se muestra en la figura 30. un índice de conformidad de Paddick cercano a 1 quiere decir que la lesión está totalmente cubierta y se está irradiando efectivamente la zona de interés.

Además, se debe hacer la verificación del posicionamiento del paciente en el momento del tratamiento, ya que esta puede variar, por lo cual se debe aplicar las

técnicas de IGRT que es radioterapia guiada por imágenes, en la cual se aplican principios de radiología digital.

Radiología digital

La radiografía digital se obtiene mediante la captura digital directa de la imagen para convertir los rayos-X directamente a señales electrónicas. El perfil de la señal y resolución son altamente precisas emitiendo una calidad de imagen excelente en poco tiempo, además los dispositivos EPID han sido desarrollados con la capacidad de obtener tomografías de haz cónico gracias a que estos tienen una distribución espacial la cual es de vital importancia en tratamiento con cantidades de dosis altas como lo es la técnica SBRT. [38]

Tomografía de haz cónico: La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT por sus siglas en inglés) es un método de obtención de imágenes radiográficas que permite obtener imágenes tridimensionales (3D) precisas de estructuras de tejido blando. CBCT es la más importante entre las modalidades de diagnóstico por imágenes médicas que han surgido recientemente [39]. Esta tecnología es de vital importancia para el correcto posicionamiento del paciente, además de que estas imágenes nos proporcionaran de manera medible la distancia a la cual se puede alejar el objetivo o algún órgano a riesgo, lo cual será de gran ayuda al momento de realizar la comparación interfacción de la fluencia de dosis que llega al dispositivo portal, la cual debe variar poco ya que el posicionamiento del paciente es el mismo.

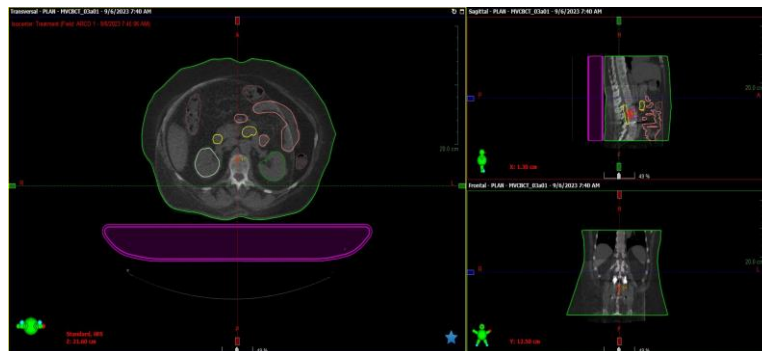


Figura 31. Tomografía de haz cónico de un paciente previo a el tratamiento.

La radioterapia guiada por imágenes (IGRT) es un término que se ha aplicado al uso de diversas tecnologías de imágenes tanto en la planificación como en la ejecución del tratamiento con radiación ionizante. Las tecnologías de imágenes son utilizadas para evaluar el posicionamiento del paciente, la respuesta al tratamiento y la posible adaptación del plan. [40]

En técnicas avanzadas como el VMAT, la precisión del tratamiento se ve altamente aumentada, por lo cual se debe garantizar el correcto posicionamiento del paciente mediante la toma de imágenes previas al tratamiento. En la figura 31. se muestra la comparación de una imagen previa al tratamiento con la imagen de la planificación del tratamiento.

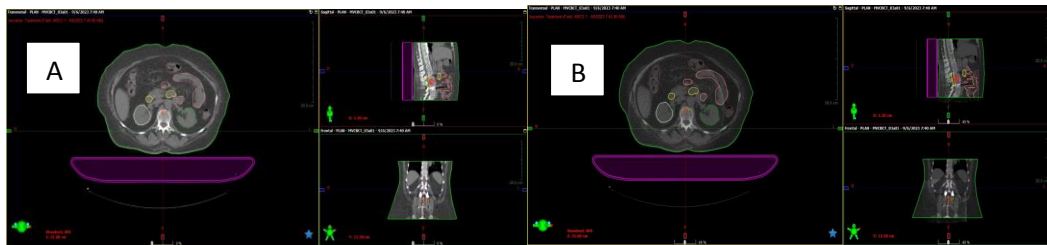


Figura 32. A) Tomografía y B) comparación entre tomografía y cone beam CT.

Capítulo 4

Materiales y Métodos

En este capítulo se detalla la población, los materiales y la metodología que se utilizarán para la realización del estudio, además, se detallan los pasos a seguir junto con las variables a estudiar en cada caso.

Este trabajo se realizó en su totalidad dentro de las instalaciones del Servicio de Radioterapia La Trinidad, ubicado en el Centro Médico Docente La Trinidad en Caracas.

El enfoque de la investigación se hará mediante una investigación experimental, cuantitativa y cualitativa, en la cual se realizarán un conjunto de actividades metódicas y técnicas que nos dará la información y datos necesarios sobre el tema a investigar y el problema a resolver.

En la metodología a seguir se definen los siguientes pasos:

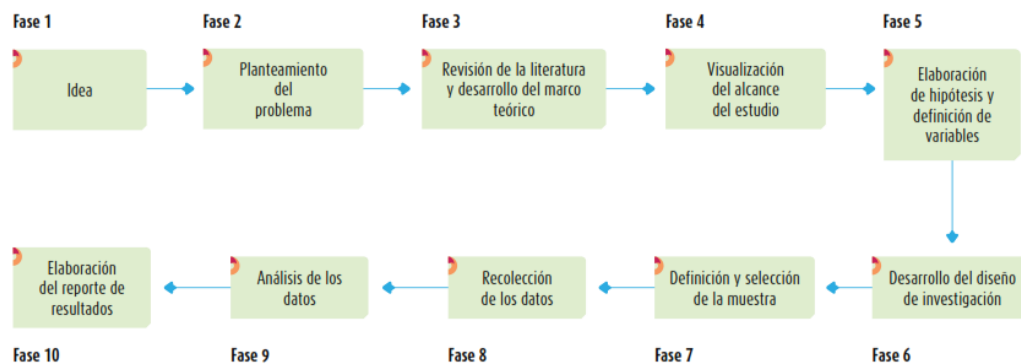


Figura 33. Proceso de investigación con enfoque cuantitativo [41]

Materiales

Para lograr el objetivo de la realización de los planes de tratamiento, estudio de las curvas de isodosis, dosis entregada al volumen objetivo y a los órganos a riesgo, verificación y control de calidad de los planes de tratamiento realizado y realizar la

verificación del Interfracción de la sesión de radioterapia del paciente, se necesitará un sistema de inmovilización, el sistema de planificación del tratamiento Eclipse V.16, el sistema de dosimetría portal y el acelerador lineal médico Halcyon, a continuación, veremos detalladamente los materiales a utilizar para lograr el tratamiento:

- Colchón 4D.
- Sistema de planificación Eclipse V16 Varian Medical Systems, basado en el algoritmo analítico anisotrópico (AAA).
- Dispositivo de dosimetría Portal.
- Acelerador lineal modelo Halcyon, Serial:1906, con modalidad de entrega de fotones de 6 MV, sin filtro aplanador (FFF).

