



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS
INSTITUTO DE FÍSICA

MÉTRICAS DE COMPLEJIDAD EN TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA
AVANZADAS Y LOS EFECTOS EN EL CONTROL DE CALIDAD

TESIS
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
LUIS GUTIÉRREZ MELGAREJO

TUTOR PRINCIPAL
DRA. OLGA OLINCA GALVÁN DE LA CRUZ,
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

MIEMBROS DE COMITÉ TUTOR:
DRA. MERCEDES RODRÍGUEZ VILLAFUERTE
INSTITUTO DE FÍSICA, UNAM

DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA

CIUDAD DE MÉXICO, AGOSTO 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Agradezco profundamente a las y los profesores de la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme su conocimiento, su apoyo y críticas a lo largo de esos dos años. Reconociendo el esfuerzo mutuo por sobresalir exitosamente a las adversidades tan críticas que se presentaron debido a la pandemia por COVID-19.

Agradezco el apoyo absoluto y constante que siempre recibí por parte de la Dra. Olga Olinca Galván De la Cruz, por las lecturas, asesorías, críticas y sobre todo el tiempo que brindó a mi trabajo, además de la confianza que siempre me brindó. De igual forma, agradezco también la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte y Dra. Olivia Amanda García Garduño por aceptar formar parte de mi Comité y por el tiempo que le prestaron a leer mis trabajos; sus comentarios y críticas fueron acertadas para fortalecer y clarificar lo presentado en este escrito. También agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT, México) por el apoyo de financiamiento para la realización de la presente investigación.

Al Instituto Nacional de Cancerología y al M. en C. Miguel Rodríguez Ponce por la asesoría y préstamo de equipo, al M. en C. Alfredo Herrera González por la ayuda, y asesoría, a la unidad de radiocirugía, al Dr. Axayacalt Guitérrez Aceves por permitirnos usar el equipo y al laboratorio de Física Médica del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía en particular a la Dra. Olivia Amanda García Garduño por facilitar el escáner para el uso de películas.

Finalmente, doy gracias al apoyo brindado a todas aquellas personas, amigos y familiares que han sido mi soporte emocional en momentos de dificultad.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Hipótesis	7
1.2. Objetivo General	7
1.2.1. Objetivos específicos	7
2. Antecedentes	9
2.1. Radioterapia conformal (3D-CRT)	10
2.2. Radioterapia de intensidad modulada	11
2.3. Modificadores de haz	14
2.4. Métricas de complejidad	17
2.5. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)	19
2.6. DICOM-RT	20
3. Materiales y métodos	22
3.1. Acelerador lineal (LINAC)	22
3.1.1. Colimador multihojas (MLC)	23
3.2. Detectores	25
3.2.1. Sistema de imagen portal	25
3.2.2. Arreglo de detectores	26
3.2.3. Película radiocrómica EBT3	27
3.3. Selección de pacientes	29
3.4. Planes de verificación	30
3.5. Configuración y análisis para las medidas realizadas con cada detector	30

3.5.1. Análisis de las distribuciones obtenidas	32
3.5.1.1. Sistema de imágenes portal	33
3.5.1.2. Arreglo de cámaras de ionización líquidas 1000 ^{SRS}	33
3.5.1.3. Película radiocrómica	33
3.6. Cálculo de métricas	34
3.7. Análisis de correlaciones	36
4. Resultados y discusión	38
4.1. Información extraíble para el análisis de archivos Trayectory log . .	38
4.1.1. Reporte simple de la ejecución de un plan de tratamiento .	39
4.1.2. Propuesta de protocolo para un control de calidad paciente específico	42
4.2. Análisis de correlaciones	43
4.2.1. Correlaciones para los planes de verificación estudiados haz por haz	44
4.2.1.1. Sistema de imágenes Portal	44
4.2.1.2. Arreglo de cámaras de ionización líquidas 1000 ^{SRS}	53
4.2.1.3. Película radiocrómica	59
4.2.1.4. Comparación de resultados entre detectores . . .	63
4.2.2. Correlaciones para los planes de verificación irradiados de manera continua	65
5. Conclusiones	71

Capítulo 1

Introducción

La radioterapia (RT) es una forma de tratamiento basada en el empleo de radiación ionizante. El funcionamiento de la radioterapia contra el cáncer consiste en impartir altas dosis de forma localizada a las células tumorales, tumores benignos, lesiones funcionales o vasculares; lo que provoca que se destruyan por completo o se dañe la estructura de éstas [1]. Comúnmente en radioterapia se utilizan haces de fotones y electrones que pueden conseguirse de irradiadores de ^{60}Co o aceleradores lineales (LINAC), siendo éstas, las máquinas más usadas para la radioterapia moderna.

En los tratamientos usuales de radioterapia se utilizan haces de fotones y/o electrones, con depósito de energía uniforme en el campo [2]. Existen situaciones en las cuales se usan modificadores de haz, tales como cuñas o compensadores. Se denomina modulación de intensidad del haz, a la disminución del número de partículas por unidad de área, respecto del haz original. La modulación de intensidad se logra mediante el uso de un sistema que incorpora un colimador de múltiples hojas, las cuales se mueven delante de la salida del haz para así, lograr que se module el haz de radiación [3]. Es por ello, que el uso de colimadores multihojas (MLC, por sus siglas en inglés), es indispensable para lograr un haz de intensidad modulada.

En las últimas décadas los desarrollos tecnológicos en la administración de radioterapia implican un mayor avance en las técnicas de adquisición de imágenes, avances en los sistemas de planeación (TPS, por sus siglas en inglés) y las capacidades de administración de radiación por parte de los LINAC, lo que conlleva a una mejor distribución y conformación de la dosis. Estas implementaciones han sido impulsadas por la necesidad de reducir la dosis a los tejidos sanos, minimizar el riesgo de toxicidad y morbilidad; con este fin se han desarrollado nuevas técnicas en radioterapia, denominadas técnicas avanzadas.

Cada vez es más común el uso de técnicas avanzadas en la radioterapia, las cuales consisten en tratamientos con intensidad modulada (IMRT, por sus siglas en inglés) y arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (Rapid Arc o VMAT). Ambas técnicas se caracterizan por utilizar haces de intensidad modulada, lo que genera un mapa de fluencia de fotones.

Para poder implementar IMRT o VMAT es indispensable hacer uso de la planeación inversa, la cual se define como: un método de planificación del tratamiento, en el que se comienza por la determinación de los objetivos clínicos específicos; y después el TPS determina los parámetros, como lo son: el número de segmentos, la apertura, la posición y el desplazamiento del MLC para poder alcanzar los objetivos especificados.

La IMRT consiste en el uso de múltiples angulaciones del gantry; y la intensidad de cada haz para las diferentes posiciones, se modula haciendo uso del MLC. Dentro de la modalidad de la IMRT, hay dos maneras distintas de impartirla, estas son: paso y disparo o Step and Shoot (SS, por sus siglas en inglés) y ventana deslizante o Sliding Window (SW, por sus siglas en inglés). La modalidad SS consiste en que para cada angulación fija del gantry, el MLC se coloca en la posición deseada y se administra radiación, mientras que la modalidad SW consiste en que para cada posición del gantry, el MLC se mueve durante el disparo para lograr diferentes modulaciones del haz para cada angulación.

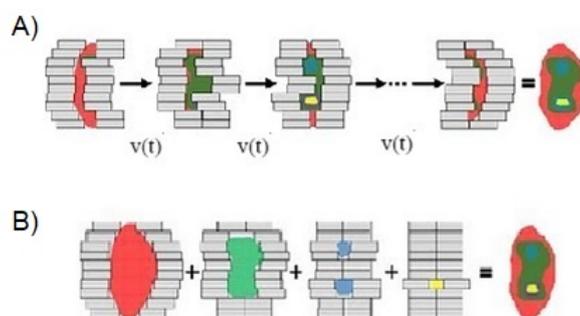


Figura 1.1: (A) Modalidad ventana deslizante en la cual, el MLC se mueve de manera continua con una velocidad $v(t)$ durante la irradiación para crear el mapa de fluencia una vez terminada la irradiación. (B) modalidad paso y disparo la cual, consiste en una serie de segmentos con diferentes formas que toma el MLC para hacer la irradiación, una vez hecha la irradiación para los diferentes segmentos, la superposición de estos crea el mapa de fluencia [4].

La técnica VMAT es muy similar a IMRT pero en VMAT no hay angulaciones fijas del gantry, sino que se mueve en diferentes arcos, mientras se administra la dosis al objetivo y al mismo tiempo el colimador multihojas modula la intensidad del haz de radiación, modulando la fluencia. Por lo tanto, en un tratamiento con

VMAT, se hablará de cuantos arcos están involucrados dentro del mismo para poder impartir un plan de tratamiento [5].

Una diferencia importante entre las dos técnicas descritas radica principalmente en que VMAT mejora en la eficiencia de la administración del tratamiento como resultado de la reducción en el tiempo de administración del tratamiento, además de que mejora la protección de órganos de riesgo [6] ya que al tener un haz irradiando de manera continua para los diferentes arcos en VMAT, se reduce considerablemente el tiempo respecto a IMRT.

Por otra parte, tanto IMRT como VMAT presentan ventajas notables frente a la radioterapia 3D conformacional. Entre ellas la más sobresaliente es el hecho de poder administrar altas tasas de dosis de manera conformal a los diferentes volúmenes blancos (PTV), además de disminuir las dosis que pueden llegar a recibir los órganos en riesgo (OAR).

La implementación de estas técnicas avanzadas ve comprometida su eficacia de acuerdo con la capacidad de modular la fluencia; lo cual se logra a través de diferentes parámetros. Para el caso de IMRT algunos de los parámetros relevantes son: la posición del MLC en modalidad SS, posición y velocidad del MLC en modalidad SW y número de segmentos [2]. Por otra parte, para el caso de VMAT: velocidad del gantry, variación en la tasa de dosis, gradientes entre segmentos, entre otros [5]. Los parámetros descritos provocan que se consiga un mapa de fluencia complejo para cada haz que se utilice en el tratamiento.

En este sentido, el nivel de complejidad para un determinado plan de intensidad modulada dependerá de diversos factores, que van desde las capacidades del LINAC, hasta las limitaciones dosimétricas e incluso los diferentes algoritmos de optimización [7].

Es recomendable que en planes de tratamiento en los cuales se use IMRT o VMAT, se cuantifique el nivel de complejidad; lo cual se hace mediante el uso de métricas. La complejidad de un plan se define a partir de los parámetros de la máquina y las propiedades del plan para estudiar las correlaciones con la concordancia entre las distribuciones de dosis administrada y calculada [6].

Las métricas de complejidad tienen como finalidad la cuantificación de discrepancias en la reproducibilidad de un plan de tratamiento con IMRT o VMAT; y el cálculo realizado con el TPS. Las métricas de complejidad se clasifican de la siguiente manera [6]:

- **Complejidad de fluencia:** las métricas dentro de esta categoría únicamente consideran la fluencia resultante de un plano o haz modulado. Esta

categoría no considera parámetros del LINAC. La propuesta de esta clasificación es que para fluencias heterogéneas, se tiene un alto nivel de complejidad respecto con haces homogéneos. Las métricas dentro de esta categoría se pueden implementar para IMRT y VMAT.

- **Entrega:** las métricas dentro de esta categoría dependen de los parámetros mecánicos del equipo de radioterapia, como lo es la velocidad del gantry y MLC; además de parámetros dosimétricos como tasa de dosis y unidades monitor (MU, por sus siglas en inglés). Las métricas de esta categoría son fuertemente dependientes de las restricciones u objetivos que se plantean, ya sea IMRT o VMAT y parámetros del plan.
- **Precisión:** las métricas dentro de esta categoría tienen como objetivo, cuantificar los parámetros identificados como: más propensos a comprometer el cálculo exacto de la dosis debido al modelado de la máquina y la inexactitud del algoritmo en el TPS. Las métricas de precisión se centran en el MLC y la modelación que se usa en el TPS; en consecuencia se pueden aplicar tanto a IMRT como a VMAT.

Con este trabajo se buscó a asociar métricas de complejidad a la posibilidad de reproducir el plan y sus objetivos, con la finalidad de tener un grupo de variables que cuantifiquen qué tan complejo será el plan de tratamiento para hacer que los objetivos se cumplan; y que los mapas de fluencia que se generan en el LINAC sean iguales a los generados en el TPS.

La métrica de complejidad que se escogió para analizar a lo largo de este trabajo fue: puntuación de complejidad de modulación (MCS, por sus siglas en inglés) [8].

- La métrica de índice de modulación (IM) se basa en información proporcionada por el TPS, entre la cual es indispensable conocer: la variabilidad en las posiciones de las hojas, el grado de irregularidad en la forma del campo, el peso que se le dé a cada segmento y el área en una puntuación del IM; el cual varía de 0 a 1. Esta métrica es aplicable a cualquier plan de IMRT; las características de esta métrica son: que un campo rectangular abierto sin uso del MLC, tiene asociada una complejidad nula y mientras que los campos con múltiples segmentos irregulares y pequeños tienen una complejidad alta. En términos sencillos, el valor del MCS disminuye desde un valor 1 (nula complejidad), hasta un valor 0 (complejidad muy alta). Es decir, la complejidad de los campos de radiación aumenta a medida que MCS disminuye.

Sin embargo para poder hacer uso de la métrica antes mencionado fue necesario implementar las siguientes métricas:

- La métrica de variabilidad del área de apertura (AAV, por sus siglas en inglés) se utiliza para caracterizar la variación en el área de un determinado segmento en relación con la apertura máxima definida para todos los campos [8]. El valor que proporciona esta métrica es más grande para segmentos que son más similares en área a la apertura máxima del haz.
- La métrica de variabilidad de la secuencia de hojas (LSV, por sus siglas en inglés), se utiliza para cuantificar la diferencia de la posición de una hoja respecto a una hoja adyacente del MLC y esto se aplica para todas las hojas del MLC. Esta métrica tiene valores mayores cuando las posiciones entre hojas adyacentes es mayor.

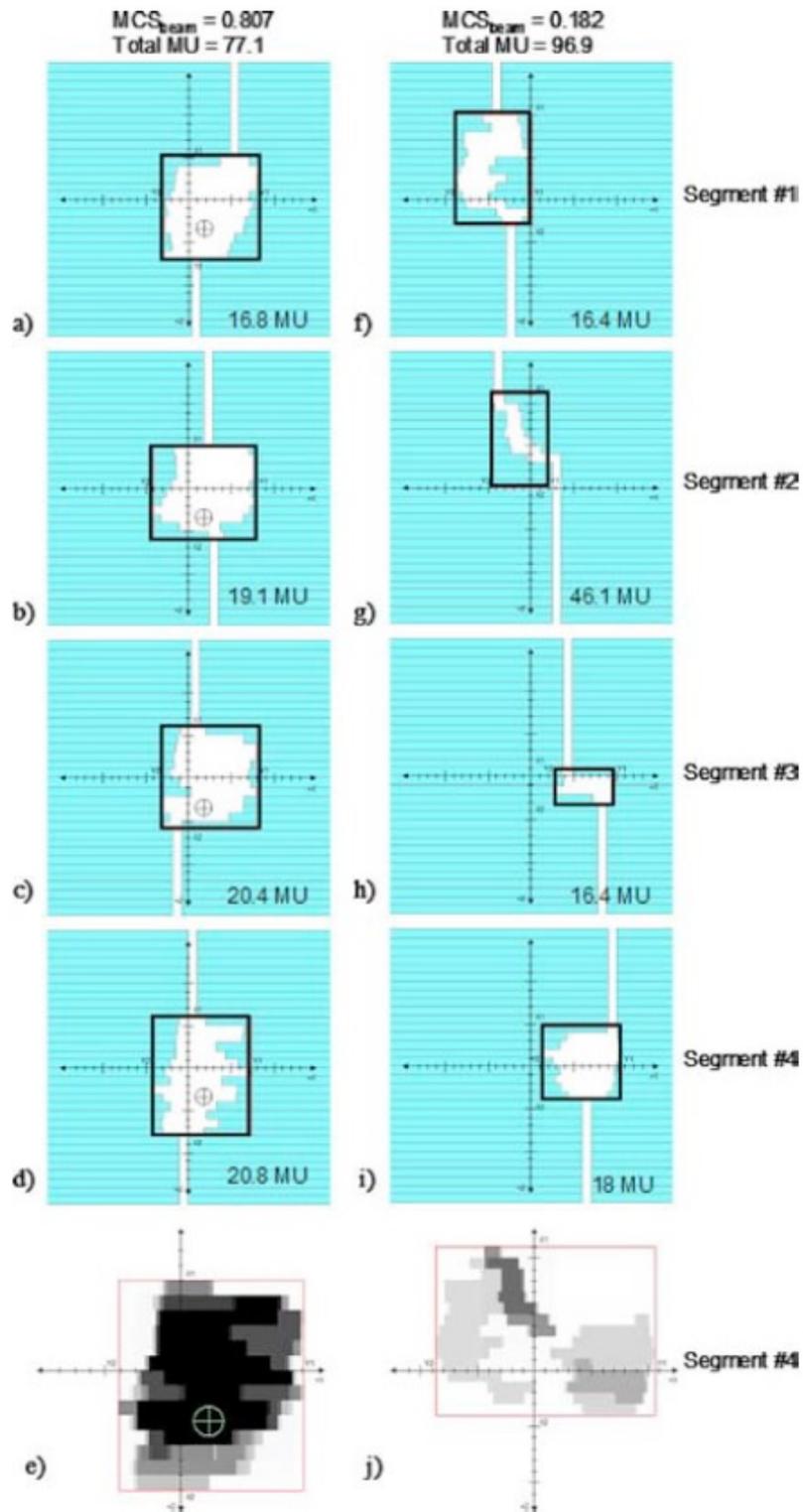


Figura 1.2: Ilustraciones de los patrones de MLC para cada uno de los cuatro segmentos de IMRT y los mapas de fluencia resultantes para [(a) - (e)] usando un haz con un MCS alto (0.807) y [(f) - (j)] usando un haz con MCS bajo (0.182) [8].

En conclusión, con este trabajo y el análisis de las métricas de complejidad antes mencionadas, se evaluará el nivel de complejidad de diversos planes de tra-

tamiento para así valorar la dependencia de las métricas, con la posibilidad del LINAC TrueBeam STx (TB) de reproducir de la mejor manera los planes de tratamiento; teniendo en cuenta que un alto grado de complejidad no necesariamente es una característica negativa de un plan de tratamiento, ya que puede ser necesario un alto grado de complejidad debido a la geometría y ubicación relativa entre el objetivo y los OAR.