Población

La población para estudiar debe cumplir el siguiente criterio:

- 1) Las lesiones para tratar son metastásicas y localizadas en columna.
- 2) La inmovilización de los pacientes fue realizada mediante la técnica de inmovilización 4D.
- 3) Los pacientes son candidatos a tratamiento con radiocirugía extracraneal estereotáxica.
- 4) La planificación del tratamiento fue realizada con la técnica VMAT.
- 5) La población para estudiar fueron pacientes ingresados en el servicio de Radioterapia La Trinidad en el periodo de tiempo del enero del 2023 a noviembre del 2023.
- 6) Serán tratados en el acelerador lineal clínico Halcyon.

El objetivo de la selección de la población es el de crear una población con características comunes para la el estudio de los objetivos planteados en este trabajo, obteniendo así una la población total de 7 pacientes clasificados para el trabajo, los cuales cumplen los criterios descritos previamente, además de que estos completaron exitosamente hasta concluir su tratamiento, y en este estudio se hará un análisis

exhaustivo de su planificación de tratamiento, de forma tal se garantice el control de calidad del mismo.

Se realizará el cálculo y estudio de cada uno de los siguientes componentes que caracterizan la calidad de un plan de tratamiento, los cuales están dados a continuación:

- 1) Dosis entregada a órganos a riesgo.
- 2) Índice de conformidad y homogeneidad.
- 3) Índice de Paddick.
- 4) Índice gamma del control de calidad realizado con el sistema de dosimetría portal.
- 5) Variación de la fluencia de radiación en el sistema de dosimetría portal dadas por las variaciones del posicionamiento en cada sesión del tratamiento.

Para la correcta realización de los planes de tratamiento, se seguirá la metodología explicada a continuación:

Procedimiento para la planificación de tratamiento:

- 1) Se deberá realizar el colchón 4D a cada paciente, este será utilizado para el posicionamiento del paciente en la tomografía y para posteriormente garantizar el mismo posicionamiento en cada sesión del tratamiento.
- 2) Se realizará la tomografía con protocolo de radioterapia de cada paciente.
- 3) Se identificará y delimitará la zona a tratar.
- 4) Se delimitarán las estructuras de los órganos a riesgo involucradas en los campos de tratamiento.
- 5) Se realizará la planificación inversa utilizando la técnica VMAT con el sistema de planificación Eclipse V.16 para la entrega del tratamiento según la prescripción del que haya dado el radioterapeuta oncólogo.
- 6) Los órganos a riesgo deberán cumplir con los límites de dosis establecidos.
- 7) Se calcularán y analizarán los índices de conformidad y homogeneidad en cada plan de tratamiento realizado.

La planificación con técnica VMAT se realiza con arcos volumétricos como se muestran en la figura 34. los cuales giran alrededor de la lesión del paciente mientras entregan la dosis, en la figura se muestra un ejemplo de cómo se ven los arcos en el sistema de planificación

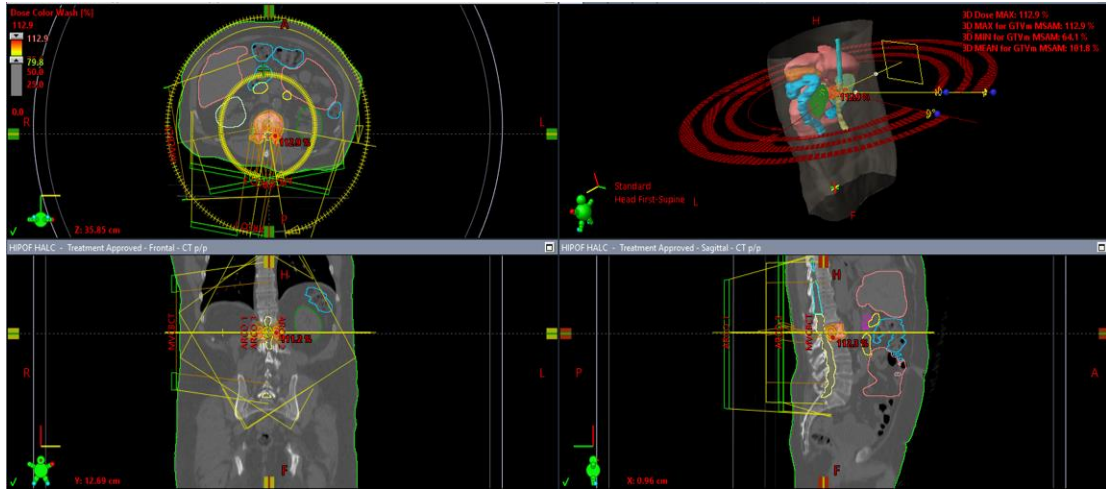


Figura 34. Representación de los arcos volumétricos en el sistema de planificación Eclipse V.16.

- Índice de Conformidad y Homogeneidad:

El índice de conformidad y homogeneidad son parámetros que caracterizan el plan de tratamiento, para la obtención de estos se deberá extraer la información de los volúmenes que crean las curvas de isodosis del tratamiento en los pacientes, estos volúmenes son:

TV = volumen tratado.

TV_{PIV} = volumen objetivo dentro del volumen de isodosis prescrita.

Donde el índice de conformidad se calculará mediante la ecuación:

$$IC = \frac{TV_{PIV}}{TV} \quad (22)$$

Y el índice de homogeneidad mediante:

$$IH = \frac{D_{max}}{D_{prescrita}} \quad (21)$$

- Índice de Conformidad de Paddick:

Para el cálculo del índice de conformidad se buscará un parámetro adicional, el cual nos ayudará a caracterizar la zona la cual cubre la dosis prescrita en la lesión del paciente, para esto el volumen necesario es:

PIV = volumen completo de isodosis prescrita.

Y el índice se calculará mediante la relación:

$$\text{Indice de conformidad de Paddick} = \frac{TV_{PIV}^2}{TV * PIV} \quad (23)$$

- Control de calidad:

- 1) Se identificarán los planes de tratamiento previos a administrarse en los pacientes para la realización del control de calidad.
- 2) Se realizarán los planes para el control de calidad de cada plan de tratamiento en el sistema de planificación eclipse V.16.
- 3) Se procederá a medir con el sistema de dosimetría portal cada plan de control de calidad (este es realizado sin ningún tipo de maniquí entre el cabezal de la maquina y el sistema Portal de medición).
- 4) Posterior a la toma de cada medida, se verificará el índice gamma de cada tratamiento en el sistema de planificación, este deberá cumplir los límites de tolerancia para cada uno de sus arcos para poder aprobar el plan de tratamiento del paciente.

- Verificación Interfracción:

- 1) Una vez este por comenzar el tratamiento, se deberá realizar la inmovilización 4D previo a cada tratamiento en la camilla de la máquina para asegurar su posicionamiento en el tratamiento.
- 2) Se realizará una imagen con el CBCT para verificar el posicionamiento de este.
- 3) La imagen del CBCT deberá coincidir con la tomografía en la cual fue realizada la planificación del tratamiento.
- 4) Se tomarán los mapas de fluencia medidos por el dispositivo dosimétrico portal de cada una de las sesiones del paciente para su comparación.
- 5) Se hará un análisis en la diferencia del área gamma diariamente, el cual servirá como control de calidad para el tratamiento entregado en el paciente.

Y, por último, se debe aclarar que este procedimiento será realizado con pacientes reales, con lo cual se deberá hacer una examinación exhaustiva en cada planificación del tratamiento, a fin lograr un alto control de calidad en cada paciente planificado, obteniendo así el veredicto el cual nos dirá si se cumple con todos los parámetros dosimétricos y controles de calidad de la planificación del tratamiento de los pacientes.

Capítulo 5.

Resultados y Análisis de Resultados

Tolerancia de los órganos a riesgo

En la figura 35. se muestra la tomografía computarizada de un paciente ya planificado, con la delimitación de los órganos a riesgo involucrados en el tratamiento, para la delimitación de los órganos, es necesario el conocimiento de la anatomía del ser humano, ya que la delimitación es realizada manualmente, y debe ser verificada previo a la realización del plan de tratamiento. Una buena delimitación de los órganos a riesgo, garantiza que la dosis entregada a estos sea calculada correctamente, el gradiente rojo-azul que se ve en la figura 35. es llamado el Dose Color Wash. Este identifica las zonas que reciben dosis, siendo las zonas azules aquellas zonas que reciben una menor cantidad de dosis, y las zonas rojas aquellas que reciben las más altas cantidades de dosis, las zonas de alta dosis deben coincidir con el objetivo a tratar.

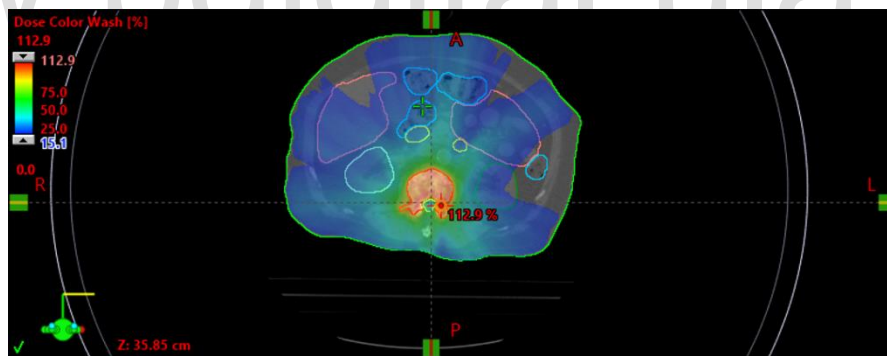


Figura 35. Dose Color Wash de una planificación de tratamiento.

Se logró seguir la metodología planteada en cada paciente, logrando una inmovilización correcta en cada uno de ellos, obteniendo imágenes en las cuales se delimitaron la zona a tratar y los órganos a riesgo involucrados en cada uno de ellos, a continuación, en la tabla 2 se muestran los órganos involucrados en cada tratamiento, los límites de tolerancia de dosis y las dosis que recibió cada una de estas estructuras.

Tabla 2. Límites de tolerancia de los órganos a riesgo y dosis entregada a estos para cada plan de tratamiento elaborado.

ESTRUCTURA	LÍMITE DE DOSIS	DOSIS EN ÓRGANOS A RIESGO DE CADA PLAN DE TRATAMIENTO ($D \pm 0,01$) [Gy]						
		1	2	3	4	5	6	7
MÉDULA	$D_{m\acute{a}x(0,035cm^3)} < 25.3 Gy$	17,47	12,50	16,70	19,11	23,17	19,71	19,54
	$D_{m\acute{a}x} < 30 Gy$	21,57	21,45	17,22	20,80	24,13	19,91	20,87
ASAS INTESTINALES	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 30 Gy$	9,50	6,78	0,03	11,02	15,95	0,02	10,62
COLON	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 25 Gy$	7,98	6,42	0,09	18,74	9,81	0,08	10,76
DUODENO	$D_{m\acute{a}x(0,1cm^3)} < 33 Gy$	8,95	5,73	0,05	0,06	0,04	0,05	0,07
BAZO	$D_{medio} < 8,8 Gy$	0,10	0,08	6,60	0,04	0,09	0,08	0,04
HIGADO	$D_{medio} < 13 Gy$	0,03	0,04	4,50	0,05	0,07	0,07	0,06
RIÑÓN DERECHO	$D_{medio} < 10 Gy$	3,23	3,81	0,04	2,61	2,87	0,06	4,27
RIÑÓN IZQUIERDO	$D_{medio} < 10 Gy$	2,72	3,21	0,03	2,70	1,81	0,04	2,62
PULMON DERECHO	$D_{medio} < 8 Gy$	0,04	0,03	0,02	0,08	0,07	2,85	0,04
PULMON IZQUIERDO	$D_{medio} < 8 Gy$	0,03	0,07	0,04	0,03	0,03	2,66	0,05
CORAZÓN	$D_{m\acute{a}x(0,1cm^3)} < 33 Gy$	0,07	0,02	0,05	0,04	0,03	10,01	0,02
ESOFAGO	$D_{m\acute{a}x(0,5cm^3)} < 32 Gy$	0,09	0,030	0,03	0,06	0,02	21,52	0,04

Nota: el número de cada paciente se mantendrá durante todo el trabajo para lograr una continuidad cuando sean mencionados.