1.1. Hipótesis

Los planes de tratamiento con distribuciones de dosis que se formen a partir de múltiples segmentos pequeños de haz y de formas irregulares, contengan zonas de altos gradientes de dosis; se correlacionan con un valor de MCS bajo, lo que refleja que el plan presenta un alto nivel de complejidad en términos del MCS. Por lo anterior se espera que planes con altos niveles de complejidad, se correlacionan con bajas tasas de aprobación del índice gamma.

1.2. Objetivo General

Buscar correlaciones entre las siguientes métricas: MCS, variabilidad del área de borde (AAV_{seg} , por sus siglas en inglés) y variabilidad de la secuencia de hojas (LSV_{seg} , por sus siglas en inglés) con la tasa de aprobación del índice gamma para diversos planes de tratamiento aplicados con técnica de IMRT en la modalidad de ventana deslizante.

1.2.1. Objetivos específicos

- Crear un programa que sea eficiente y fácil de usar para evaluar métricas de complejidad de los tratamientos hechos con el sistema de planeación Eclipse y aplicados con un acelerador lineal Varian TrueBeam STx (TB) de energía nominal de 6 MV con filtro de aplanado. Identificar las métricas de complejidad que se asocian a una mayor discrepancia en los mapas de fluencia de un plan de tratamiento medido.
- Realizar un análisis en un conjunto de planes de tratamiento de IMRT para crear una estadística sobre el impacto de las métricas de complejidad con el desempeño de un acelerador lineal y reproducibilidad de mapas de fluencia.

- Análisis de correlaciones entre:
 - Valores de las métricas propuesta con la tasa de aprobación del índice gamma

Capítulo 2

Antecedentes

Los rayos X son una forma de radiación de alta energía la cual posee una longitud de onda del orden de 10^{-10} m; fueron descubiertos por el físico alemán Wilhelm Roentgen en 1896. A lo largo de la historia los rayos X se han utilizado como una forma de diagnosticar y tratar enfermedades. Esto último fue gracias a que se descubrió que los rayos X pueden matar células y de manera particular las cancerosas y encoger tumores debido a la energía que se transfiere estos. Este método de tratamiento se llama radioterapia.

Debido a que la radiación administrada en un tratamiento de radioterapia no es preferente a células cancerosas y células normales, los haces de radiación que se utilicen deben de ser cuidadosamente planificados para que se proteja la mayor cantidad de tejido sano y órganos en riesgo.

Un tratamiento de radioterapia ideal administra una dosis alta de radiación al volumen blanco pero una dosis mínima al tejido normal circundante. Para muchos tumores existe una relación clara entre la dosis de radiación y la probabilidad de control del tumor, pero la dosis del tumor a menudo está limitada por la tolerancia a la radiación de las estructuras circundantes [9].

Dentro de los tratamientos con radiación ionizante existen dos tipos principales, los cuales son: radioterapia de haz externo (EBT, por sus siglas en inglés), la cual es conocida como teleterapia y la braquiterapia. La decisión sobre qué modalidad de radioterapia es más conveniente para ciertas situaciones depende de diversos factores como: tipo de cáncer, tamaño del tumor, la ubicación del tumor en el cuerpo, qué tan cerca está el tumor de los tejidos sanos y qué tan radiosensibles son éstos, entre otros.

La radioterapia de haz externo se basa en el uso de una máquina la cual emite radiación, dicha máquina puede ser un LINAC o una fuente de cobalto.

Los haces de radiación que son comúnmente utilizados en la terapia con haz externo son procedentes de diferentes tipos de partículas: fotones, electrones, partículas alfa o protones. Del mismo modo que para la elección de un tipo de terapia, la elección con el tipo de partículas que se utilizará depende de diversos factores.

La radioterapia braquiterapia es una forma de tratamiento en la que se insertan fuentes de radiación dentro del cuerpo de un paciente; el estado de la fuente de radiación puede ser líquido o sólido. Este tipo de terapia del mismo modo que la de haz externo es un tratamiento local para el paciente.

El uso de la radiación como forma de tratamiento contra el cáncer ha sido fuertemente impulsado por la colaboración de médicos y físicos. Los principales motivos por los cuales se ha desarrollado en gran medida el ámbito de la radioterapia es la innovación tecnológica, aumento en la comprensión de la radiobiología y la sistematización y perfeccionamiento de los enfoques clínicos [10].

El desarrollo tecnológico así como los nuevos conocimientos en otros ámbitos de la física han permitido que se creen nuevas modalidades de tratamiento que principalmente van orientadas a poder alcanzar energías más altas de los haces de radiación y mejorar las distribuciones de dosis administradas [11].

A la par de los desarrollos para nuevas modalidades de tratamiento también surgieron avances en los métodos de medición dosimétrica y planificación de tratamientos; del mismo modo las imágenes médicas necesarias para la aplicación de nuevas modalidades de tratamiento fueron cada vez más refinadas y con mayor resolución para poder así garantizar que la planificación se realice de la mejor manera.

Un avance tecnológico, que supuso un cambio radical en la radioterapia, fue la incorporación de las computadoras y las herramientas informáticas concernientes a la radioterapia en la década de los 80, posibilitando la obtención y transferencia de imágenes médicas digitales y el desarrollo de potentes sistemas de planificación de tratamiento, de tal manera que posibilitó la transición de una radioterapia 2D basada en placas de RX a una radioterapia en 3D basada en imágenes volumétricas de tomografía computarizada [12].

2.1. Radioterapia conformal (3D-CRT)

La introducción de la tomografía computarizada provocó una mejora drástica en la precisión para definir al volumen blanco así como a los OAR, lo cual, ayudó

a que se tuviera información anatómica 3D de mejor calidad, además del hecho que permitió realizar cálculos de dosis en 3D.

En la modalidad 3D-CRT, el tumor se identifica y dibuja en cada imagen transversal (llamado corte axial) creando un volumen blanco tridimensional reconstruido, para posteriormente configurar los haces de radiación para que se ajusten a este volumen y proporcionen protección a los tejidos sanos [13].

Se generan distribuciones de dosis que se conforman al volumen blanco en términos de dosis apropiadas al tumor y mínima dosis posible al tejido sano. La 3D-CRT incluye conceptos físicos y biológicos para lograr sus resultados clínicos.

2.2. Radioterapia de intensidad modulada

La 3D-CRT tiene ciertas limitaciones para los PTV que están inmersos en cavidades o tienen un forma demasiado irregular, aunado a que pueden estar muy cerca de OAR los cuales, se deben de proteger. Debido a lo anterior surge la necesidad de tener un haz de intensidad modulada, el cual consiste en un haz que muestra una distribución de dosis con gradientes de dosis inducidos deliberadamente, en vez de mostrar una distribución de dosis plana habitual [14].

La radioterapia de intensidad modulada es una forma avanzada de radioterapia conformal tridimensional. Es de especial valor para los volúmenes con formas cóncavas o complejas muy próximos a estructuras normales radiosensibles [15]. En este sentido la IMRT es la administración de radiación al paciente a través de campos que tienen una fluencia de radiación no uniforme.

Las características más relevantes que diferencian la IMRT de la 3D-CRT son: la intensidad no uniforme de los haces de radiación y la planificación inversa. El principio que sigue la IMRT es el de generar haces de radiación con intensidad variable, a diferencia de otras técnicas de radioterapia externa, que usan haces de intensidad uniforme.

A lo largo del desarrollo de las formas de aplicar la radioterapia de haz externo, se han utilizado diversas formas de variar la intensidad del haz de radiación. Las formas (pero que en diversos lugares aún son utilizadas) de hacerlo son con el uso de modificadores de haz como: cuñas y compensadores, que son los precursores a los actuales MLC.

Existen dos modalidades de implementación de la IMRT. La primera es una superposición de una serie de segmentos, que en cada uno de ellos el MLC toma

una forma determinada para que en su conjunto conformen al campo; la forma de dicho campo es establecida por el TPS y esta automatizada por el mismo. Esta técnica se denomina de paso y disparo ya que las hojas del MLC toman una forma y dan un “paso” para colocarse en la siguiente forma del campo, se detienen y luego “dispara” el LINAC, una vez que se terminan de dar las UM para ese segmento específico, el MLC da un nuevo paso. El proceso anteriormente descrito se da de manera consecutiva hasta terminar el campo en cuestión. El segundo método es denominado de ventana deslizante, en el cual, el haz de radiación permanece “encendido” mientras el MLC se mueve continuamente pero a velocidades variables para impartir todas las UM de ese campo [16].

Otra peculiaridad que destaca de la IMRT respecto a las técnicas convencionales es el uso de la planeación inversa. A manera de ejemplo en la 3D-CRT se planifica de manera anticipada y dependiendo de la experiencia del operador el planificar el tratamiento con el número de campos, energía forma y la orientación de los haces que sea más conveniente. Por otra parte en la planeación inversa, lo primero que se hace es especificar los resultados que se esperan del plan en términos de las dosis que se quieren impartir al objetivo y los límites que se establecen a los OAR. Posteriormente, el TPS mediante su algoritmo de optimización y variando los parámetros del MLC, modifica la intensidad de los haces de radiación para encontrar la configuración que mejor se adapte para cumplir los objetivos deseados.

Debido a la inclusión de nuevos parámetros que se deben de considerar para que un tratamiento de IMRT se realice de manera satisfactoria; el aumento en los posibles errores que comprende todo el procedimiento de un tratamiento de IMRT es mayor que en un tratamiento con 3D-CTR. Ya que el objetivo de la radioterapia es administrar la dosis de radiación prescrita con menos del 5 % de incertidumbre general [17, 18] se requiere que los límites de tolerancia establecidos en el TPS y entrega de IMRT sean tales que se pueda asegurar el cumplimiento en la tolerancia de incertidumbre.

En adición a lo anterior, la precisión de un tratamiento de IMRT depende de diversos factores como: precisión mecánica del LINAC, gantry, posicionamiento del isocentro, estabilidad del haz, precisión y reproducibilidad en el posicionamiento de las hojas del MLC, caracterización del MLC en el TPS y la dosimetría de campos pequeños.

Por lo tanto se debe de tener un estricto control de calidad cuando se trabaja con la técnica de IMRT. Principalmente, se debe tener un buen comisionamiento del TPS y MLC. También es importante conocer las limitaciones del equipo, es decir, las limitaciones físicas que puede tener el LINAC, como por ejemplo, en el

posicionamiento de las hojas en un determinado campo de radiación.

Una manera de hacer control de calidad para planes de tratamiento que son administrados con IMRT es comparando las distribuciones de dosis que el TPS entrega con una distribución de dosis que es medida por el operador. La medición de la distribución de dosis es posible hacerla por medio de película radiocrómica o arreglos de detectores.

La comparación se hace por medio del índice gamma el cual, es una herramienta que permite comparar dos distribuciones de dosis. El fundamento de la evaluación gamma es tener una distribución de dosis de un tratamiento que es generada por el sistema de planeación y la distribución de dosis correspondiente a ese plan de tratamiento pero que es medida con un instrumento dosimétrico.

La distribución de dosis que se genera con el detector se coloca en un plano xy , con la finalidad de poder posicionar a cada punto de la distribución por medio de un par ordenado (x_m, y_m) ; se añadirá el eje z , que corresponde a la dosis.

Para cada punto en la distribución medida, P_m , se define un elipsoide de revolución, con radio definido por el usuario (Δd_m) el cual se denomina *distance – to – agreement (DTA)*, este parámetro definirá que tan laxo será el criterio por la evaluación gamma en términos de la distancia espacial mínima a un punto de la distribución evaluada donde la dosis es la misma. Cuanto más pequeño sea el valor del DTA, más estricta es la prueba.

También se define un valor sobre el eje z , que corresponde a un valor porcentual en la diferencia de dosis (ΔD_m), este valor nuevamente es definido por el usuario y del mismo modo que con Δd_m , entre más pequeño sea el valor en diferencia de dosis, más estricta la prueba; por lo tanto los parámetros Δd_m y ΔD_m , definen el volumen del elipsoide de revolución para la aplicación de la prueba gamma.

Posteriormente se debe definir un punto P_c que corresponde a un punto de la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación, este punto se proyectará para un valor dado en el plano xy , con una pareja ordenada (x_c, y_c) ; el objetivo será saber si este punto P_c , se encuentra dentro del elipsoide de revolución previamente definido por los parámetros Δd_m y ΔD_m .

Por lo tanto el punto $P_c(x_c, y_c, z_c)$, se encontrará en el elipsoide de revolución, siempre y cuando su valor de z_c , sea menor o igual que el parámetro definido como ΔD_m y el radiovector de los puntos P_c y P_m ($\vec{r} = \vec{r}_c - \vec{r}_m$), sea menor o igual al radio del elipsoide de revolución, es decir, $\forall |\vec{r}| \leq \Delta d_m$. Finalmente se tendrá que la función gamma, debe de cumplir la siguiente condición:

$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) \leq 1 \quad (2.1)$$

Cuando se tenga un valor que cumple la condición, querrá decir que nuestro punto P_c , se encuentra dentro del elipsoide de revolución y cuando no sea de este modo, el punto P_c se encuentra fuera de el y por tanto no cumple la prueba gamma. Esta prueba se deberá de hacer para todos los puntos P_m y así se obtendría un porcentaje de puntos que cumplan con el criterio de la prueba del índice gamma, para ciertos valores establecidos por el usuario de Δd_m y ΔD_m , de acuerdo a cuan estricto se desea ser.

El criterio de diferencia de dosis y DTA se eligen localmente, pero suelen establecerse como 3%/3 mm.

La IMRT, como cualquier otra técnica en radioterapia presenta ventajas notables pero a la par del aumento en los desafíos para una aplicación segura y de calidad. Sin lugar a duda, la IMRT se vió impulsada por los avances en la física de radiaciones junto con avances computacionales y el desarrollo de la metodología en planeación inversa [19].

La inclusión de técnicas avanzadas en el ámbito clínico ha provocado una gran cantidad de beneficios como [16]:

- Dado que se requiere lograr distribuciones de dosis alrededor de estructuras cóncavas o muy complejas; el uso de la IMRT permite lograr una mejor distribución de dosis alrededor de ese tipo de estructuras.
- Es posible el control por computadora de la emisión de radiación y posicionamiento del MLC.
- La planificación inversa para determinar las distribuciones de IMRT ha alcanzado su madurez y puede realizarse en tiempos cortos.

2.3. Modificadores de haz

Para poder lograr una intensidad no uniforme para un haz de IMRT es fundamental introducir modificadores de haz. Los dispositivos modificadores del haz son dispositivos que cuando se colocan en la trayectoria del haz producen una modificación deseable en la distribución espacial del haz. Los tipos de modificación del haz son los siguientes [20]:

- Bloques genéricos: este tipo de modificador de haz se puede considerar como el más sencillo ya que éstos son fabricados con un material de número atómico alto como el plomo, de alta densidad y que preferiblemente sea

económico. Estos blindajes se usan para la protección de los OAR o para lograr diferentes objetivos que se necesiten cumplir en el plan de tratamientos, tales objetivos pueden ser: protección de órganos de riesgo y evitar la irradiación del tejido sano circundante.

- Bloques personalizados: se utilizan para bloquear parte del campo y a diferencia de los bloques de blindaje, éstos se fabrican de acuerdo con las necesidades del paciente. Comúnmente se realizan de cerrobend, el cual es una mezcla de bismuto, plomo, estaño y cadmio en diferentes proporciones, según se requiera; como se observa en la figura 2.1



Figura 2.1: Composición y estructura de cerrobend [20].

- Compensadores: son dispositivos de modificación del haz que se utilizan para compensar la falta de homogeneidad del tejido, de modo que los contornos de la superficie de la piel se compensan, mientras se conserva la ventaja de preservar la piel [20].
- Filtro de cuña: este tipo de dispositivos se colocan en la trayectoria del haz de radiación, lo que produce una disminución progresiva de la intensidad del haz; la finalidad de usar este modificador de haz es el inclinar las curvas de isodosis a una manera deseada para optimizar la distribución de dosis. Las cuñas regularmente están hechas de plomo, latón, tungsteno y acero [2]. Dado que el uso de cuñas es una forma más sofisticada de modificar el haz, existen diferentes tipos de filtros de cuña los cuales son:
 - Cuña universal: se les denomina así a las cuñas de ángulo y posición fija.

- Cuñas dinámicas: en esta modalidad de cuña, los colimadores se mueven durante el tratamiento para modificar la distribución de dosis.

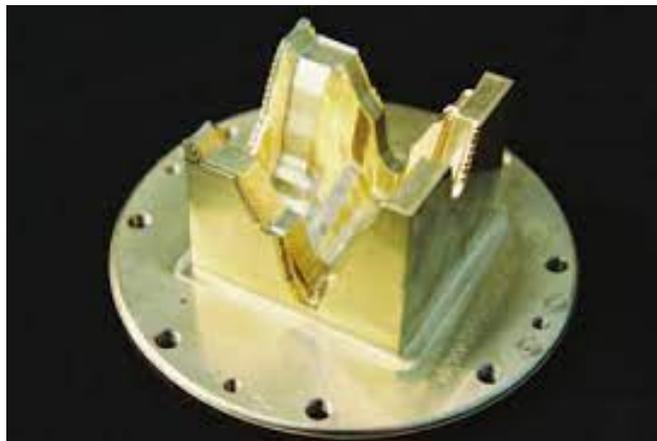


Figura 2.2: Representación de un compensador 3D.

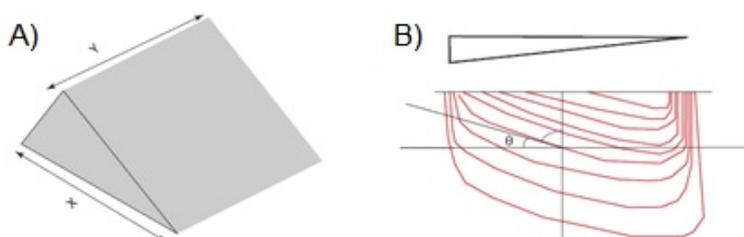


Figura 2.3: A) Representación esquemática de la cuña. B) Representación esquemática de cómo la cuña modifica las curvas de isodosis [20].

- Colimadores multihojas: este dispositivo consiste en hojas emparejadas unas contra otras (la cantidad de pares de hojas dependerá del modelo de MLC que se esté utilizando). El diseño de los MLC puede ser de dos tipos: uno en el que el final de las hojas es redondeado, y otro en el que su borde es recto. Las hojas de los MLC por lo regular están fabricadas con tungsteno pero la composición dependerá del fabricante. El MLC es el modificador que se utiliza en los tratamientos de IMRT y el movimiento que tendrá durante la administración de cualquier tratamiento estará indicado por el TPS.