Es importante remarcar que los órganos a riesgo involucrados en cada tratamiento no son los mismos, ya que estos dependen de la ubicación de la lesión. Debido a que la dosis es entregada de forma axial al paciente, es decir, involucran a los órganos que están en un mismo corte axial de la lesión, si hay una estructura común en estos tratamientos que es la médula espinal, ya que la columna vertebral cubre esta estructura.

Una evaluación detallada de las dosis entregadas a los órganos a riesgo (tabla 2) nos muestra que con la técnica VMAT se logran cumplir los límites de tolerancia para cada uno de los órganos involucrados a distintos niveles anatómicos.

En la tabla 3. vemos los distintos volúmenes de los objetivos a tratar, teniendo un valor máximo de $212,13 \text{ cm}^3$ correspondiente a el paciente 4 y un valor correspondiente al volumen menor de $38,27 \text{ cm}^3$ correspondiente al paciente 5, habiendo una diferencia porcentual en el tamaño del volumen de $173,86 \text{ cm}^3$ y aun con esta diferencia de tamaño se logran cumplir las tolerancias de los órganos a riesgo.

Tabla 3. Tamaño del volumen a ser tratados en cada paciente.

Paciente	1	2	3	4	5	6	7
Volumen Tratado (TV \pm 0,01) [cm^3]	63,16	63,16	110,8	212,13	38,27	67,03	112,07

Una evaluación a la dosis entregada en la médula espinal nos muestra que a pesar de ser un órgano que está dentro de la vertebra, esta técnica cumple con el límite de tolerancia de esta, lo cual es de vital importancia ya que es una estructura que podría casuar serias complicaciones neurológicas al paciente, sin embargo, una observación importante es que el paciente 5 tiene un valor de dosis entregada a un volumen de $0,035 \text{ cm}^3$ de médula de $25,17 \text{ Gy}$ el cual es muy cercano a el límite de tolerancia que es de $D_{m\acute{a}x(0,035\text{cm}^3)} < 25.3 \text{ Gy}$, lo cual demuestra que esta técnica aun cuando cumple con sus criterios se deben realizar imágenes previas a cada sesión de tratamiento para comprobar la ubicación del objetivo a tratar, ya que cualquier

cambio en su posicionamiento cambiará las curvas de isodosis y podría cambiar las dosis que este órgano percibe.

Otra observación, es que se deben analizar los volúmenes correspondientes a cada límite de dosis de los distintos órganos involucrados, ya que estos deben estar en función tanto de la cantidad de sesiones dadas, como en los puntos de mayor dosis que estos reciben.

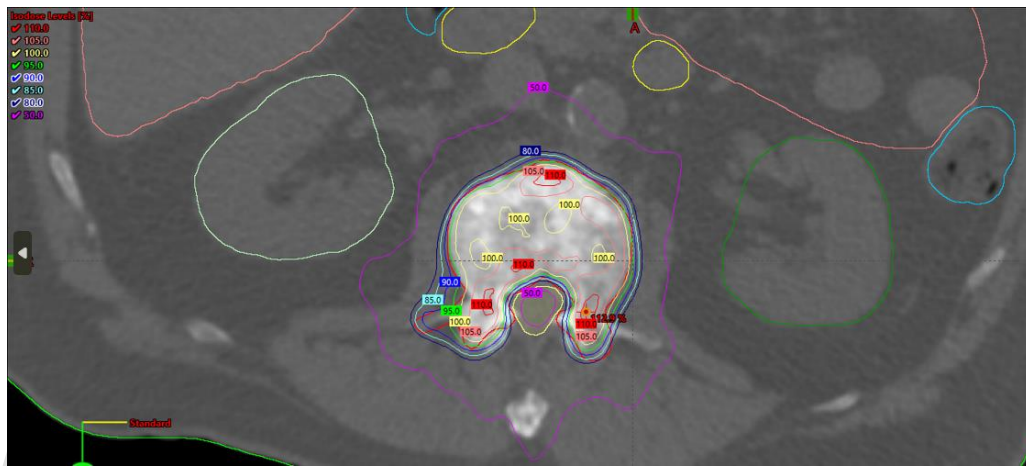


Figura 36. Curvas de isodosis de una planificación de tratamiento.

Un análisis de la curva de isodosis mostrada en la figura 36. nos muestra que existe un alto gradiente de dosis alrededor de la vertebra objetivo, lo cual es una característica de la técnica SBRT, la cual es necesaria para cumplir con el límite de dosis de los órganos más cercanos a el objetivo de tratamiento, además de corroborar que es importante el estudio de los puntos calientes en cada órgano a riesgo ya que este límite podría ser superado.

Índice de conformidad y homogeneidad

Luego de verificar el cumplimiento de las restricciones de dosis a los órganos a riesgo se procede a hacer el estudio de los índices de homogeneidad y conformidad del tratamiento, la tabla 4. muestra los volúmenes obtenidos para el cálculo del índice de conformidad en cada lesión a tratar.

Tabla 4. Volumen tratado (TV), volumen objetivo dentro del volumen de isodosis prescrita (TV_{PIV}), volumen completo de isodosis prescrita (PIV).

Paciente	PIV (PIV \pm 0,01) [cm ³]	TV_{PIV} (TV_{PIV} \pm 0,01) [cm ³]	TV (TV \pm 0,01) [cm ³]
1	58,23	55,74	63,16
2	57,67	56,07	63,16
3	110,2	90,16	110,8
4	181,66	199,29	212,13
5	38,35	37,08	38,27
6	76,23	59,8	67,03
7	114,29	100,55	112,07

Además, los datos obtenidos para el punto de dosis máxima D_{max} y la dosis planificada a entregar en la lesión es mostrada en la tabla 5, datos que nos permiten hacer el cálculo de la homogeneidad de la dosis entregada en la lesión a tratar.

Tabla 5. Punto de dosis máxima entregada D_{max} y la dosis planificada en cada tratamiento para el paciente.

Paciente	D_{max} (D_{max} \pm 0,01) [Gy]	Dosis de planificación [Gy]	Dosis por cada sesión de tratamiento [Gy]
1	28,23	25,00	5,00
2	33,83	30,00	6,00
3	36,82	30,00	6,00
4	34,07	30,00	6,00
5	35,11	30,00	6,00
6	34,29	30,00	6,00
7	31,51	30,00	6,00

Realizando el cálculo de los índices de conformidad y homogeneidad según las ecuaciones (21) y (22), obtenemos los valores correspondientes en cada lesión tratada.

Tabla 6. Índices de conformidad y homogeneidad obtenidos.

Paciente	Índice de Conformidad (IC \pm 0,01)	Índice de Homogeneidad (IH \pm 0,01)
1	0,88	1,13
2	0,89	1,13
3	0,81	1,23
4	0,94	1,14
5	0,97	1,17
6	0,89	1,14
7	0,90	1,05
Promedio	0,90	1,14

Dando muy buenos resultados en cuanto a los índices de conformación y homogeneidad de la dosis y obteniendo así valores individuales en cada tratamiento y en promedio cercano a los valores internacionales dados para un buen cumplimiento de estos parámetros del tratamiento, además, podemos observar que para volúmenes entre 212,13 y 38,27 cm^3 no hay cambios significantes en el valor de los índices de conformidad y homogeneidad de estos volúmenes objetivos.

Estos indicadores nos muestran que se logra una alta homogeneidad ya que el valor ideal es un índice de homogeneidad de 1, obteniendo una diferencia del 12% por encima de la dosis entregada, lo cual nos dice que está dentro en la dosis que debía ser entregada, logrando cumplir con estándares internacionales el cual nos dice que debe ser cercano a uno y de estar entre valores de 1 y 2 es considerado un buen índice de homogeneidad de la misma e indicando que todo el objetivo a tratar está

recibiendo una cantidad de radiación correspondiente a lo indicado para su tratamiento.

En cuanto a la conformación, nos muestra que tiene una conformación alta en el volumen objetivo, este índice es de vital importancia ya que es el que nos describirá justamente la conformidad de la dosis, lo que permite asegurar el óptimo tratamiento cuando se está aplicando la técnica SBRT ya que las cantidades de dosis que se utilizan son altas y recordemos que siempre se debe limitar estas cantidades de dosis lo más posible a las zonas sanas del paciente, es decir, la conformidad de la dosis debe adaptarse lo más posible a el objetivo de tratamiento para evitar en la mayor medida posible la dosis en otras zonas del paciente.

Posteriormente, recordemos que se debe realizar el cálculo del índice de conformidad de Paddick, el cual nos dará una mejor visión de la conformación respecto a la ubicación espacial de la dosis entregada en función del volumen tratado, ahora realizando el cálculo del índice de conformidad de Paddick obtenemos los valores mostrados en la tabla 7.

Tabla 7. Índice de conformidad de Paddick obtenido en cada tratamiento.

Paciente	IC de Paddick (IP \pm 0,001)
1	0,845
2	0,863
3	0,667
4	1,031
5	1,002
6	0,700
7	0,789
Promedio	0,842

Obteniendo así un índice de conformación de Paddick promedio de 0,842 el cual es un excelente predictor de la conformación del plan, ya que por encima de 0,700 se considera un buen valor de conformación y dando un solo plan por debajo de este límite, el cual tiene un valor de 0,667 obteniendo una diferencia porcentual del 4,71%, valor no muy distante del considerado bueno para la conformación de la dosis.

Es necesario mencionar que la planificación del tratamiento va a estar limitada por los órganos a riesgo del paciente, con lo cual se ve limitada también las direcciones por las cuales pueden entrar los haces de radiación para entregar la dosis a el objetivo dentro del paciente, de forma tal, que lograr un índice alto de conformación dependerá de la ubicación anatómica de la lesión a tratar y de los órganos a riesgo que están involucrados en el tratamiento.

Control de Calidad de los Planes de Tratamiento

Para evaluar el control de calidad se compararán los mapas de fluencia predichos por el sistema de planificación Eclipse V.16, con los medidos al realizar plan del control de calidad de cada uno de los arcos involucrados en los planes de tratamiento medidos en el equipo Halcyon, una comparación de estos se muestra en la fig 37, el índice gamma deberá cumplir el criterio de aprobación el cual está dado para planes de SBRT por una diferencia de dosis no mayor del 2% en 2mm (2%/2mm).

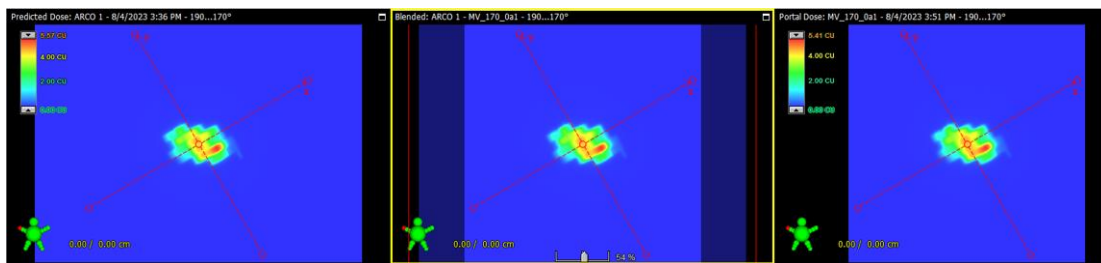


Figura 37. A) Área gamma predicha por el sistema, B) Comparación entre área gamma predicha por el sistema y medida con el sistema de dosimetría portal, c) área gamma medida con el sistema de dosimetría portal.

Los datos obtenidos en los controles de calidad de cada plan de tratamiento dan un excelente resultado tal y como se muestra en la tabla 8, demostrando así la reproducibilidad física del plan por la máquina, y determinando que el plan es acto para tratar a cada paciente.

Tabla 8. Datos obtenidos de la evaluación gamma.