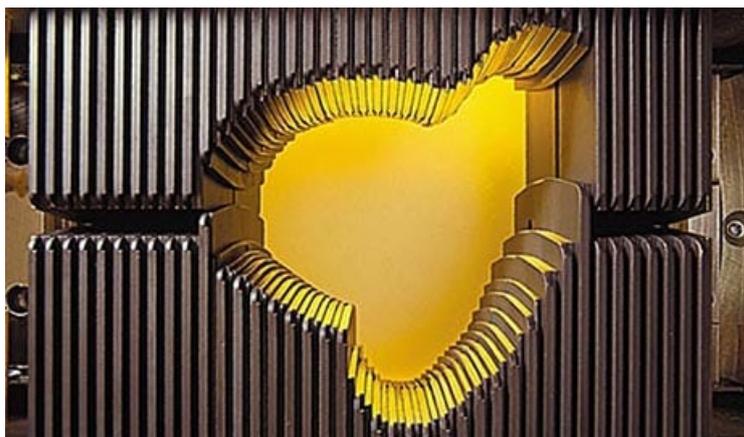


Figura 2.4: Representación de un MLC [21].

2.4. Métricas de complejidad

Los avances como las mejoras en las distribuciones de dosis que han sido resultado de la inclusión de técnicas avanzadas como la IMRT requieren de cambios en muchos parámetros de la máquina. Lo anterior debido a que las variables a considerar para la planeación del tratamiento; por lo cual, dos planes que producen distribuciones de dosis pueden ser parecidos pero existe la posibilidad de que varíen en el grado de complejidad de cada uno de ellos [22].

En la literatura se ha reportado que el grado de complejidad de un plan de tratamiento puede ser indicativo para saber que la precisión en los cálculos de dosis y administración del tratamiento no está siendo la adecuada [6]. En este sentido la evaluación de la complejidad de un plan de tratamiento es crucial para que se pueda saber a priori si la distribución de dosis de un plan de tratamiento se entrega de forma precisa o no. Por lo tanto, se deben de evaluar de manera riguroso aspectos como la calidad y la complejidad de los planes de tratamiento.

La IMRT permite una mayor conformación de la dosis para los volúmenes blanco y protege en mejor medida al tejido normal que la terapia 3D-CTR; sin embargo, la IMRT a menudo conduce a un aumento de la modulación del haz, mayor cantidad de UM, mayor tiempo de tratamiento, mayor incertidumbre dosimétrica y movimiento interno de órganos. Entonces la complejidad de un plan de tratamiento con IMRT radica en la modulación del haz.

Una peculiaridad de los planes de IMRT es que sus campos están conformados por una gran cantidad de segmentos pequeños y de formas irregulares para poder lograr una alta conformación de la dosis a los volúmenes blanco.

Debido a lo anterior, surge la pregunta ¿Qué tan complejo es lo complejo? En

términos de un plan de tratamiento de IMRT se puede entender por nivel de complejidad a la cuantificación de una métrica de complejidad que esté dada en términos de la capacidad de la máquina de reproducir fielmente lo que el TPS ha planificado.

Los parámetros que pueden ser cruciales para la cuantificación de la complejidad son: si el LINAC puede lograr la distribución de dosis planeada, la velocidad de las hojas del MLC, la precisión en el posicionamiento del MLC, un modelado correcto del haz, modelado correcto de los modificadores de haz, un comisionamiento adecuado del TPS, la medición de los factores de salida cuando se utiliza el MLC, la velocidad del gantry, precisión espacial del isocentro, coordinación gantry-MLC-tasa de dosis, entre otros.

De acuerdo con los parámetros para la cuantificación de las métricas de complejidad, se dividen en tres categorías que hacen alusión a la complejidad en diversos ámbitos. Las categorías son las siguientes [6]:

- **Métricas de fluencia:** este tipo de métrica surge debido a que el TPS genera mapas de fluencia y el mapa final será el que presenta las mejores características para lograr los objetivos del plan. Dado que los mapas de fluencia pueden ser representados como matrices bidimensionales compuestas por beamlets, al cual se le denomina como una pequeña subdivisión del haz con una determinada intensidad de radiación, con diferentes pesos, de acuerdo con las necesidades del plan. Por lo cual, los planes se evalúan por medio de diferentes mapas de fluencia, que sirven como entrada para reproducir el movimiento del MLC y así cuantificar su complejidad. Una limitante de esta categoría es el hecho de que al estar basadas en los mapas de fluencia, este se puede generar de diferentes formas, es decir, con segmentos grandes o pequeños; por lo cual, con solo ver el mapa de fluencia no se puede discernir si el campo es complejo o no; sino hasta hacer una evaluación de cómo fue el desempeño del MLC [25]. Dentro de esta categoría, se considera que la métrica que más se ha estudiado y que más información ha proporcionado de acuerdo con las capacidades del LINAC para reproducir un plan de tratamiento de IMRT es el MCS [23].
- **Métricas de entrega:** debido a las limitaciones que se presentan en las métricas de fluencia se creó esta nueva categoría que tiene como bases las características mecánicas y dosimétricas del LINAC. Es decir, esta métrica aludirá a la complejidad de un plan, comparando la capacidad de la máquina de administrar tratamientos según lo planeado. Debido a que estas métricas hacen un uso exhaustivo de las características del MLC, se han

creado métricas de fluencia basadas en las de entrega, lo cual ha sido de gran utilidad para tener un mejor panorama de la complejidad en diferentes términos de las características del plan. La ventaja de estas métricas separadas es que se interpretan fácilmente debido a su significado físico. Respecto a lo que concierne a métricas de entrega, se ha propuesto por diversos autores que la métrica que mejor representa a dicha categoría es el puntaje de complejidad de modulación [8, 24-27].

- Métricas de precisión: esta última categoría se enfoca en configuraciones de segmentos en los que la forma es bastante complicada, por lo cual, está prácticamente enfocada a planes que involucran campos pequeños¹. En particular se centran en las diferencias que hay entre distancias pequeñas para hojas opuestas e irregularidades en la apertura del MLC.

Dado que se han realizado diversos estudios que ponen prueba las diferentes métricas de complejidad para tratar de correlacionarlas con posibles errores en la ejecución de un plan de IMRT; la *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) señaló la necesidad de incorporar medidas de modulación del haz para garantizar que los centros logren planes de IMRT que sean comparables en cuanto a su complejidad [28].

2.5. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

Una de las complicaciones entre los diferentes departamentos de un centro hospitalario es la transferencia de archivos médicos, como lo pueden ser imágenes de tomografía computarizada, tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés) o resonancia magnética; la unificación en la comunicación de imágenes médicas fue revolucionada por el formato DICOM, el cual tiene la finalidad de ser un protocolo de intercambio de datos, formato de imagen digital y estructura de archivo para imágenes biomédicas e información relacionada con imágenes [29].

El formato DICOM es una forma de homogeneizar la información que concierne a imágenes médicas, de acuerdo con la información, estructura, codificación y protocolos de comunicación para el intercambio electrónico de imágenes diagnósticas y terapéuticas e información relacionada con imágenes. Una imagen

¹Campo pequeño: se dice que un campo es pequeño cuando el alcance lateral de los electrodos secundarios es mayor que las dimensiones del detector de radiación. [28]

medica contiene elemento que se definen de acuerdo con el formato DICOM por grupos, número de elementos y el contenido de los datos. A partir de un archivo DICOM la información que se encuentra dentro de su estructura es la siguiente:

- Información genérica de la imagen y del equipo con el que se adquirió la imagen
- Datos del protocolo de adquisición
- Información del paciente
- Información del método de adquisición
- Información en la orientación
- Información asociada a la imagen
- Datos sobre los pixeles de la imagen.

2.6. DICOM-RT

Debido al éxito que se generó al incluir el formato DICOM para las imágenes médicas, el concepto de un único formato para la información médica provocó la extensión hacia el área de radioterapia dando lugar así al formato DICOM-RT. La principal diferencia entre un archivo en formato DICOM y DICOM-RT es la adición de nuevos objetos de datos; ya que la forma de transferir y almacenar la información es la misma que en DICOM.

Las estructuras de datos que se añadieron al formato DICOM-RT fueron las siguientes [30]:

- RT Structure set: este apartado contiene información de la anatomía del paciente, como lo puede ser estructuras, marcadores y puntos de referencia.
- RT Plan: en esta estructura se almacenan los datos referentes a las UM que administrará el LINAC, también se almacena información del número de haces y fraccionamiento del tratamiento en el caso que se aplique esta modalidad.
- RT Image: aquí se almacenan las imágenes que son necesarias para hacer la planeación del plan de tratamiento del paciente; las imágenes que se pueden encontrar son de TC y DRR.

- RT Dose: en este apartado se guardan los datos de dosis que genera el TPS, como histogramas dosis volumen, distribuciones de dosis, curvas de isodosis, entre otros.
- RT Treatment record: en esta última estructura se encuentran los datos sobre el tratamiento administrado, es decir, de un sistema de registro y verificación. Particularmente, está la información del MLC, quijadas, camilla, gantry, entre otros.

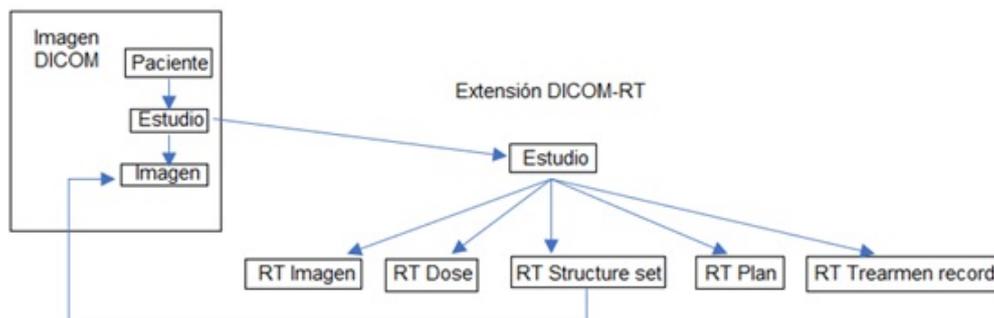


Figura 2.5: Diagrama que ilustra los objetos DICOM-RT como una extensión del estándar DICOM [30].

Capítulo 3

Materiales y métodos

3.1. Acelerador lineal (LINAC)

Durante la realización de este trabajo, el equipo clínico que se utilizó fue un LINAC Varian TrueBeam STx (Varian Medical Systems) propiedad del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN), con una energía nominal de 6 MV, con y sin filtro de aplanado. Este equipo cuenta con un sistema de imágenes de portal electrónico (EPID, por sus siglas en inglés) y además de contar un sistema de posicionamiento guiado por imágenes (On Board Imager, por sus siglas en inglés) [31]. El equipo TrueBeam STx está diseñado para impartir tratamientos de radioterapia con las siguientes técnicas:

- Campos conformales.
- Arcos dinámicos conformales (ADC).
- IMRT.
- VMAT.



Figura 3.1: LINAC TrueBeam STx perteneciente al INNN.

3.1.1. Colimador multihojas (MLC)

El sistema de colimación con el que se trabajó fue el HD120 multileaf Collimator de Varian, el cual tiene un campo máximo de 40 cm x 22 cm. Las hojas con las que cuenta este colimador son 120 divididas en dos bancos, los cuales denominados como A y B respectivamente. Cada banco de hojas consta de 60 hojas, las hojas centrales (32 pares) tienen un ancho de 2.5 mm, mientras que las hojas de la periferia tienen 5 mm de ancho (28 pares) [32].

Las especificaciones técnicas del colimador que se utilizó en este estudio se encuentran en el cuadro 3.1.

Especificaciones de rendimiento	Especificaciones
Precisión de la posición final de la hoja MLC en todas las posiciones de la hoja en relación con el eje del colimador.	$\pm 1mm$
Reproducibilidad de la posición final de la hoja MLC en todas las posiciones de la hoja en relación con el eje del colimador.	$\pm 0.5mm$
Especificaciones descriptivas	
Precisión de las posiciones laterales de la hoja del MLC en todas las posiciones de la hoja en relación con el eje del colimador.	$\pm 1mm$
Reproducibilidad de las posiciones laterales de la hoja MLC todas las posiciones de la hoja en relación con el eje del colimador.	$\pm 0.5mm$
Tamaño máximo de un campo modulado	32 cm x 22 cm
Posición máxima de retracción de la hoja	20.1 cm desde la línea central
Posición máxima de extensión de la hoja	-20.1 cm sobre la línea central del haz
Desplazamiento máximo entre los extremos de las hojas adyacentes en una sola posición de carro	15 cm
Transmisión media	<2.0 %
Fuga máxima entre hojas	<3.0 %
Velocidad máxima del carro	1.2 cm/s
Velocidad máxima de la hoja	2.5 cm/s
Precisión relativa de la hoja, de extremo a extremo de la hoja	0.25 mm
Separación de hojas estática mínima (de un extremo a otro)	0.01 mm
Espacio mínimo dinámico entre hojas (de un extremo a otro)	0.5 mm
Movimiento independiente de hoja y carro	Si

Cuadro 3.1: Especificaciones del colimador de hojas múltiples HD120 (MLC) [34]

3.2. Detectores

La dosimetría de radiación se ocupa de la medición de la dosis absorbida o tasa de dosis resultante de la interacción de la radiación ionizante con la materia. En términos más generales, se refiere a la determinación (es decir, por medición o cálculo) de estas cantidades, así como de cualquier otra cantidad radiológicamente relevante, como la exposición, el kerma, la fluencia, la dosis equivalente, la energía impartida, etc. [33]. A menudo se mide una cantidad (normalmente la dosis absorbida) y se deriva otra a partir de ella mediante cálculos basados en las relaciones previamente definidas.

Un dosímetro puede definirse generalmente como cualquier dispositivo que es capaz de proporcionar una lectura R que es una medida de la dosis absorbida D depositada en su volumen sensible V por la radiación ionizante [33].

Existen diferentes tipos de dosímetros los cuales son [33]:

- Absoluto, es aquel que puede ser utilizado para medir la dosis absorbida en su volumen sensible sin requerir una calibración en un campo de radiación conocido. Existen tres tipos de dosímetros absolutos.
 - Calorímetros
 - Cámaras de ionización en un campo de radiación conocido
 - Solución Fricke
- Relativo, es aquel que requiere ser calibrado en un campo de radiación conocido

3.2.1. Sistema de imagen portal

El sistema de imágenes portal modelo PortalVision aS1200 es un sistema de detección de fotones para la obtención de imágenes de corrección por posicionamiento del paciente e imágenes de dosis portal, donde las primeras son utilizadas para corregir la posición del paciente previamente a la impartición del tratamiento de radioterapia, mientras que las segundas son utilizadas para realizar el control de calidad pacientes específico obteniendo la fluencia de los campos a entregar [34].

Este detector de estado sólido, está montado sobre un brazo robótico denominado ExactArm. El PortalVision aS1200 tiene un área de 43 cm x 43 cm compuesta de 1280 x 1280 píxeles, cada uno de 0.34 cm x 0.34 cm. Pero para imágenes

dosimétricas, el área activa del detector es de 40 cm x 40 cm, la cual está compuesta a su vez por 1190 x 1190 pixeles. La resolución espacial de este detector es de 0.39 mm en el área activa de detección [35]. La composición del detector se muestra en la figura 7 que de manera más detalla está estructurada de la siguiente forma:

1. Placa de cobre de 1 mm de espesor.
2. En la región de detección posee con un cristal centellador de 0.4 mm compuesta de oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio ($Gd_2O_2S : Tb$).
3. Matriz de detección.
4. 9 mm de espuma de polimetacrilimida y electrónica.
5. Blindaje de plomo.

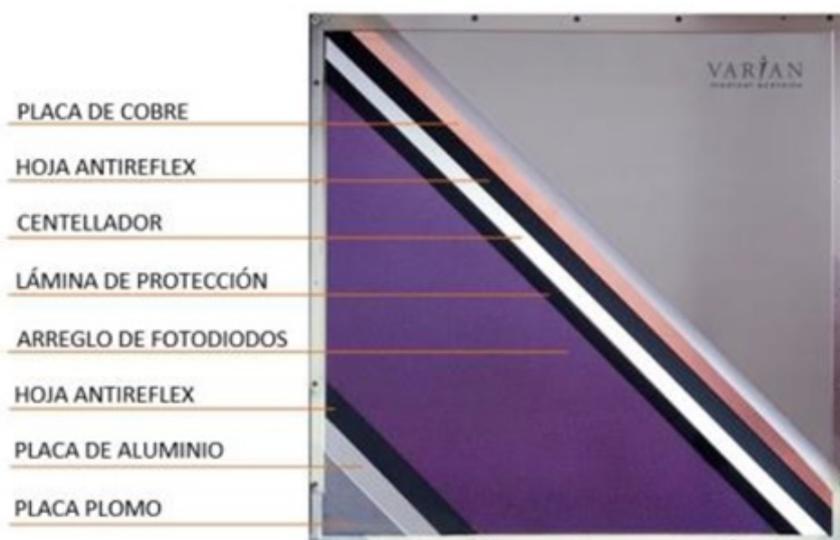


Figura 3.2: Representación esquemática de las capas que componen al detector PortalVision aS1200 [34].

En este trabajo se usó el PortalVision fue para medir los mapas de fluencia generados a partir de los planes de verificación de la muestra de pacientes seleccionada.

3.2.2. Arreglo de detectores

El arreglo de detectores 1000^{SRS} de la marca PTW Freiburg, consta de 977 cámaras de ionización líquidas, con dimensiones 0.5 mm x 2.3 mm x 2.3 mm, la separación de centro a centro entre las cámaras es de 2.5 mm [35]. El campo

efectivo de medición es 5 cm x 5 cm [35]. Este detector está enfocado para la verificación de planes de IMRT y de VMAT si este es montado en el maniquí Octavius. Este detector se utilizó para hacer la verificación de los mapas de fluencia de los planes de tratamiento, que tuvieran un tamaño máximo de 5 cm x 5 cm.

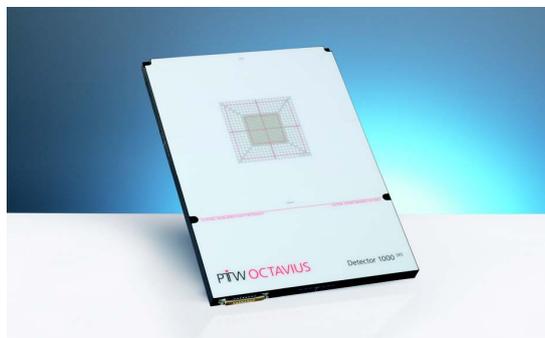


Figura 3.3: Arreglo de cámaras de ionización líquidas, 1000^{SRS}.