Paciente	Arcos	Promedio de área gamma menor a 1	Índice gamma promedio	Diferencia de dosis promedio
1	3	100	0,02	0,01
2		100	0,02	0,01
3		100	0,02	0,01
4		99,9	0,04	0,02
5		99,9	0,03	0,01
6		100	0,03	0,01
7		100	0,03	0,01

Esta prueba es fundamental, ya que como hemos visto antes, este tipo de técnica cuenta con una gran precisión, con lo cual es importante tanto el posicionamiento del paciente como la capacidad del equipo de recrear los planes de tratamiento, al realizar esta prueba estamos observando la reproducibilidad de cada uno de los campos de tratamiento involucrados en el tratamiento, los cuales al ser realizados con la técnica VMAT varían a cada instante del tratamiento y estos podrían afectar a la dosis entregada si estos no son reproducibles.

Los resultados muestran un excelente promedio del área gamma, el cual alcanza el 100% de área gamma menor al 1% en 5 de los planes de tratamiento en cada uno de los tres arcos utilizados, y solo en 2 de estos planes el área gamma menor a 1 fue del 99,9% aunque este valor es muy buen indicativo de la reproducibilidad del plan.

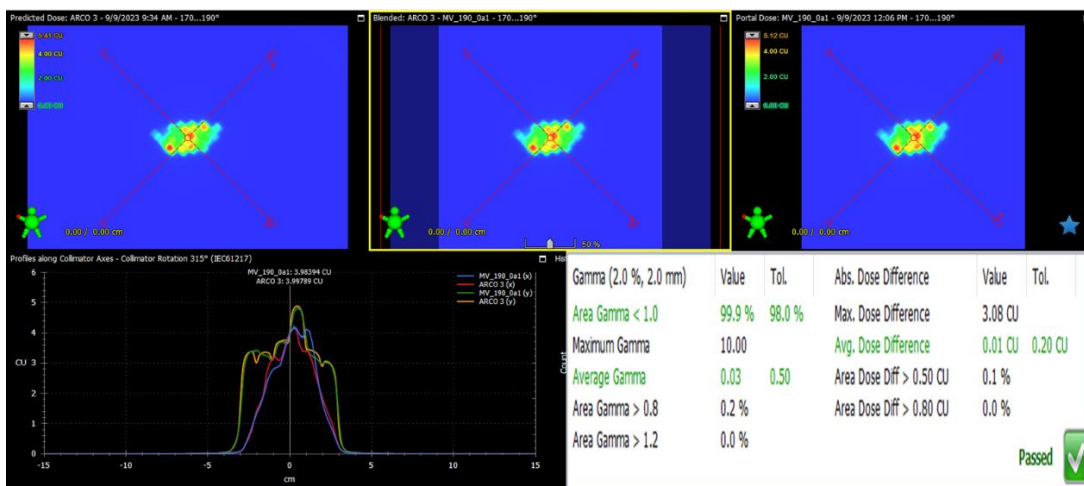


Figura 38. Comparación de los perfiles de dosis de cada arco en los planes de tratamiento.

Como se muestra en la figura 38. se lograron reproducir los perfiles de dosis predichos por el sistema para cada uno de los arcos involucrados en cada uno de los tratamientos de los pacientes, demostrando así la reproducibilidad de estos planes por el equipo Halcyon.

En concordancia con lo anteriormente dicho, el índice gamma promedio que se obtuvo en cada uno de los planes estuvo por debajo del 0,04%, el cual también es un excelente indicativo del control de calidad del plan, existiendo poca diferencia entre el área gamma predicha y la medida, obteniendo así una diferencia de dosis apenas de 0.02% comprobando así la reproducibilidad de los planes de tratamiento y cumpliendo así con cada criterio necesario para la aprobación del plan de tratamiento de cada uno de los pacientes.

Verificación Interfracción del Tratamiento del Paciente

Como hemos visto, en cada uno de los pasos involucrados en la planificación del tratamiento de un paciente, la reproducibilidad del posicionamiento del paciente es de vital importancia, ya que como analizamos previamente hay órganos a riesgo de vital importancia involucrados en el tratamiento del paciente, además, su condición como paciente oncológico crea una necesidad de darle tratamiento ya que es una enfermedad que continuara avanzando, por esto, para aplicar técnicas de SBRT (las

cuales involucran altas dosis y altos gradientes de dosis) es obligatorio la verificación del posicionamiento del paciente, en nuestro caso usaremos imágenes de CBCT adquiridas mediante el uso del dispositivo de dosimetría portal junto con imágenes de adquiridas con fotones con potencial de aceleración de 6MV con alta calidad, imágenes en la cuales se verificaran las coincidencias anatómicas de las imágenes utilizadas en la planificación del tratamiento, estas imágenes son obtenidas previamente a cada sesión de tratamiento, con el fin de asegurar tanto la posición del objetivo a irradiar como la exclusión de los órganos a riesgo de las curvas de isodosis de alta dosis entregadas en el paciente.

Así, la verificación interfacción fue realizada midiendo la fluencia de radiación con el dispositivo de imágenes electrónico portal, así obtuvimos que las áreas gamma medidas en cada sesión, con el fin de compararlas y verificar si hubo algún cambio en las áreas gamma medidas, y de ser así, verificar en las imágenes el porqué de este cambio.

En la tabla 9. se muestran los resultados, dando que la fluencia de radiación medida por el sistema de dosimetría portal tuvo una correlación diaria similar, ya que no hubo variación mayor en estos mapas de fluencia, lo cual indica justamente que no hubo una variación mayor en el posicionamiento del paciente ya que la mayor variación tuvo una correlación de 99,7% del área gamma menor al 1%, demostrando que hubo gran precisión en la entrega de cada sesión del tratamiento del paciente.

Tabla 9. Datos obtenidos de la evaluación gamma de la evaluación interfracción del tratamiento.

Paciente	arcos	Promedio de área gamma menor a 1	Índice gamma Promedio
1	3	99,9	0,08
2		100	0,06
3		99,4	0,07
4		99,7	0,08
5		100	0,08
6		100	0,08
7		100	0,09

Logrando de esta forma, cada uno de los pasos necesarios para garantizar la seguridad del paciente, y obteniendo valores muy satisfactorios para cada una de las caracterizaciones dosimétricas que componen a un plan de tratamiento, que al juntarlas todas y cumplirla se logra una excelente planificación de tratamiento.

Capítulo 6.

Conclusiones y recomendaciones

Conclusiones

Un análisis minucioso de los histogramas dosis volumen demostró que se cumplen todas las restricciones dadas en la literatura (referencia [35]) de los límites de dosis a los órganos a riesgo, lo cual implica una probabilidad mínima en la aparición de complicaciones debido a la radioterapia en los pacientes.

Los altos gradientes de la dosis entregada demuestran que la técnica SBRT debe ser utilizada en conjunto con la adquisición de imágenes previas para cada sesión del tratamiento, de manera tal, que se asegura la posición del objetivo a tratar, y la exclusión de los órganos a riesgo de las zonas con mayor dosis entregada.

La técnica SBRT planificada con VMAT nos muestra que logra altas conformaciones de dosis, logrando evitar órganos a riesgo adyacentes como lo es la medula espinal para los tratamientos a columna.

Para volúmenes de hasta de 263 cm^3 se cumple con una buena conformación de dosis a su vez que se obtienen los altos gradientes de dosis necesarios para la protección de los órganos a riesgo, además, se evidencia que no hay mayor variación en los índices de conformidad y homogeneidad para estos volúmenes.

La inmovilización 4D logra la reproducibilidad del posicionamiento del paciente, además de lograr disminuir las variaciones interfacción del tratamiento, siendo así el método de inmovilización requerido para la aplicación de la técnica SBRT.

La caracterización dosimétrica de cada plan de tratamiento es de vital importancia para un alto control de calidad y por ende brindar a cada paciente la seguridad necesaria para su tratamiento.

El índice de conformidad de los planes de tratamiento obtenidos tuvieron un valor en promedio de 0,90, lo cual indica que el volumen tratado con la curva de isodosis del 100% está ubicada dentro del volumen objetivo y el tamaño de este es menor, esto

debido a el requerimiento de cumplir con la tolerancia de dosis en la medula espinal, ya que este órgano está involucrado y dentro de cada una de las vértebras de la columna y en consecuencia está involucrado en cada una de las planificaciones del tratamiento.

Se logró determinar el índice de Paddick en cada tratamiento, logrando resultados satisfactorios en cuanto a la conformidad del tratamiento respecto a la lesión que se desea tratar, obteniendo valores por encima de 0,7 que para el estándar internacional nos dice que hubo una buena conformidad y exactitud espacial de la dosis entregada a el paciente.

Una vez verificadas todas las caracterizaciones dosimétricas del plan de tratamiento se debe verificar la reproducibilidad del plan, ya que si el equipo no es capaz de reproducirlo se pondrá en riesgo el éxito de la entrega del plan de tratamiento a el paciente.

El índice gamma de los controles de calidad para planes de tratamiento de SBRT realizados con técnica VMAT tuvieron un valor para el área gamma de cada arco involucrado en el tratamiento satisfactorio siendo estos cercanos a el 100% de coincidencia de la fluencia medida por el sistema de dosimetría portal con la fluencia predicha por el sistema de planificación, con esto se cerciora la reproducibilidad del plan planificado con las posibilidades reales dadas las limitaciones físicas y mecánicas del equipo.

Los cambios interfracción en los mapas de fluencia fueron bajos, lo cual implica que la reproducibilidad de la posición del paciente gracias tanto a los inmovilizadores y a el sistema de adquisición de imágenes portales para la verificación del posicionamiento del paciente dan como resultado una alta precisión en la entrega del tratamiento del paciente, en cada una de sus cinco sesiones de tratamiento.

Dadas las evidencias obtenidas, se logró determinar el correcto funcionamiento del conjunto inmovilizador - Sistema de planificación – sistema de dosimetría portal que todas juntas posibilitan el tratamiento de las metástasis a nivel de la columna

vertebral, logrando pasar las pruebas de la caracterización dosimétrica en los planes de tratamiento y obteniendo así la verificación de la aplicación del equipo Halcyon para el tratamiento de estas patologías.

La técnica SBRT requiere de altos controles de calidad, puesto que posee grandes gradientes de dosis, de forma tal que se debe garantizar la precisión de la entrega de dosis mediante todas las verificaciones planteadas como lo son, imágenes del paciente previo a el tratamiento, control de calidad aprobado según el protocolo del índice gamma, pruebas para las cuales se utiliza el sistema de dosimetría portal.

Recomendaciones

Es importante seguir una secuencia en el estudio de cada plan de tratamiento, esto con el fin de lograr una buena optimización del plan de tratamiento, ya que, en caso de no lograr un buen resultado en alguna de las pruebas, se deberá revisar y mejorar este plan, para la seguridad del paciente.

Los límites de dosis a los órganos a riesgo siempre deben ser cumplidos, si esto no es así, se deberá optimizar el plan de tratamiento con el fin de lograr cumplir estas dosis de manera tal de disminuir la probabilidad de aparición de complicaciones a el paciente.

A pesar de los buenos resultados obtenidos, cada plan de tratamiento debe ser verificado para la seguridad de cada uno de los pacientes, a manera tal de no poner en riesgo la salud de ninguno de los pacientes.

Bibliografía.

- [1] Valdespino-Gómez VM, Valdespino-Castillo VE. Iniciación y progresión del cáncer: un sistema. *Gamo*. 2011 Nov;10(6):358.
- [2] Witt D, Jaque I, Sepúlveda MI. Enfermedad metastásica de la columna vertebral. *Revista Médica Clínica Las Condes*. 2020 Sep 1;31(5-6):460-71.
- [3] Vellayappan BA, Chao ST, Foote M, Guckenberger M, Redmond KJ, Chang EL, Mayr NA, Sahgal A, Lo SS. The evolution and rise of stereotactic body radiotherapy (SBRT) for spinal metastases. *Expert review of anticancer therapy*. 2018 Sep 2;18(9):887-900.
- [4] Yarnold JR. 8 Gy single fraction radiotherapy for the treatment of metastatic skeletal pain: randomised comparison with a multifraction schedule over 12 months of patient follow-up On behalf of the Bone Pain Trial Working Party. *Radiotherapy and Oncology*. 1999 Aug 1;52(2):111-21.
- [5] Ryu S, Jin R, Jin JY, Chen Q, Rock J, Anderson J, Movsas B. Pain control by image-guided radiosurgery for solitary spinal metastasis. *Journal of pain and symptom management*. 2008 Mar 1;35(3):292-8.
- [6] Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and oncology*. 2008 Sep 1;88(3):289-309
- [7] Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and oncology*. 2008 Sep 1;88(3):289-309
- [8] Podgoršak EB. *Radiation physics for medical physicists*. Berlin: Springer; 2006.
- [9] Avilés Santillana I. Characterization of materials and welded interfaces for the SPL Project (Master's thesis).