3.2.3. Película radiocrómica EBT3

El último detector que se utilizó para este trabajo fue la película radiocrómica modelo Gafchromic® EBT 3 (Ashland). La estructura de esta película se muestra en la figura 3.4. La película está compuesta por una capa activa nominalmente de 28 μm de espesor, intercalada entre dos sustratos de poliéster mate de 125 μm . La parte central de la película contiene el componente activo, un tinte marcador, estabilizadores y otros componentes que le dan a la película una respuesta casi independiente de la energía. El grosor de la capa activa variará ligeramente entre los diferentes lotes de producción.

La película radiocrómica es un dosímetro relativo que tiene la capacidad de producir un cambio de color visible y permanente después de ser irradiada, el cambio de color se produce en la capa activa sin necesidad de aplicar algún tipo de procesamiento químico, óptico o térmico [36]. La capa activa de la película que se usó en este trabajo está constituida por monómeros de diacetilenos, el cual, al ser expuesto a la radiación sufre una polimerización mediante la absorción de energía que provoca la coloración en la película, la intensidad de color dependerá de la dosis absorbida en el dosímetro.

Es importante mencionar que las películas radiocrómicas tienen una fecha de caducidad, por lo cual, su uso es confiable dentro de un periodo que establece el fabricante. Esto último, debido a que los monómeros de diacetilenos, tendrán una respuesta diferente después de la fecha de caducidad de las películas, lo que provoca que se puedan presentar una sub o sobreestimaciones de la dosis.

Dentro de las características de este tipo de dosímetro se tienen las siguientes:

- No necesitan un proceso de revelado.
- Casi equivalente con el tejido, en términos de su número atómico.
- La polimerización se mantiene siempre sobre el dosímetro.
- Pueden almacenarse.
- La respuesta de la película se incrementa gradualmente con el tiempo por lo cual hay que esperar a que termine la polimerización de los monómeros para comenzar a medir la dosis, por lo que se necesita un tiempo de estabilización de los polímeros posterior a la irradiación.
- La respuesta depende de la temperatura antes y después de la irradiación.
- La lectura de la película depende de la longitud de onda del escáner y su temperatura, lo anterior es debido a que éstas poseen un espectro de absorción de la radiación ionizante.
- La película se ve afectada por la compresión, agua/humedad, alta temperatura.
- Son sensibles a los rayos UV.

Es debido a las características antes mencionadas que las películas radiocrómicas deben de manejarse con cuidado, que se debe de tener presente el mantenerlas en un buen lugar de almacenamiento y de preferencia deben de utilizarse antes de su fecha de caducidad.

La finalidad de usar este dosímetro fue para realizar la medida de mapas de fluencia de los tratamientos de la muestra de pacientes. Este modelo de película radiocrómica, tiene entre sus aplicaciones el control de calidad de planes de tratamiento de IMRT, VMAT y campos no convencionales. El rango dinámico de esta película es de 0.1 a 20 Gy pero el fabricante recomienda que, para una mejor optimización se debe de usar en un intervalo de 0.2 a 10 Gy para las aplicaciones de control de calidad en planes de IMRT y VMAT [36].

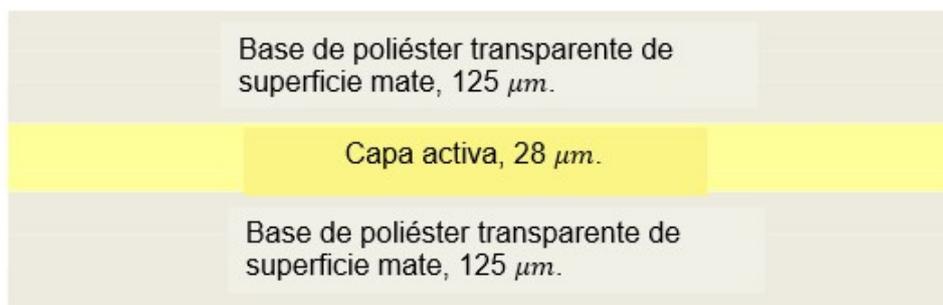


Figura 3.4: Estructura de la película de dosimetría Gafchromic EBT3.

El protocolo de uso fue el siguiente:

1. Cortar las películas para que tuvieran las dimensiones adecuadas y así cubrir el mapa de fluencia. Para este trabajo se cortaron 6, 22 y 1 películas de 15 cm x 13 cm, 8 cm x 8 cm y 19 cm x 18 cm, respectivamente.
2. Esperar 24 horas después de ser recortadas para la estabilización de los polímeros en el perímetro de la película.
3. Una vez terminado el tiempo de reposo de las películas se procedió a su irradiación.
4. Después de la irradiación se esperó un tiempo de 24 horas para la digitalización.
5. Calentamiento de 10 minutos de la lámpara del escáner.

3.3. Selección de pacientes

La muestra de pacientes fue obtenida de la base de datos del INNN en un intervalo de tiempo de 2019 a 2021. Se tomaron un total de 28 planes de tratamiento para analizar.

Los criterios de inclusión fueron:

- La técnica de tratamiento debe ser IMRT.
- Que los tamaños de campos utilizados en el tratamiento del paciente tuvieran como mínimo las medidas 3 cm x 3 cm.

3.4. Planes de verificación

De los 28 planes de tratamiento seleccionados, se verificaron 28, 8 y 2 planes, analizando de manera individual cada haz, con el detector PortalVision aS100, el arreglo de cámaras 1000^{SRS} y la película EBT3, respectivamente.

Por otra parte se verificaron 8 planes de tratamiento, radiando la película radio-crómica con con todos los haces de manera continua. Y finalmente dos planes en irradiación continua se verificaron con el arreglo de cámaras 1000^{SRS}.

Para el caso del detector PortalVision aS1200 fue posible verificar todos los planes, dado que el área de detección es lo suficientemente grande como para hacer medidas de tamaños de campo de hasta 40 cm x 40 cm.

Respecto al arreglo de detectores 1000^{SRS} únicamente se analizaron los planes de tratamiento que tuvieran a lo más un tamaño de campo en cada uno de sus haces de 4.5 cm x 4.5 cm, esto último debido a que el área sensible del detector es de 5 cm x 5 cm.

Finalmente, la limitada cantidad de planes verificados con la EBT3 se debió a que se tuvieron limitaciones en la cantidad de películas que se podían utilizar para el estudio.

3.5. Configuración y análisis para las medidas realizadas con cada detector

Los planes de verificación se hicieron con el sistema de planeación (TPS) Eclipse V15.6 y para cada detector utilizado, se usaron configuraciones específicas, las cuales se describen en el cuadro 3.2.

Características de los planes de verificación para el detector Portal	
Algoritmo de cálculo	Portal Prediction
Distancia fuente- receptor de imagen ¹ .	110 cm
Posición del colimador.	0°
Posición del gantry	0°
Tamaño de imagen	40 cm x 40 cm para todos los planes
Consideraciones generales	La dosis de cada uno de los planes de tratamiento se reescaló a 2 Gy por fracción y una fracción.
Características de los planes de verificación para la película radiocrómica y el arreglo de cámara líquidas 1000^{SRS}	
Distancia fuente a la superficie para el cálculo de dosis	100 cm
Ángulo de camilla	0°
Posición del colimador	0°
Posición del gantry	0°
Medio en que se realizó el cálculo de dosis	Maniquí de agua sólida.
Consideraciones generales	La dosis de cada uno de los planes de tratamiento se reescaló a 2 Gy por fracción y una fracción

Cuadro 3.2: Parámetros utilizados para crear los planes de verificación para cada uno de los detectores usados en este estudio.

La configuración de irradiación del arreglo de cámaras de ionización líquidas 1000^{SRS} y las películas radiocrómicas, se describe en el cuadro 3.3.

Configuración de irradiación para el arreglo de cámaras líquidas 1000^{SRS} y películas radiocrómicas	
Distancia fuente - superficie	100 cm
Ángulo de camilla	0°
Posición del colimador	0°
Posición del gantry	0°
Punto efectivo de medida	1.5 cm por debajo de la superficie
Consideraciones generales	Se colocaron 6 mm de agua sólida encima del arreglo de cámaras de ionización líquidas, mientras que para las películas, se colocaron 1.5 cm de agua sólida encima de éstas

Cuadro 3.3: Configuración utilizada para la irradiación de los planes de verificación con el arreglo de cámaras líquidas 1000^{SRS} y películas radiocrómicas

El escáner utilizado para analizar las películas radiocrómicas fue de cama plana

¹Esta medida fue bajo el sistema de coordenadas establecido por el IEC 61217:2011 (International Electrotechnical Commission).

de marca Epson Perfection y se usó el software Epson Scan. La configuración para escanear con el software Epson Scan, fue la siguiente:

- Modo de transmisión.
- Tipo de imagen: RGB y profundidad de 48 bits.
- Resolución: 72 ppp.
- Sin corrección de color.

La exportación de las distribuciones de dosis calculadas por el TPS fue hecha del siguiente modo:

- Se seleccionó el corte axial a 1.5 cm de profundidad de la superficie del maniquí sobre el cual se hizo el cálculo.
- La exportación fue en dosis absoluta.
- El tamaño de la dosis planar fue de 11 cm x 11 cm, con una matriz de píxel de 256 x 256.

3.5.1. Análisis de las distribuciones obtenidas

La forma de comparar dos distribuciones de dosis es mediante el índice gamma, el cual, se aplica a planes de fluencias moduladas (IMRT y VMAT). Este evalúa dos distribuciones de dosis, una que es la de referencia, proporcionada por el sistema de planeación y otra que es una distribución medida. El índice gamma se basa en determinar punto por punto la diferencia de dosis y diferencia en distancia, de la distribución de referencia respecto de la medida.

Los índices de diferencias de dosis y distancia se pueden seleccionar de manera arbitraria, aunque se puede ser más exigente cuando éstos se hacen cada vez más pequeños. Existen diferentes recomendaciones dadas para los criterios en dosis y distancia como lo son: 3% en dosis y 3 mm en distancia (o en la nomenclatura habitual, 3%/3 mm) y 3%/2 mm [37].

Se dice que una distribución de dosis pasa la prueba de índice gamma, cuando el 95% de los puntos evaluados obtienen un valor menor o igual a 1. Lo anterior no es una regla pero es lo que habitualmente se usa como criterio de aprobación [37].

3.5.1.1. Sistema de imágenes portal

El análisis de las distribuciones de dosis obtenidas con el detector Portal se realizó mediante la comparación de éstas, las cuales fueron calculadas con el algoritmo PDIP V13, con las calculadas por el TPS. La comparación se hizo con la herramienta Portal Dosimetry incluida en el TPS Eclipse. Los criterios utilizados en la comparación de los mapas de fluencia fueron los siguientes:

- Método de normalización: Al máximo de la distribución dada por el TPS.
- Área de análisis: Contorno completo del área irradiada (MLC CIAO, por sus siglas en inglés) + 1 mm.
- Criterios para el índice gamma: 3%/3mm.

Los parámetros recabados del análisis realizado con este detector fueron: tasa de aprobación del índice gamma, máxima diferencia de dosis respecto a la distribución de dosis dada por el TPS, diferencia promedio de dosis respecto a la distribución de dosis dada por el TPS.

3.5.1.2. Arreglo de cámaras de ionización líquidas 1000^{SRS}

La evaluación de la distribución de dosis medida con el detector y la calculada por el TPS se hizo con el software Verisoft V6.2 de PTW Freiburg. El procedimiento para realizar la comparación fue el que se describe a continuación:

- La alineación se hizo de forma automática.
- Se seleccionó la misma región de interés para la distribución de dosis medida y la calculada .
- La normalización utilizada fue: Dosis máxima de la distribución calculada.
- Criterios para el índice gamma: 3%/3mm.

3.5.1.3. Película radiocrómica

La comparación entre las distribuciones de dosis medida y calculada, se hizo con el software Verisoft V6.2 de PTW Freiburg. La manera en que hizo el análisis se describe a continuación:

- Se realizó una alineación gruesa para hacer coincidir el centro del campo de ambas distribuciones de dosis.
- Posteriormente se utilizó la herramienta de alienación automática.
- Se seleccionó la misma región de interés para la distribución de dosis medida y la calculada.
- La normalización utilizada fue: Dosis máxima de la distribución calculada.
- Criterios para el índice gamma: 3%/3mm.

3.6. Cálculo de métricas

El análisis para los mapas de fluencia pertenecientes a los planes de tratamiento seleccionados se realizó en dos partes. Primero, se crearon programas que extrajeran la información para los cálculos de las métricas que se analizaron, esta información se obtuvo de los archivos DICOM-RT de cada uno de los pacientes de la muestra obtenida. Todos los programas creados, fueron hechos en Python 3.8.8 bajo el entorno de desarrollo Spyder 5.1.5.

Los parámetros necesarios para la implementación de los cálculos de métricas de complejidad son:

- Número de hojas usadas para la modulación de la fluencia del haz de radiación.
- Posición de cada hoja del MLC.
- Cantidad de segmentos por haz de radiación.
- Número total de haces de radiación utilizados en el plan.
- Cantidad de unidades monitor por cada segmentos en cada haz que componen el plan de tratamiento.
- Cantidad de unidades monitor utilizadas en todo el plan de tratamiento.

Una vez obtenidos los parámetros antes mencionados, la segunda parte consistió en hacer el cálculo del MCS por haz y de cada uno de los planes de tratamiento seleccionados.

La manera en que se calculó cada una de las métricas que se usó en este trabajo es por medio de las ecuaciones 3.1 a 3.5 [8]:

$$Pos_{max} = [(max(pos_{n \in N}) - min(pos_{n \in N}))]_{banco \ de \ hojas} \quad (3.1)$$

Donde de la ecuación (3.1) N representa el número de hojas abiertas que contribuyen al segmento del haz, Pos es la posición de la hoja en forma de pareja coordenada (x, y) , $max(pos_{n \in N})$ representa la hoja del extremo derecho del banco derecho y $min(pos_{n \in N})$ es la hoja del extremo izquierdo del banco izquierdo. Esta ecuación tiene como finalidad identificar la apertura máxima en cada uno de los segmentos que componen al haz.

$$LSV_{seg} = \left(\frac{\sum_n^{N-1} (pos_{max} - |pos_n - pos_{n+1}|)}{(N-1)(pos_{max})} \right)_{BI} \times \left(\frac{\sum_n^{N-1} (pos_{max} - |pos_n - pos_{n+1}|)}{(N-1)(pos_{max})} \right)_{BD} \quad (3.2)$$

Donde pos_n , representa la posición de la hoja de interés y pos_{n+1} , es la posición de la hoja adyacente a la de interés. Esto tanto para el banco izquierdo como el derecho. Este parámetro está asociado con el gradiente entre las hojas del MLC.

$$AAV_{seg} = \frac{\sum_n^{N-1} (\langle pos_n \rangle_{BI} - \langle pos_n \rangle_{BD})}{N \times (\langle max(pos_n) \rangle_{BI \in haz} - \langle max(pos_n) \rangle_{BD \in haz})} \quad (3.3)$$

Donde $\langle pos_n \rangle_{BI}$, representa la posición sobre la hoja de interés del banco izquierdo, $\langle pos_n \rangle_{BD}$, representa la posición sobre la hoja de interés del banco derecho, $\langle max(pos_n) \rangle_{BI \in haz}$, son las hojas de apertura máxima de cada banco, es decir, la hoja del banco izquierdo que está en el extremo izquierdo y $\langle max(pos_n) \rangle_{BD \in haz}$, representa las hojas de apertura máxima del banco derecho; es decir, la hoja del banco derecho que está en el extremo derecho. Este parámetro se asocia con que tan cuadrada es la forma del segmento.

$$MCS_{haz} = \sum_{i=1}^I AAV_{seg,i} \times LSV_{seg,i} \times \frac{MU_{seg,i}}{MU_{haz}} \quad (3.4)$$

Donde $AAV_{seg,i}$, representa los valores de la métrica para los i segmentos de los cuales consta el haz, $LSV_{seg,i}$, indica el valor de esta métrica para todos los segmentos que conforman al haz, $MU_{seg,i}$, es el número de unidades monitor con las cuales consta cada uno de los segmentos que forman el haz y MU_{haz} , es el valor de unidades monitor que se impartieron en el haz.

$$MCS_{plan} = \sum_{i=1}^I MCS_{i-ésimo \ haz} \times \frac{MU_{i-ésimo \ haz}}{MU_{plan}} \quad (3.5)$$

Donde $MCS_{i-\acute{e}simo\ haz}$, es el valor de la métrica calculado por (3.4) para cada uno de los haces que compongan al plan de tratamiento, $MU_{i-\acute{e}simo\ haz}$, son las unidades monitor que se impartieron en cada uno de los diferentes haces que conforman al plan de tratamiento y MU_{plan} , son las unidades monitor que se impartieron en el plan de tratamiento completo.

3.7. Análisis de correlaciones

Se buscaron correlaciones entre el valor de la métrica MCS, la cantidad de unidades monitor y las posiciones de las hojas, que son variables que influyen en la complejidad de un plan de tratamiento de IMRT, así como la tasa de aprobación del índice gamma para los diferentes mapas de fluencia que se obtuvieron en los planes de tratamiento de los pacientes. El índice gamma fue implementando con base en el protocolo de control de calidad del INNN, el cual toma en cuenta los criterios 3%/3mm para la aprobación de una distribución de dosis siguiendo las recomendaciones internacionales [37].

El análisis de correlación se realizó por medio la prueba estadística de Pearson, mediante la cual, se buscó encontrar una correlación lineal simple; es decir, después de aplicar la prueba se obtuvo un coeficiente de correlación entre ambas variables para después realizar una regresión lineal de los datos con pendiente igual al coeficiente de correlación. La hipótesis nula o estadística que se maneja en este estudio es el supuesto de que no hay correlación entre las variables. Lo anterior se rechazará mediante la evaluación de hipótesis dada por la expresión $p\text{-valor} < \alpha$, lo que si se cumple la evaluación de la hipótesis se puede decir que existe correlación entre los datos. El nivel de significancia para esta prueba se eligió de $\alpha = 0.05$.

Las variables que se utilizaron para buscar correlaciones, variaron dependiendo de los diferentes softwares utilizados y se exponen a continuación:

- PortalVision aS1200
 - Máxima diferencia de dosis.
 - Diferencia promedio de dosis.
 - Número de puntos de control.
 - UM.
 - MCS_{haz} .
 - Tasa de aprobación del índice gamma.

- Película EBT3 y arreglo de detectores 1000^{SRS}
 - Número de puntos de control.
 - UM.
 - MCS_{haz} .
 - Tasa de aprobación del índice gamma.

Capítulo 4

Resultados y discusión

En este apartado se presentan los resultados obtenidos a partir de la visualización de los archivos de trayectoria (trajectory log files) analizados. Posteriormente, se presenta una propuesta de protocolo de verificación para planes de tratamiento ejecutados. También se presentan los resultados de las correlaciones que se buscaron entre las diferentes variables estudiadas, para los planes de verificación analizados campo por campo y finalmente, el mismo análisis para los planes de verificación que se irradiaron completos.

4.1. Información extraíble para el análisis de archivos Trayectory log

Para el análisis de la complejidad de los planes de tratamiento seleccionados, fue necesario crear programas en Python para poder extraer la información relevante de los archivos DICOM-RT que genera el TPS cuando se termina de realizar un plan de tratamiento; así como información útil de los archivos de trayectoria (TL) que se crean durante la ejecución de un plan de tratamiento.

Al ser ejecutado el programa muestra las diferentes categorías que contiene el archivo log file; las cuales se pueden observar en el cuadro 4.1.

Categoría	Descripción
Encabezado	En esta categoría, se encuentra la información más general del contenido de todo el archivo. Aquí se encuentra información como el modelo del colimador utilizado, el tiempo de muestreo para la extracción de la información, el número de subcampos con los que se llevó a cabo el tratamiento, información general de las posiciones de las hojas del MLC, así como de los carros del colimador, entre otros datos.
Datos de eje	En este apartado se puede verificar toda la información que corresponde a los componentes mecánicos que están involucrados en la entrega del tratamiento; teniendo información sobre: la posición de las hojas del MLC, posición de los carros, quijadas, camilla, angulación del gantry, angulación del colimador, estado del haz (es decir, si durante todo el tratamiento estuvo encendido o bien, en un momento determinado).
Subcampos	Cuando los haces están auto secuenciados esta categoría es accesible, ya que únicamente se guarda información en esa configuración. Se encuentra información de manera individual de los haces que conforman al plan de tratamiento y para cada haz, se puede consultar todo lo que está contenido en la categoría datos de eje.
Fluencia	Con esta categoría es posible visualizar el mapa de fluencia que se espera obtener con el tratamiento, así como el mapa de fluencia que realmente se obtuvo después del tratamiento. Además, es posible realizar una prueba de índice gamma con el algoritmo que la librería Pylinac proporciona, así como la modificación de los criterios para esta evaluación.

Cuadro 4.1: Categorías incluidas dentro de un archivo trajectory log file y la descripción del contenido de cada una de ellas.

De acuerdo con el cuadro 4.1, se puede apreciar que un archivo TL consta de una estructura compleja, pero que al estar bien resumida es fácil identificar las categorías en donde se encuentra la información que se buscará para hacer un análisis más meticuloso de este tipo de archivos.

4.1.1. Reporte simple de la ejecución de un plan de tratamiento

Con el análisis de los archivos TL, es posible obtener el reporte de cómo fue el desempeño del LINAC durante la ejecución de un plan de tratamiento. Una versión simplificada y a manera de ejemplo de este reporte se muestra en el cuadro 4.2.

Patient_ID	123456
Planned_Total_MU	692
Actual_Total_MU	692
Beam_Energy	6x
Beam_Name	1 IMRT
10° Snapshot	
Variable	[Expected, Actual, Difference]
Ángulo de colimador [°]	[240, 239.999619, 0.000381]
Ángulo de gantry [°]	[355.839996, 355.887695, -0.047699]
Quijada Y1 [cm]	[29, 29, 0]
Quijada Y2 [cm]	[7, 7, 0]
Quijada X1 [cm]	[3, 3, 0]
Quijada X2 [cm]	[13, 13, 0]
MU	[0.0414, 0.00036252, 0.041037483]
10° Snapshot: posición de hojas del MLC del banco A	
Número de hoja	[Expected, Actual, Difference]
1 [cm]	[-3.4001, -3.9999, -0.0002]
2 [cm]	[-3.4001, -3.9999, -0.0002]
3 [cm]	[-3.4001, -3.9999, -0.0002]
4 [cm]	[-3.4001, -3.9999, -0.0002]
5 [cm]	[-3.4001, -3.9999, -0.0002]
10° Snapshot: posición de hojas del MLC del banco B	
Número de hoja	[Expected, Actual, Difference]
1 [cm]	[3.4001,3.3998,0.0003]
2 [cm]	[3.4001,3.3998,0.0003]
3 [cm]	[3.4001,3.3998,0.0003]
4 [cm]	[3.4001,3.3998,0.0003]
5 [cm]	[3.4001,3.3998,0.0003]

Cuadro 4.2: Ejemplo del reporte simple que se obtiene después de realizar el análisis de los archivos TL.

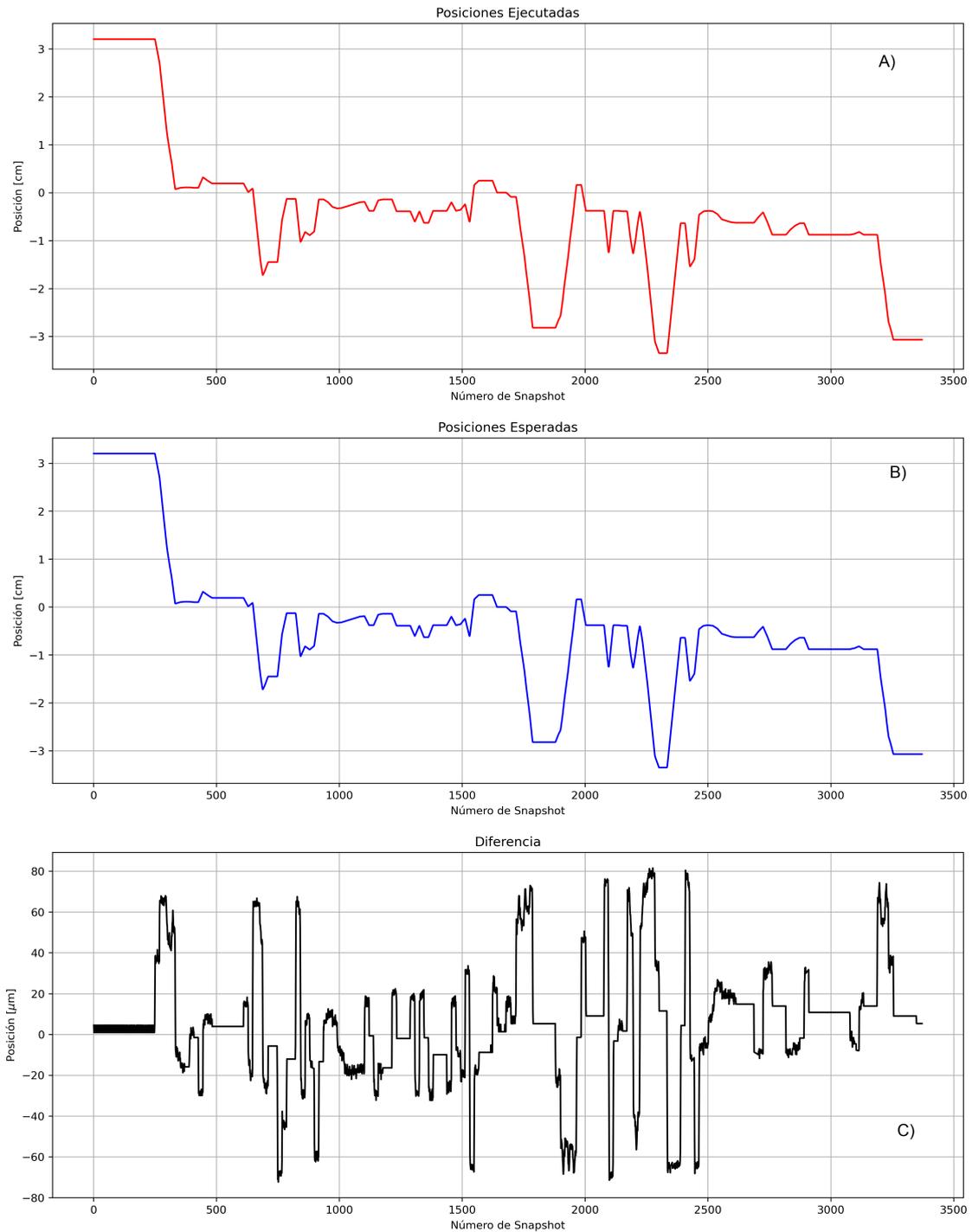


Figura 4.1: Grafica de posición contra número de snapshot para una hoja del MLC durante la aplicación de un plan de tratamiento. A) Posiciones ejecutadas por la hoja del MLC. B) Posiciones esperadas por la hoja del MLC. C) Diferencia entre las posición esperada y la ejecutada de la hoja del MLC.

El reporte que se muestra en el cuadro 4.2, es de gran relevancia para conocer el rendimiento de los componentes mecánicos de un LINAC, ya que con estos valores es posible identificar los errores sistemáticos que se presentan y de este modo identificar cuando el LINAC esté presentando errores por encima del um-

bral conocido. Lo cual es una ventaja para el operador ya que ayudará a anticipar fallas graves en el equipo o que este alcance discrepancias importantes.

En la figura 4.1, se puede apreciar como el script muestra la posición ejecutada por una hoja del MLC, la posición esperada y la diferencia entre estos dos parámetros, durante toda la ejecución del plan de tratamiento.

4.1.2. Propuesta de protocolo para un control de calidad paciente específico

En el cuadro 4.3, se muestran los parámetros que se analizan con el protocolo propuesto para realizar un control de calidad a los planes de cada paciente, siendo este un ejemplo de los resultados que se obtienen. Además, este reporte coincide con algunos parámetros que se han propuesto para la evaluación automática de los archivos TL [38]. Este protocolo tomó como base las tolerancias que se establecen en las recomendaciones internacionales [39].

Una ventaja de al aplicar este algoritmo, es que se crea este informe, reduciendo considerablemente el tiempo que el usuario debe de invertir para poder hacer el análisis ya que únicamente se debe de extraer el archivo TL y posteriormente el algoritmo arroja un reporte exactamente igual al expuesto en el cuadro 4.3, con las especificaciones del paciente en cuestión. Lo cual a diferencia de la información presentada en el cuadro 4.2, este reporte es una evaluación concisa y menos detallada del rendimiento del LINAC durante la entrega de un plan.

Paciente	Nombre del paciente	Paciente 1
	ID Paciente	12345
Información del plan	Nombre del Plan	ADH
	Energía	6x
	Unidades monitor	600
	Puntos de control	178

	Elementos del QA		Tolerancia establecida por AAPM ¹ TG-142	Evaluación (✓/×)
	Entrega del haz	Quijada	Ángulo del colimador	1
Quijada X1 [mm]			1	
Quijada X2 [mm]			1	
Quijada Y1 [mm]			1	
Quijada Y2 [mm]			1	
Carro		A [mm]	1	
		B [mm]	1	
U.M		Diferencia máxima	1	
MLC		Error promedio de las posiciones de cada hoja [mm]	3.5	

Cuadro 4.3: Elementos incorporados en la propuesta de protocolo para un control de calidad paciente específico.

4.2. Análisis de correlaciones

La correlación es un parámetro que indica que tan relacionadas están dos variables. Esto por medio del coeficiente de correlación (CC), el cual es un valor constante que indica la tendencia a la que los dos valores crecen o decrecen de manera lineal.

El CC es un valor que se encuentra en el intervalo de -1 a 1. Cuando el CC tiende a -1, quiere decir que existe una correlación fuerte entre las variables y su relación es inversamente proporcional. Finalmente, cuando el CC es 0 o cercano a este, se tiene que las variables no presentan ningún tipo de relación entre ellas.

Aunque para poder afirmar que en efecto este comportamiento es el que se está presentando y no es producto del azar, se debe de conocer el p-valor de los datos; el cual indica si el resultado obtenido es estadísticamente relevante.

Los resultados de las correlaciones que se obtuvieron en este trabajo están divididos en diferentes categorías, las cuales son: por plan de verificación analizado

¹AAPM: American Association of Physicist in Medicine

haz por haz, plan de verificación analizado en irradiación continua; y a su vez cada tipo de plan de verificación que se analizó con cada uno de los detectores que se presentó en el capítulo anterior de este trabajo.

4.2.1. Correlaciones para los planes de verificación estudiados haz por haz

En esta sección se abordan los resultados de las correlaciones obtenidas en los planes de verificación en los que se analizaron de manera individual los haces de cada plan. Esto mediante la evaluación del índice gamma como criterio principal para determinar si existe correlación entre la complejidad de los haces y la tasa de aprobación del índice gamma obtenido en cada haz.

4.2.1.1. Sistema de imágenes Portal

La figura 4.2, muestra los histogramas de las variables que obtuvieron con la verificación de los planes hecha con el detector portal, las cuales son: máxima diferencia de dosis (MDD), diferencia promedio de dosis (DPD), puntos de control (PC), unidades monitor (UM), puntaje de complejidad de modulación por haz (MCS), tasa de aprobación del índice gamma (IG). En estos gráficos se encuentran los resultados de los 362 haces analizados, que conforman a los 28 planes de tratamiento.

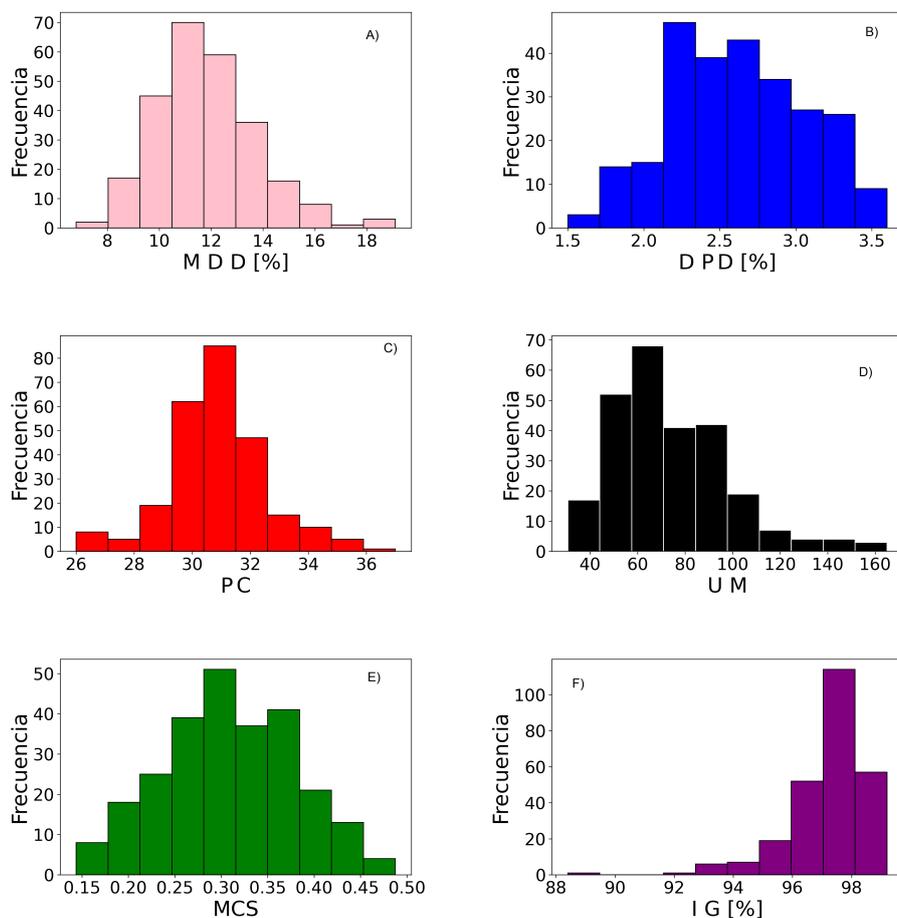


Figura 4.2: Histogramas de cada una de las variables que se analizaron para obtener las correlaciones con el detector portal. A) Histograma de MDD [%], B) Histograma DPD [%], C) histograma PC, D) histograma UM, E) histograma MCS y F) histograma IG [%]

De acuerdo con la figura 4.2, todos los histogramas salvo el E) no presentan una forma similar a una distribución gaussiana, lo cual es congruente con los resultados que se obtuvieron en el cuadro 4.4, donde se observa que todas las variables menos el MCS, obtuvieron un p -valor < 0.05 en la prueba de Shapiro-Wilk, lo que indica que estas variables no siguen un comportamiento normal o dicho de otro modo, su distribución de probabilidad no es gaussiana.

Variable	Valores-p
MDD	<0.05
DPD	<0.05
PC	<0.05
UM	<0.05
MCS	>0.05
IG	<0.05

Cuadro 4.4: Resultados de la prueba estadística de Shapiro-Wilk aplicada a cada variable que se analizó con el detector Portal.

Lo anterior, es debido a que los resultados de las variables: MDD, DPD e IG; fueron obtenidos por medio de un proceso de medición, lo cual, no necesariamente refleja un comportamiento de los datos normal. Del mismo modo con las variables PC y UM, ya estos valores fueron arrojados por el TPS y no se sabe con certeza el tipo de algoritmo que usa y si se basa en distribuciones de probabilidad gaussianas para dar los parámetros de optimización.

Por otra parte, en el caso del MCS, es la única variable que sigue un comportamiento normal de acuerdo con la prueba estadística, esto es debido a que el proceso para obtener los valores de MCS es por medio de expresiones analíticas.

De la figura 4.3 se puede apreciar que la correlación que existe entre MDD con las UM es débil y positiva, lo que indica que para planes que tengan muchas UM de manera intrínseca la MDD tiende a aumentar, lo cual, es coherente con el hecho de que, la correlación que hay entre MDD y MCS e IG, es en ambos casos débil y negativa, lo cual indica que cuando la MDD es alta, la tasa de aprobación del IG decrece, lo que da un indicio del efecto que existe en los planes al incrementar las UM. Es importante resaltar que en los tres casos existe significancia estadística del resultado dado que los p-valor son menores que 0.05.

Por otra parte, en el caso de las correlaciones que hay entre la DPD y las UM, esta es negativa. Esto quiere decir que al tener una cantidad baja de UM la DPD aumenta, lo cual, indica que las discrepancias en la DPD aumentan conforme las UM administradas son menores.

De la figura 4.3 se observa que a medida que la correlación entre el MCS y DPD es positiva, por lo cual, a medida que la complejidad de los campos aumenta, la DPD baja. Para el caso de la correlación del IG y DPD la correlación es negativa, por lo que, la tasa de aprobación del IG disminuye cuando la DPD aumenta, siendo este comportamiento que hay entre el IG y MDD.