- [10] Attix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons; 2008 Sep 26.
- [11] Kamal A. Nuclear physics. Springer; 2014 Jul 5.
- [12] Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E. Medical electron accelerators. (No Title). 1993 Jan.
- [13] Lim TY, Dragojević I, Hoffman D, Flores- Martinez E, Kim GY. Characterization of the Halcyon™ multileaf collimator system. Journal of applied clinical medical physics. 2019 Apr;20(4):106-14.
- [14] Dr Devesh Gupta, Linear Accelerator in Cancer Treatment, Radiation Biophysics.
- [15] Hussein M, Heijmen BJ, Verellen D, Nisbet A. Automation in intensity modulated radiotherapy treatment planning—a review of recent innovations. The British journal of radiology. 2018 Dec;91(1092):20180270.
- [16] Webb S, Lomax A. There is no IMRT Phys Med Biol 2002;46:L7–L8.
- [17] Das IJ, Andersen A, Chen ZJ, Dimofte A, Glatstein E, Hoisak J, Huang L, Langer MP, Lee C, Pacella M, Popple RA. State of dose prescription and compliance to international standard (ICRU-83) in intensity modulated radiation therapy among academic institutions. Practical Radiation Oncology. 2017 Mar 1;7(2):e145-55
- [18] Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice.
- [19] Ahmed SN. Physics and engineering of radiation detection. Academic Press; 2007 Apr 12.
- [20] Kavuma A, Glegg M, Currie G, Elliott A. Assessment of dosimetric performance in 11 Varian a-Si500 electronic portal imaging devices. Physics in Medicine & Biology. 2008 Nov 12;53(23):6893.]

[21] Rodríguez, Ricardo Martínez (2008). Fundamentos teóricos y prácticos de la histoquímica. Editorial CSIC - CSIC Press. ISBN 9788400086725.

[22] Tapia Vargas AR. Utilidad de radiología digital y convencional en el diagnóstico radiológico de displasia de cadera en el departamento de diagnóstico por imágenes del Hospital Regional Honorio Delgado, Arequipa. 2015.]

[23] Varian Medical Systems. Portalvisiontm and dosimetry 6.5. Document Library

[24] Hernández V, Hansen CR, Widesott L, Bäck A, Canters R, Fusella M, Götstedt J, Jurado-Bruggeman D, Mukumoto N, Kaplan LP, Koniarová I. What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans. *Radiotherapy and Oncology*. 2020 Dec 1;153:26-33.

[25] Hussain A, Muhammad W. Treatment Planning in Radiation Therapy. An Introduction to Medical Physics. 2017:63-129.]

[26] Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems. 2005;118:2894.

[27] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656–61.]

[28] Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy—towards good practice. *Physica Medica*. 2017 Apr 1;36:1-1.

[29] Heron DE, Huq MS, DABR F, Herman JM, editors. Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy (SBRT). Springer Publishing Company; 2018 Sep

[30] Drake, R.L., Vogl, A. W., Mitchell, A. W. M., (2014): Gray's Anatomy for Students (2nd ed.). London: Elsevier Churchill Livingstone.

[31] Zhang T, Orton NP, Tomé WA. On the automated definition of mobile target volumes from 4D- CT images for stereotactic body radiotherapy. *Medical physics*. 2005 Nov;32(11):3493-502.

[32] Chavaudra J, Bridier A. Definition of volumes in external radiotherapy: ICRU reports 50 and 62. *Cancer radiotherapie: journal de la Societe francaise de radiotherapie oncologique*. 2001 Oct 1;5(5):472-8.

[33] Chang DS, Lasley FD, Das IJ, Mendonca MS, Dynlacht JR. *Basic radiotherapy physics and biology*. Springer International Publishing; 2014 Sep 19.

[34] Chang DS, Lasley FD, Das IJ, Mendonca MS, Dynlacht JR. *Basic radiotherapy physics and biology*. Springer International Publishing; 2014 Sep 19.

[35] Bertholet J, Hunt A, Dunlop A, Bird T, Mitchell RA, Oelfke U, Nill S, Aitken K. Comparison of the dose escalation potential for two hypofractionated radiotherapy regimens for locally advanced pancreatic cancer. *Clinical and Translational Radiation Oncology*. 2019 May 1;16:21-7.

[36] Feuvert L, Noël G, Mazon J, Bey P. 2006. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 64:333-42.

[39] Paddick I. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. *Journal of neurosurgery*. 2000 Dec 1;93(supplement_3):219-22.]

[38] Hruby W, editor. *Digital (R) evolution in Radiology*. Springer Science & Business Media; 2013 Jun 29.

[39] Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography-know its secrets. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015 Feb;7(2):64.

[40] De Los Santos J, Popple R, Agazaryan N, Bayouth JE, Bissonnette JP, Bucci MK, Dieterich S, Dong L, Forster KM, Indelicato D, Langen K. Image guided radiation therapy (IGRT) technologies for radiation therapy localization and delivery. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*. 2013 Sep 1;87(1):33-45.

[41] Hernández, R., Fernández, C., & Baptista, P. (2014). Metodología de la investigación (sexta edición ed.). McGRAW-HILL / INTERAMERICANA EDITORES, S.A..

[42] McCowan PM, Van Uytven E, Van Beek T, Asuni G, McCurdy BM. An in vivo dose verification method for SBRT-VMAT delivery using the EPID. Medical physics. 2015 Dec;42(12):6955-63.

[43] Thibault I, Campbell M, Tseng CL, Atenafu EG, Letourneau D, Yu E, Cho BJ, Lee YK, Fehlings MG, Sahgal A. Salvage stereotactic body radiotherapy (SBRT) following in-field failure of initial SBRT for spinal metastases. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics. 2015 Oct 1;93(2):353-60.

[44] Woodruff HC, Fuangrod T, Rowshanfarzad P, McCurdy BM, Greer PB. Gantry- angle resolved VMAT pretreatment verification using EPID image prediction. Medical physics. 2013 Aug;40(8):081715.

www.bdigital.ula.ve