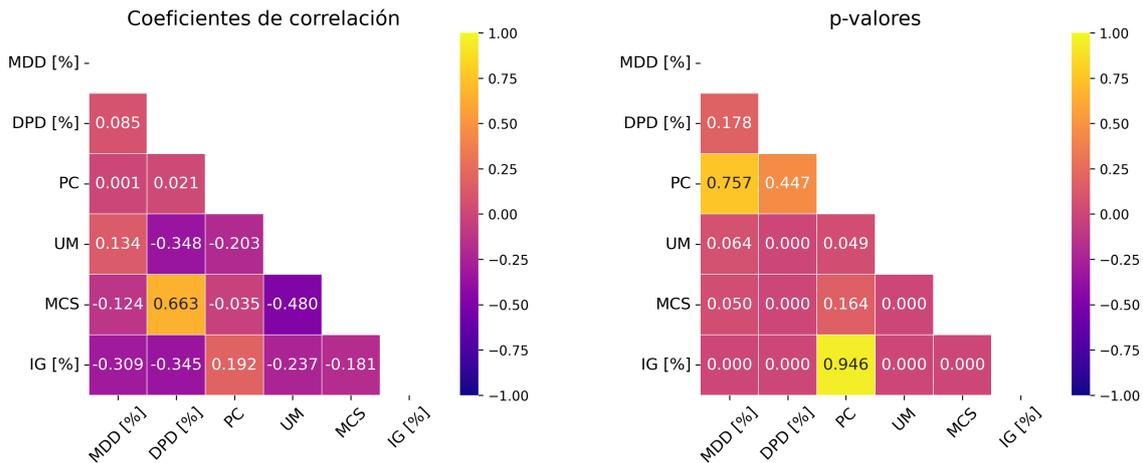


Figura 4.3: Los valores de correlación entre las diferentes variables analizadas con el detector portal se aprecian en el gráfico de la izquierda, mientras que su significancia estadística se muestra en la figura de la derecha.

Lo cual es razonable de acuerdo con la manera en que está definido el índice gamma. Uno de los casos más relevantes que se observa en este gráfico es el comportamiento de las correlaciones que se encontraron entre las UM, MCS e IG. Para el primer caso, es evidente que a medida que las unidades monitor se incrementan en un haz, la complejidad aumenta de manera considerable, ya que al tener un CC de -0.48 se tiene una correlación negativa. Este resultado se contrasta con el hecho de que cuando un plan de tratamiento tiene muchas UM la tasa de aprobación va a disminuir; lo cual es un resultado que se esperaba ya que al tener más UM la modulación de la fluencia debe ser mayor y aunado a esto, está el hecho de que se comprobó que las UM están fuertemente relacionadas con las discrepancias en la MDD y con la DPD lo que indica que la impartición del haz presentó complicaciones.

Finalmente, la correlación que existe entre el MCS y la tasa de aprobación del IG presenta un comportamiento atípico, ya que el CC es negativo; con lo anterior, se rechaza la hipótesis planteada al inicio de este trabajo. Pero es importante hacer notar que en este gráfico se encuentran 368 haces analizados, que conforman 28 planes de tratamiento, en los cuales, hay 7 padecimientos diferentes, siendo estos: meningiomas (10), adenomas de hipófisis (8), glioblastomas (1), malformaciones arteriovenosas (3), hemangiomas (2), craneofaringiomas (2) y astrocitomas (1). Por lo anterior, se realizó un análisis de correlaciones para cada uno de los diferentes padecimientos antes mencionados. Además del hecho de que a cada tipo de lesión le corresponde una dosis distinta, lo cual provoca que la discrepancia entre los diferentes padecimientos sea mayor.

4.2.1.1.1. Correlaciones por padecimiento

Debido a que el análisis de correlaciones hecho de manera conjunta para todos los padecimientos arrojó resultados contradictorios respecto a la relación que existe entre el MCS e IG; se procedió a estudiar cada padecimiento de manera individual, para identificar cómo se comporta la complejidad de los haces de acuerdo con un tipo de padecimiento en concreto. Los resultados de esto se muestran a continuación. De las figuras 4.4 a 4.10 se observan los resultados de los CC que se obtuvieron para los diferentes tipos de padecimientos que se estudiaron.

Al ser un análisis que busca la relación entre el valor de complejidad y la tasa de aprobación del índice gamma, se observa que es más confiable hacerlo por el tipo de padecimiento, esto debido a que en todos los padecimientos se observa que la correlación que hay entre el MCS e IG es positiva, salvo para el meningioma, variando en cada caso la fuerza de esta correlación.

Se determinó que la correlación más fuerte y positiva que hay entre el MCS e IG para los diferentes padecimientos, se da en el padecimiento de glioblastoma, siendo esta de 0.376 aunque el p-valor es mayor a 0.05, lo cual indica que la significancia estadística no se cumple para esta muestra, pero esto puede deberse a que para este padecimiento en particular únicamente se analizó un total de 15 haces, que conforman a un único plan de tratamiento, en este sentido se tiene que hace falta realizar una mayor estadística para este padecimiento. Por lo anterior, para dar más validez estadística, es necesario que se haga el mismo análisis pero con una mayor muestra de planes de tratamiento que sean referentes a glioblastomas.

En contraparte con lo anterior, el padecimiento que mostró la correlación más débil entre el MCS e IG fue el astrocitoma, con un valor de 0.165 y del mismo modo que con el padecimiento anteriormente descrito (glioblastoma), el p-valor es mayor a 0.05, lo cual indica que este resultado no es estadísticamente significativo; nuevamente este resultado se atribuye al hecho de que únicamente se tomó un plan de tratamiento con este padecimiento y que éste, contó únicamente con un total de 9 campos.

En todos los padecimientos se encontró que existe una correlación negativa entre el IG y U.M que va de -0.222 hasta -0.515, lo que representa que son de débiles a moderadas, siendo el caso del meningioma en el que se tiene la correlación más débil y en el astrocitoma la más fuerte. Para el caso de esta correlación no se encontró significancia estadística para el glioblastoma y malformaciones arteriovenosas. Siendo que para el primer padecimiento, los haces analizados fueron muy pocos, lo cual, muy probablemente provocó que no se tuviera un

resultado estadísticamente concluyente. Mientras que para las malformaciones arteriovenosas el resultado se pudo deber a algún tipo de error cuando se tomaron las medidas del IG, como lo puede ser una mala asignación de la región de evaluación del IG.

Para el caso de la correlación entre las UM y el valor MCS, se determinó que para todos los padecimientos la correlación es negativa, lo que indica que a medida que se aumentan las unidades monitor en cada uno de los diferentes padecimientos aquí analizados, la complejidad de los haces aumenta. Esto era de esperarse, ya que este comportamiento se retoma del caso en que se analizaron todos los haces de manera conjunta. Además el padecimiento que tiene la correlación más fuerte para este caso son los craneofaringiomas, teniendo un valor de -0.761 , lo cual se considera una correlación moderada a fuerte. Mientras que para los hemangiomas, se encontró una correlación de -0.192 que si bien no es tan alta, es lo suficientemente grande para que el comportamiento de esta relación sea perceptible.

De acuerdo con los valores de MCS calculados para todos los haces de los diferentes padecimientos que aquí se exponen, se encontró que el haz de complejidad más alta está en los padecimientos de glioblastomas, teniendo un valor de 0.1438 y su haz de complejidad más baja posee un valor de 0.2744 , mientras que el haz con la complejidad más baja pertenece a los padecimientos de adenomas de hipófisis, con un valor de 0.4875 y complejidad más alta de 0.1570 . Lo anterior muestra que el umbral de complejidad en el que se encuentran los padecimientos correspondientes a glioblastomas es bajo, teniendo una diferencia de 0.1306 entre los extremos mientras que los padecimientos de adenomas de hipófisis su umbral de complejidad es más amplio teniendo una diferente de 0.3305 . Lo cual expone el hecho de que, al menos para los haces analizados en este trabajo se puede determinar que el padecimiento con la complejidad más alta corresponde a los glioblastomas, mientras que los de complejidad más baja son los adenomas de hipófisis.

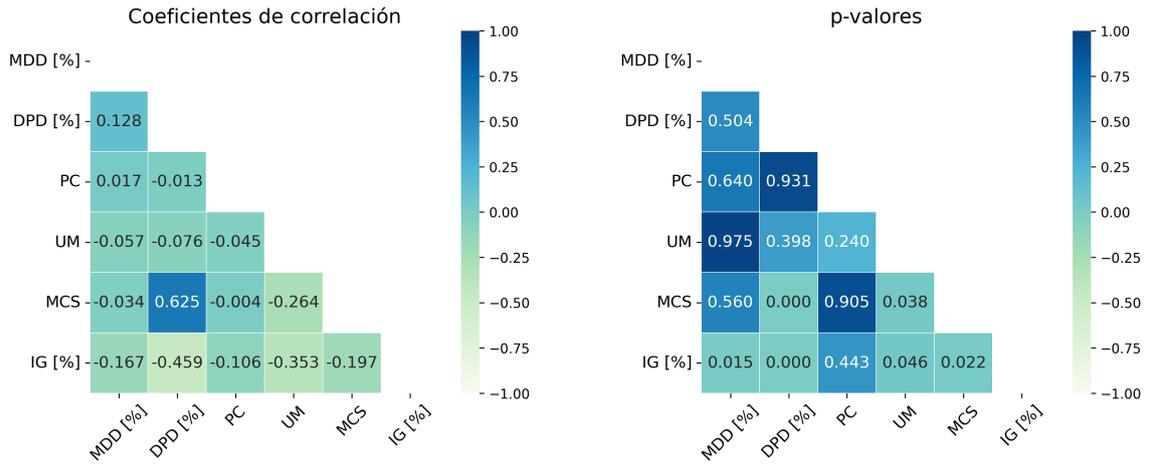


Figura 4.4: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación correspondientes a meningiomas.

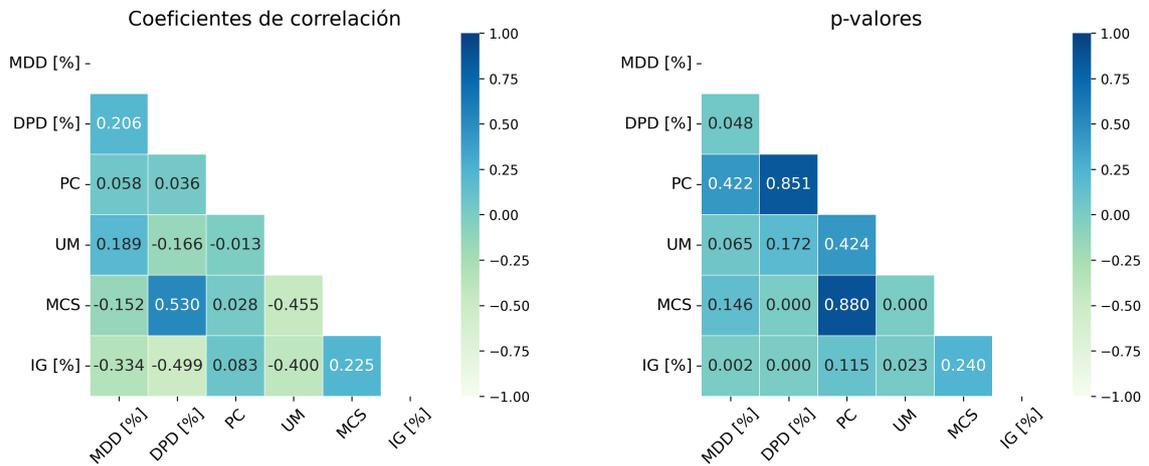


Figura 4.5: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación correspondientes a adenomas de hipófisis.

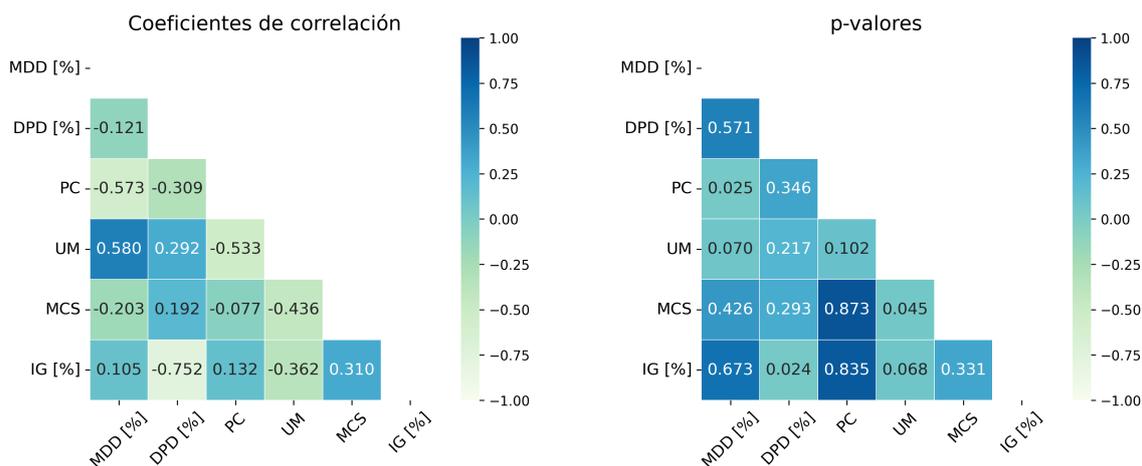


Figura 4.6: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el detector portal y correspondientes a glioblastomas.

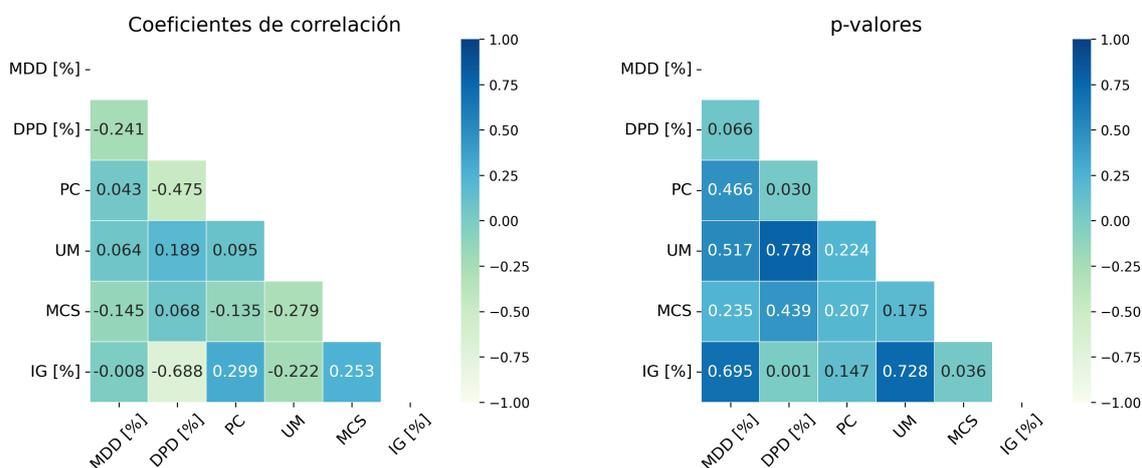


Figura 4.7: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el detector portal y correspondientes a malformaciones arteriovenosas.

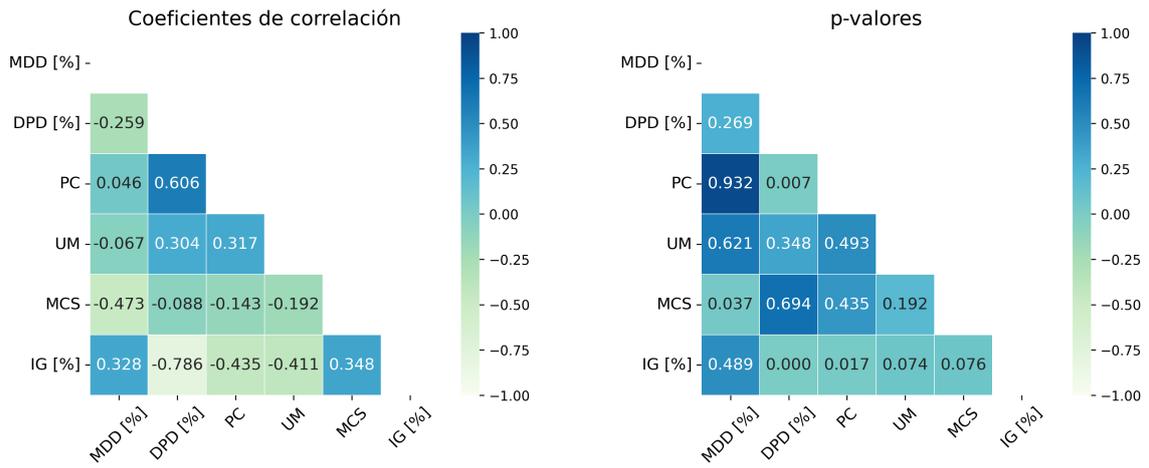


Figura 4.8: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el detector portal y correspondientes a hemangiomas.

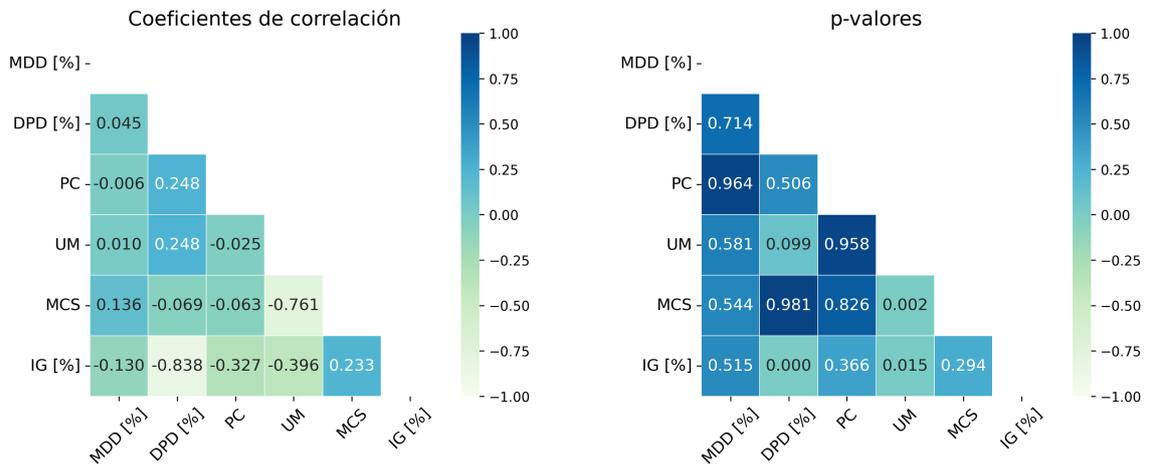


Figura 4.9: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el detector portal y correspondientes a craneofaringiomas.

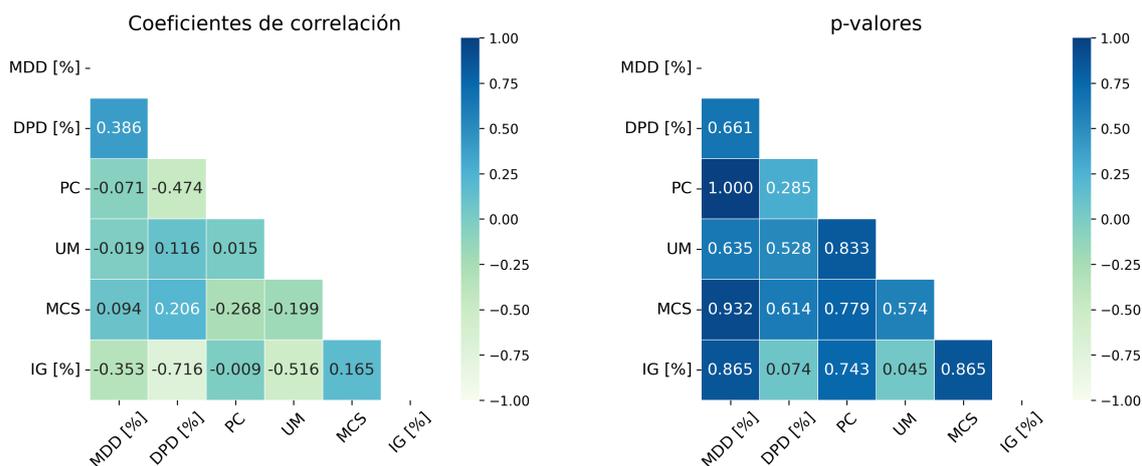


Figura 4.10: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el detector portal y correspondientes a astrocitomas.

4.2.1.2. Arreglo de cámaras de ionización líquidas 1000^{SRS}

En la figura 4.11, se exponen los histogramas de las variables que se pudieron recuperar después de haber realizado el análisis de los planes de verificación que se obtuvieron con el arreglo de cámaras de ionización líquidas. A diferencia del detector Portal, con este detector únicamente se extrajeron las variables siguientes: PC, UM, MCS e IG, esto debido a que con el software Verisoft no fue posible obtener la MDD y la DPD.

Con base en los resultados de la prueba estadística de Shapiro-Wilk aplicada a las variables antes mencionadas, se determinó que todas siguen una distribución no normal, salvo la variable MCS, que de acuerdo con su prueba es la única que tiene una distribución de probabilidad normal. Lo anterior debido a los p-valores obtenidos para cada una de las diferentes variables de análisis.

Estos resultados siguen el mismo comportamiento obtenido con el detector Portal, lo cual hace referencia a que la comparación entre los detectores es coherente en términos de las distribuciones de datos que se obtuvieron con ambos detectores.

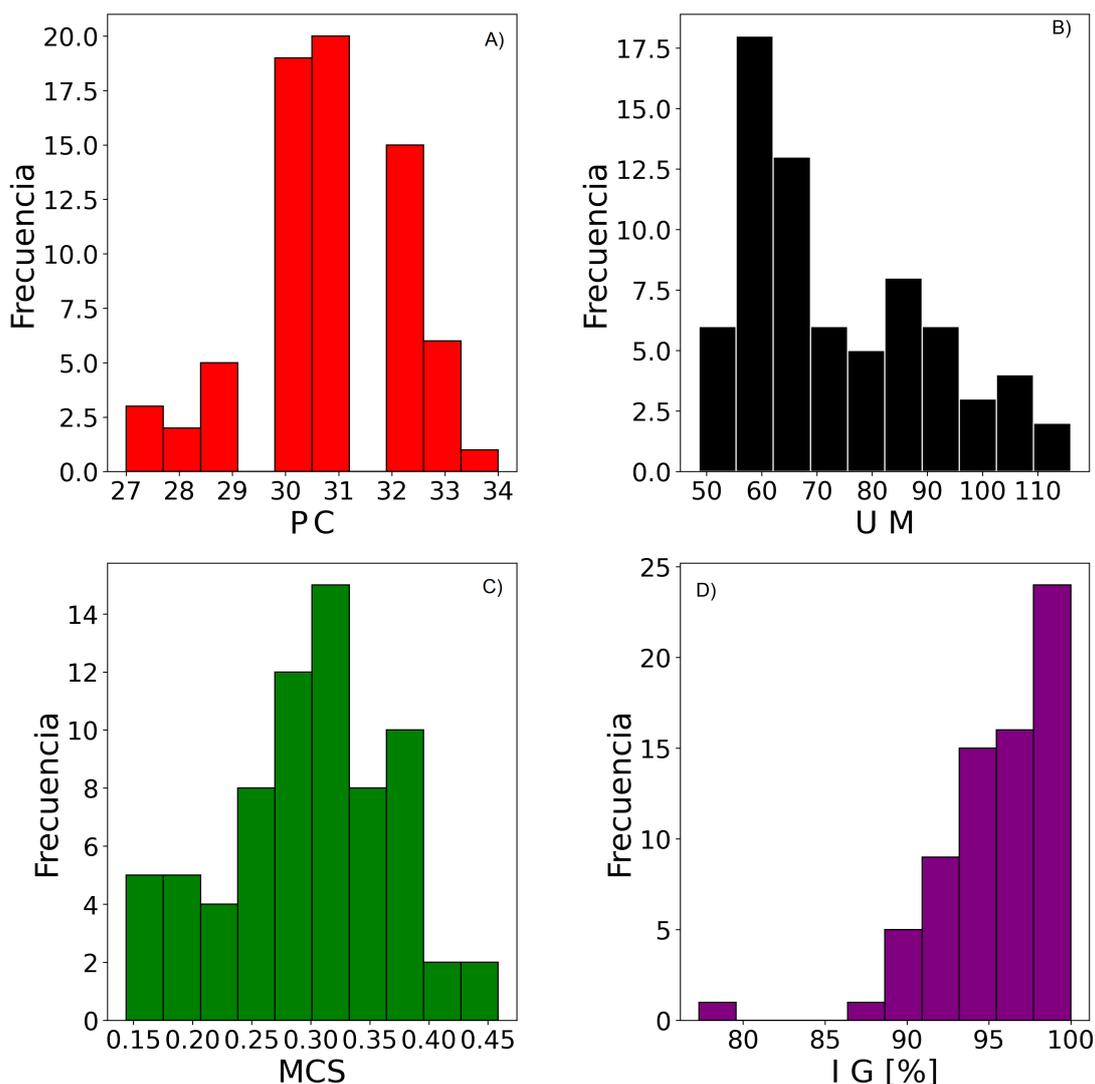


Figura 4.11: Histogramas de cada una de las variables que se analizaron para obtener las correlaciones con el detector de cámaras de ionización líquidas. A) Histograma de PC, B) histograma UM, C) histograma MCS y D) histograma IG [%].

Variable	Valores-p
P.C	<0.05
U.M	<0.05
MCS	>0.05
I.G	<0.05

Cuadro 4.5: Resultados de la prueba estadística de Shapiro-Wilk aplicada a cada variable que se analizó con el detector de cámaras de ionización líquidas.

En la figura 4.12, se tienen los valores de los CC para cada una de las variables que se analizan con el arreglo de cámaras líquidas. Se observa que el I.G presenta una correlación positiva y moderada con respecto a los PC, lo cual es

un comportamiento esperado, debido a que esto indica que a medida que se aumentan los PC aumenta la tasa de aprobación del IG, lo cual refleja el hecho de que más P.C, indica una mayor cantidad de veces que se comprueba que el LINAC está haciendo lo que los archivos DICOM-RT indican. Por lo anterior, se esperaría que si hay más verificaciones de las instrucciones que se le dan al LINAC, debería de haber menos errores y en efecto esto es lo que representa y se obtiene al tener una correlación positiva en estas dos variables. Aunque el p-valor de esta correlación es mayor que 0.05 y, en consecuencia, el resultado no puede considerarse estadísticamente concluyente para esta muestra.

Ahora bien la correlación que hay entre el IG y las UM es negativa y de débil a moderada. Este es el mismo comportamiento que se presentó para el detector portal. Y se obtuvo un p-valor menor que 0.05, reflejando que este resultado es estadísticamente concluyente, por lo cual, se puede afirmar que en efecto este es el comportamiento que se espera obtener si se hace este mismo análisis con otros planes de verificación.

En el caso de la correlación que hay para el IG y el MCS, nuevamente el resultado es contraintuitivo, ya que la correlación es negativa y débil, lo que indica que a medida que se aumenta la complejidad, la tasa de aprobación aumenta. Es por ello, que nuevamente se optó por realizar el análisis de correlaciones pero ahora separando las correlaciones por cada uno de los tipos de padecimientos que se analizaron con el arreglo de cámaras de ionización líquidas. Siendo los padecimientos: meningioma, adenoma de hipófisis y glioblastomas; además de tener un p-valor mayor a 0.05, lo cual se puede interpretar que se obtuvo dicho resultado, debido a que no se hizo una separación entre los diferentes padecimientos que se incluyeron en este análisis.

Para la correlación del MCS con los PC, se encontró que ésta es negativa y moderada, lo que se interpreta con que, los haces más complejos necesitan de una mayor cantidad de PC, ya que son más propensos a que no se haga una entrega del haz de la mejor forma; además este resultado es estadísticamente concluyente. Por otra parte para el caso de la correlación entre el MCS y UM se determinó que ésta es negativa y de débil a moderada, nuevamente como en el caso del detector portal y siendo este un resultado significativo en términos estadísticos.

Finalmente, para la relación que existe entre las UM y los PC, resultó ser positiva y débil. Lo que indica que cuando un plan de tratamiento tiene muchas UM, éste debe de verificar una mayor cantidad de veces. Aunque si bien este es el resultado esperado, en términos estadísticos, no se logró tener significancia estadística, lo cual, se puede atribuir al hecho de nuevamente no hacer un análisis

separando los diferentes padecimientos estudiados.

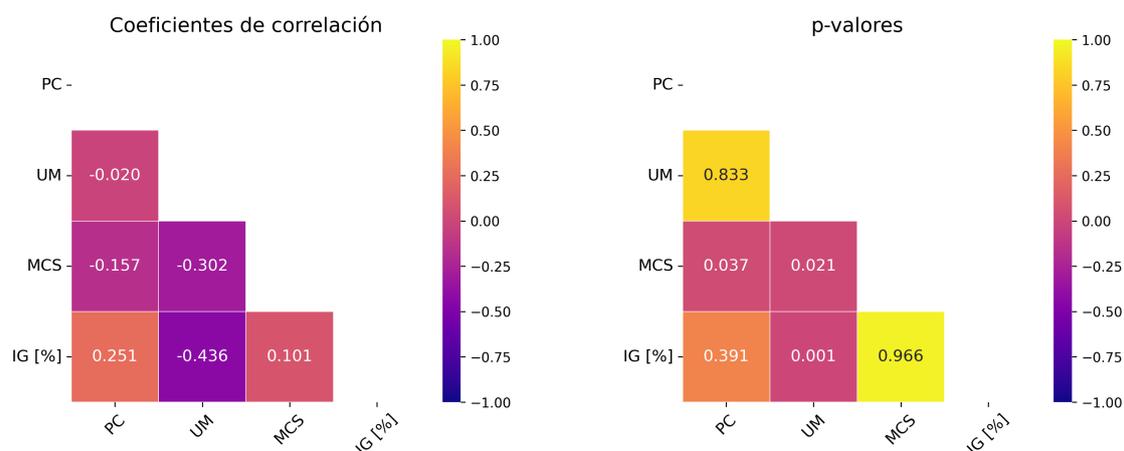


Figura 4.12: Los valores de correlación entre las diferentes variables analizadas con el arreglo de detectores se aprecian en el gráfico de la izquierda, mientras que su significancia estadística se muestra en la figura de la derecha.

4.2.1.2.1. Correlaciones por padecimiento

Para averiguar si el comportamiento de correlación negativa entre el MCS e IG se da sin importar el tipo de padecimiento, se procedió a desglosar el análisis de manera que a cada padecimiento se le calcularon las correlaciones que hay entre las variables de interés.

De acuerdo con las figuras 4.13 a 4.15, se obtuvo que al hacer un análisis separando cada uno de los padecimientos, la correlación que existe en cada caso para el MCS e IG, es positiva y va de 0.210 a 0.452. Con lo anterior, se está demostrando que cuando un haz es complejo, la tasa de aprobación del IG tiende a bajar, que es el resultado esperado, debido a que una mayor complejidad puede ser motivo de que se presenten errores cuando el LINAC entregue un haz. Estos resultados fueron significativamente relevantes para el caso del meningioma y adenoma de hipófisis; el motivo por el cual para el glioblastoma no se encontró significancia estadística, es debido a que únicamente se analizó un único plan de tratamiento, el cual constó de 15 haces. Además, es importante hacer notar que este resultado es igual que con el detector portal.

La correlación que se encontró entre las UM y la tasa de aprobación del IG, fue negativa, en un intervalo que va de -0.220 a -0.601 y en todos los casos con un p-valor menor a 0.05, con lo cual se determinó que este resultado fue estadísticamente significativo. Este resultado era esperado, pues en la figura 4.12 se encontró el mismo comportamiento, además del hecho que hay el mismo comportamiento que con el detector portal. Lo anterior reafirma el hecho de que,

a medida que un plan de tratamiento incrementa en las UM, provocará que la tasa de aprobación del IG disminuya; esto con relación a los tres diferentes tipos de padecimientos que se estudiaron con este detector.

Para el caso de la relación de los PC con el IG, los resultados arrojaron dos correlaciones negativas y una positiva pero en ninguno de los casos se determinó significancia estadística, por lo cual, no se puede dar una predicción certera sobre los hallazgos obtenidos. Sin embargo, con base en los resultados anteriores, se infiere que la correlación esperada debe de ser negativa, con lo cual se indica que cuando un plan de tratamiento tiene pocos PC es porque no es tan complejo y no se necesita hacer tantas verificaciones durante su ejecución, lo que conlleva a tener una mayor tasa de aprobación del IG, como se observa en la figura 4.14. Mientras que cuando se tienen muchos PC, se esperaría que la tasa de aprobación del IG disminuya porque el hecho de tener una gran cantidad de PC da un indicio de que el plan de tratamiento es complejo en relación con su valor de MCS.

Lo anterior es sustentado con base en la correlación que existe entre los PC y el MCS, que para los tres diferentes padecimientos analizados se determinó que la correlación es negativa y va de moderada a fuerte. Con esto se puede dilucidar el hecho de que, existe una estrecha relación entre las variables que aquí se analizaron, dado que al aumentar las UM se provoca que el plan de tratamiento tenga un mayor número de PC y, a su vez, de manera indirecta se puede inferir que el plan será complejo debido a que se tiene que verificar una gran cantidad de veces, lo cual resulta en el hecho de tener una baja tasa de aprobación del IG.

Finalmente, para el caso de las UM y el MCS, la correlación que hay en todos los casos es negativa y va de moderada a fuerte. Este resultado era de esperarse debido a la definición que se tiene del MCS (Ec. 3.4) ya que estas dos variables están inversamente relacionadas, pero con este resultado se demostró de manera analítica y experimental dicha relación.

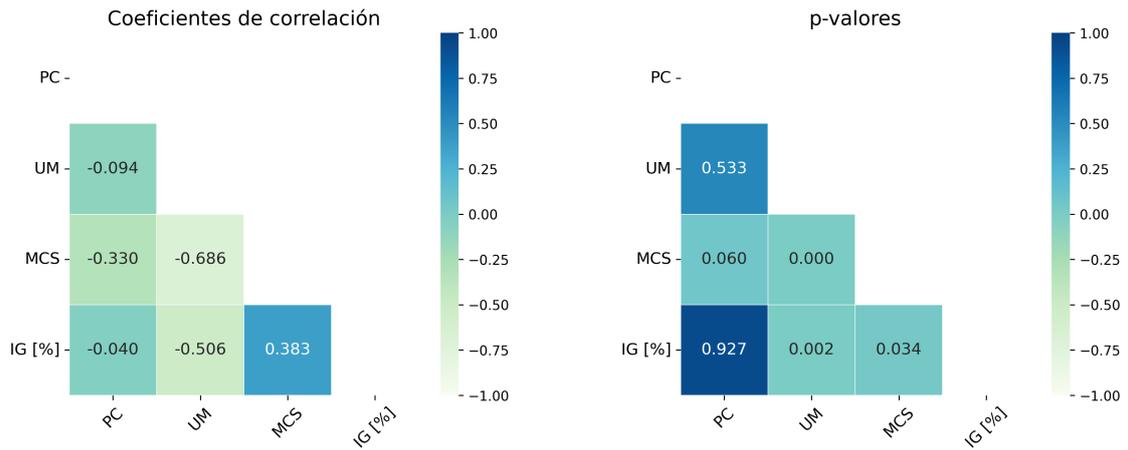


Figura 4.13: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el arreglo de cámaras de ionización líquidas y correspondientes a meningioma.

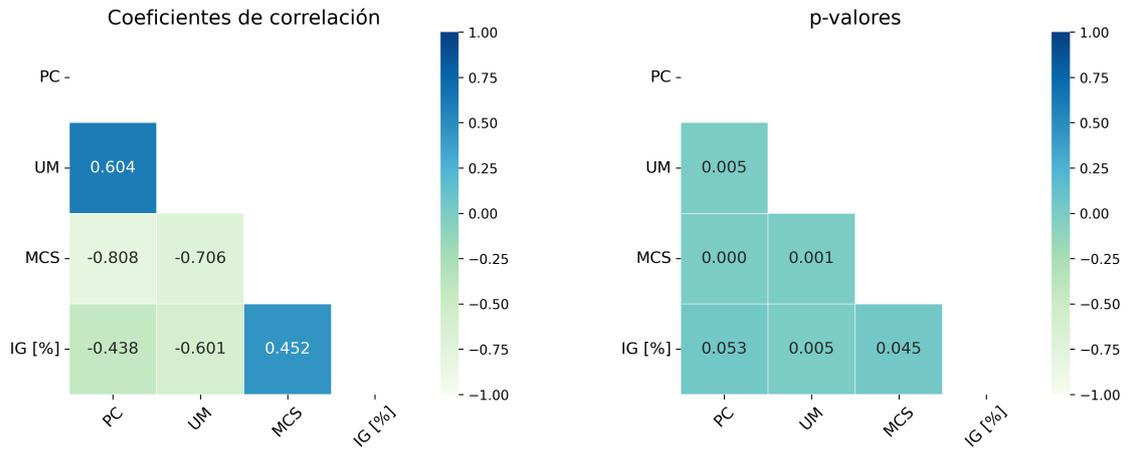


Figura 4.14: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el arreglo de cámaras de ionización líquidas y correspondientes a adenomas de hipófisis.

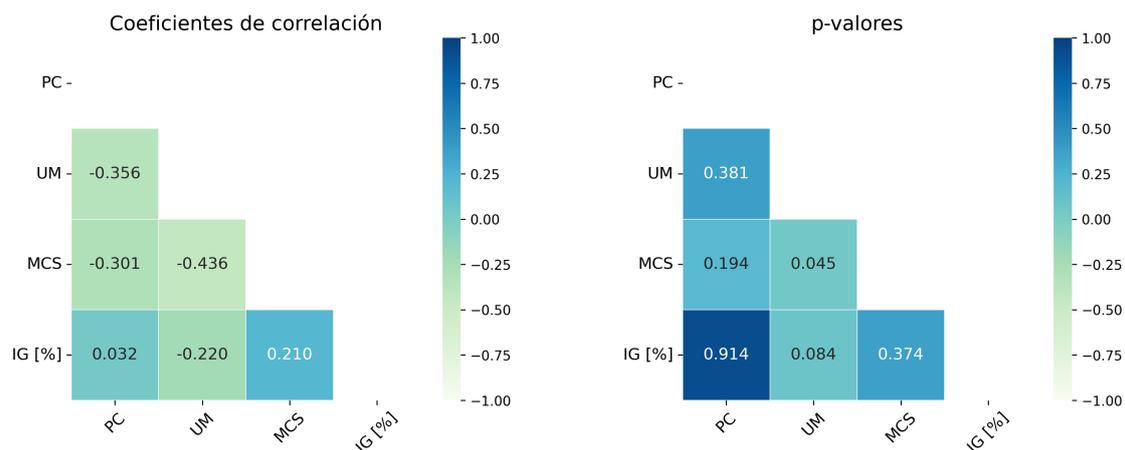


Figura 4.15: Análisis de correlaciones para el grupo de planes de verificación hechos con el arreglo de cámaras de ionización líquidas y correspondientes a glioblastomas.

4.2.1.3. Película radiocrómica

Para el caso de los histogramas que se presentan en la figura 4.16, es notable que ninguna de las variables analizadas con este detector, se asemeja a una distribución gaussiana. Este hecho se ve claramente en el cuadro 4.6, donde cada variable obtuvo un p-valor menor que 0.05 en la prueba estadística de Shapiro-Wilk lo que indicó que, en efecto, ninguna variable sigue la distribución normal de probabilidad.

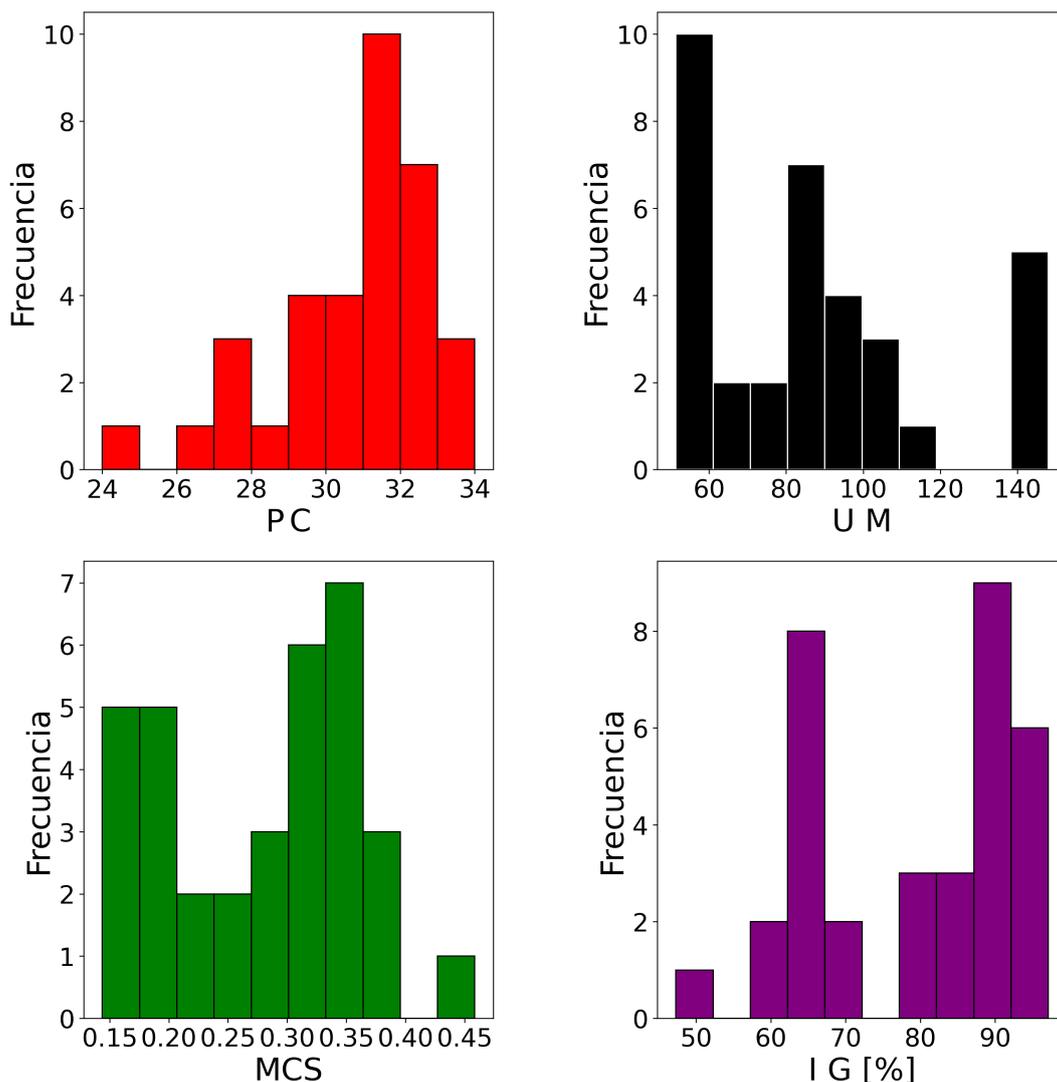


Figura 4.16: Histogramas de cada una de las variables que se analizaron para obtener las correlaciones con las películas radiocrómicas. A) Histograma de PC, B) histograma UM, C) histograma MCS y D) histograma IG [%].

Variable	Valores-p
P.C	<0.05
U.M	<0.05
MCS	<0.05
I.G	<0.05

Cuadro 4.6: Resultados de la prueba estadística de Shapiro-Wilk aplicada a cada variable que se analizó con las películas radiocrómicas.

El hecho de que ahora el MCS no siga una distribución del tipo normal se puede deber a que en el análisis hecho con película radiocrómica, únicamente se estudió un plan completo, el cual corresponde a un padecimiento de glioblastoma, los haces analizados se muestran en el cuadro 4.7. En este sentido, debido a que

cada uno de los diferentes padecimientos analizados oscila en un rango diferente de valores de MCS y al no analizar una cantidad similar de haces para cada padecimiento, provoca que no se obtuviese el comportamiento adecuado de una distribución normal para la variable de MCS, con lo anterior explicando el porqué de la discrepancia de esta distribución, respecto a las dos antes mostradas en las figuras 4.2 y 4.11.

Padecimientos	Haces analizados
Glioblastoma	15
Meningioma	3
Adenoma de hipófisis	1
Hemangioma	1

Cuadro 4.7: Distribución de haces analizados con película radiocrómica.

En la figura 4.17 se tienen los valores de CC de cada una de las relaciones entre las diferentes variables analizadas. En lo que respecta a las correlaciones de las diferentes variables con la tasa de aprobación del IG, se observa que el comportamiento es el mismo que se presentó con los otros detectores. Teniendo una correlación positiva para los PC e IG, lo que se interpreta como el hecho que a medida que se verifica más un plan de tratamiento, su tasa de aprobación del IG tiende a aumentar. Por otra parte, para las UM e IG, la correlación es negativa y moderada, corroborando lo que se encontró con anterioridad debido que a medida que las UM aumentan, la tasa de aprobación del IG decrece. Finalmente, para el MCS e IG nuevamente se presenta el efecto de tener una correlación negativa, lo cual se debe a que se hizo el análisis de correlación incluyendo los diferentes haces que se presentaron en el cuadro 4.7.

En el caso de la correlación de las UM con el MCS se presenta el comportamiento inverso a los que se observaron con el detector portal y con el arreglo de cámaras de ionización; ya que el valor de correlación es positivo lo que indica que a medida que se incrementan las UM la complejidad disminuye lo que contradice la definición matemática del MCS, pero hay que notar que para esta correlación en particular el p-valor es mayor 0.05, por lo cual no se puede afirmar con certeza que este resultado sea contundente. El motivo de esto es debido a la cantidad de haces analizados con este detector, la cual se expone en el cuadro 4.7. Sin embargo, se espera que cuando el análisis sea realizado por tipo de padecimiento, esta correlación cambie de orientación y sea negativa; como sucedió con los demás detectores.

Aunado a lo anterior, la correlación que existe entre los PC y el MCS es como se espera, negativa. Esto debido a que si se tiene un plan con muchas verificaciones

durante su entrega es porque se considera un plan que puede presentar errores y por lo tanto su complejidad debe de ser alta y en efecto esto es lo que se puede interpretar del hecho de tener una correlación de -0.634 y ésta es de moderada a fuerte. Adicional a esto, se tiene que el p-valor de esta correlación es menor a 0.05 lo que indica que este resultado es estadísticamente significativo y, por ende, se puede tomar como una referencia de lo que se puede esperar cuando se tenga un plan con muchos PC.

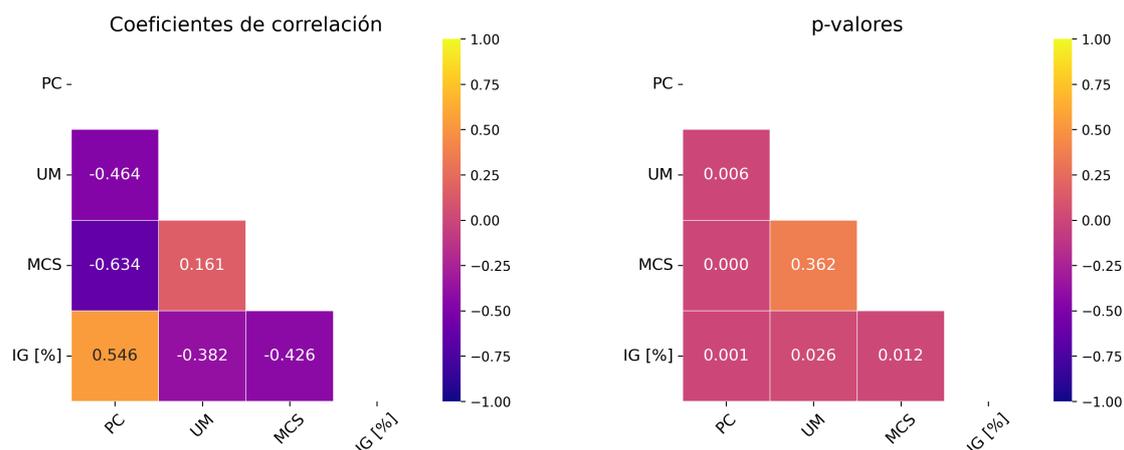


Figura 4.17: Los valores de correlación entre las diferentes variables analizadas con la película radiocrómica se aprecian en el gráfico de la izquierda, mientras que su significancia estadística se muestra en la figura de la derecha.

4.2.1.3.1. Correlaciones por padecimiento

Debido al comportamiento atípico de la correlación encontrada entre el valor de MCS e IG; se procedió a realizar un nuevo análisis, pero ahora únicamente incluyendo los haces que corresponden al padecimiento de glioblastomas, con lo cual se tuvo como resultado lo que se muestra en la figura 4.18. Con este nuevo enfoque se puede dilucidar el hecho de que ahora la correlación que hay entre el MCS e IG es positiva y moderada con valor de 0.649 , lo cual indica que cuando se tienen haces de complejidad alta, la tasa de aprobación de IG disminuye, además de que dicha relación posee un p-valor menor que 0.05 con lo que, se determina que este resultado es significativo. Con lo anterior se comprueba que en todos los detectores, al analizar los haces por padecimiento, el comportamiento del MCS en relación con el IG es el esperado.

Por otra parte, el comportamiento del IG en función de las UM es el mismo que se encontró con los anteriores detectores, por lo cual, el resultado es coherente en términos de la correlación encontrada siendo ésta negativa para todos los detectores. Y se confirma que el resultado es consistente sin importar el tipo de detector que se use. Pero si se hace notar que la fuerza de la correlación varía

en función del detector que se esté utilizando para hacer la prueba del IG, ya que en todos los casos se utilizó siempre el mismo criterio.

Finalmente, los PC se relacionan con el IG de la forma esperada es decir con una correlación negativa, ya que a mayor verificación de lo ejecutado por el LINAC implica que la tasa de aprobación del IG tenderá a bajar. Aunque si bien el resultado es como se esperaba, la estadística aplicada indica que este resultado no es concluyente en términos del p-valor. Una forma de comprobar que en efecto este comportamiento es el intrínseco entre estas variables, es mediante la evaluación de una mayor cantidad de haces asociados al padecimiento de glioblastoma.

Ahora bien, para el caso de las UM y MCS se tiene que la correlación es nuevamente concordante con la definición matemática del MCS, expuesta en la ecuación 3.4. Al igual que la relación que se encontró entre los PC y el MCS ya que más puntos de verificación implica que los haces serán inherentemente más complejos. Estas dos correlaciones presentaron un p-valor menor a 0.05, lo que indica que este comportamiento es el esperado en términos estadísticos.

Finalmente se encontró que a mayor cantidad de UM en un haz, le corresponde una mayor cantidad de P.C, lo cual, hace sentido que al aplicar más UM en un tratamiento el equipo debe de hacer más verificaciones para asegurarse que se está dando el haz como se espera. Aunque este resultado no presentó significancia estadística.

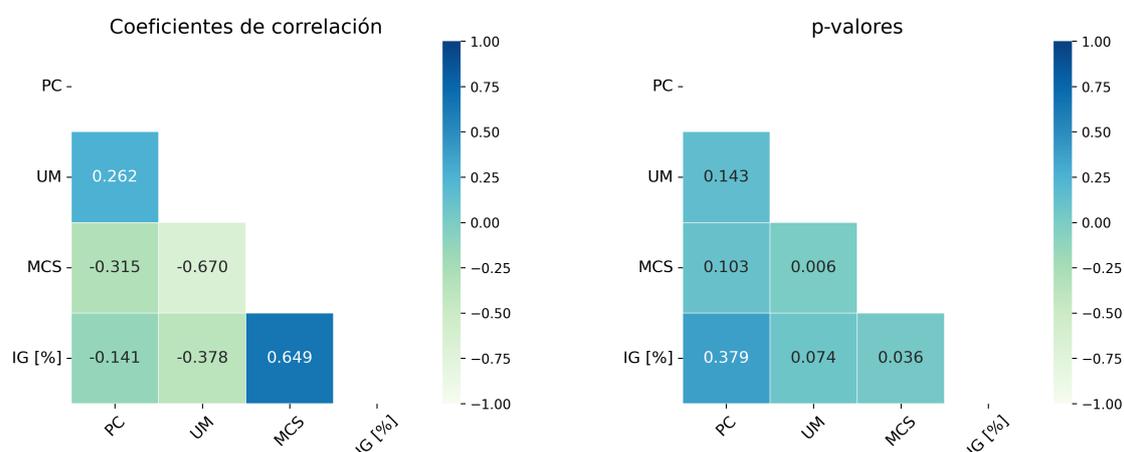


Figura 4.18: Los valores de correlación entre las diferentes variables analizadas con la película radiocrómica se aprecian en el gráfico de la izquierda, mientras que su significancia estadística se muestra en la figura de la derecha.

4.2.1.4. Comparación de resultados entre detectores

Dado que se realizó el análisis de correlaciones con tres diferentes detectores y para cada uno de ellos se verificaron diferentes tipos de padecimientos, salvo un

plan que corresponde a glioblastoma, el cual, se evalúa con todos los detectores se presenta la figura 4.19 los gráficos de dispersión obtenidos al evaluar dicho plan con los diferentes detectores utilizados en este estudio y se muestra la correlación que existe entre las dos únicas variables analizadas, las cuales son: el MCS y la tasa de aprobación del IG.

Para cada caso el gráfico de dispersión ayudó a observar cómo se relacionan las variables que se están analizando. En este caso, cómo se comporta el IG en función de la complejidad de cada uno de los haces que conforman al plan de verificación. En todos los casos estudiados la tendencia fue que a medida que el MCS aumentaba también lo hace el IG, pero en cada uno de los casos el incremento es en diferente medida.

Pasando a los valores de correlación encontrados, se determinó que cada uno de los detectores presentó una influencia en la correlación diferente; aunque siendo positiva en cada uno de ellos. Para el arreglo de cámaras de ionización líquidas, el detector Portal y la película radiocrómica los CC fueron: 0.210, 0.310 y 0.649, respectivamente.

El resultado anterior refleja el hecho de que la evaluación de I.G realizada con los diferentes detectores arroja diferentes resultados. Donde la película radiocrómica presentó valores más bajos del IG, mientras que el detector 1000^{SRS} presentó los valores más altos en el IG y el detector portal se mantuvo en un punto medio entre los dos detectores antes mencionados.

Lo anterior se debe a que cada uno de los detectores utilizados posee diferente resolución espacial, lo cual indica que cada uno de ellos poseen una capacidad distinta de medir las diferencias la distribución de dosis que se calculó con el TPS y la distribución de dosis que se midió con cada uno de los detectores. Teniendo que, la película radiocrómica al poseer la resolución espacial más alta de los tres detectores utilizados, es capaz de determinar mejor las discrepancias en dosis, lo que se ve reflejado en que se obtuvieron las menores tasas de aprobación del IG.

Esto da un indicio del hecho de que, al realizar un control de calidad pacientes específico, los resultados dependen del tipo de detector que se está utilizando pero la complejidad siempre se mantiene igual ya que esta se obtiene de la información proporcionada por el TPS. En este sentido el MCS se presenta como una herramienta bastante interesante y potencialmente útil para realizar controles de calidad. Sin embargo, hay que tener en cuenta que si los resultados presentados en este trabajo son relevantes para comprobar que el MCS está íntimamente relacionado con la tasa de aprobación del IG y que estas variables se relacionan de manera positiva en términos de su correlación, los resultados no son suficien-

temente concluyentes para poder implementar este modo de control de calidad y es necesario que se realice una estadística mucho más robusta y las verificaciones de los planes tal y como se haría con un paciente.

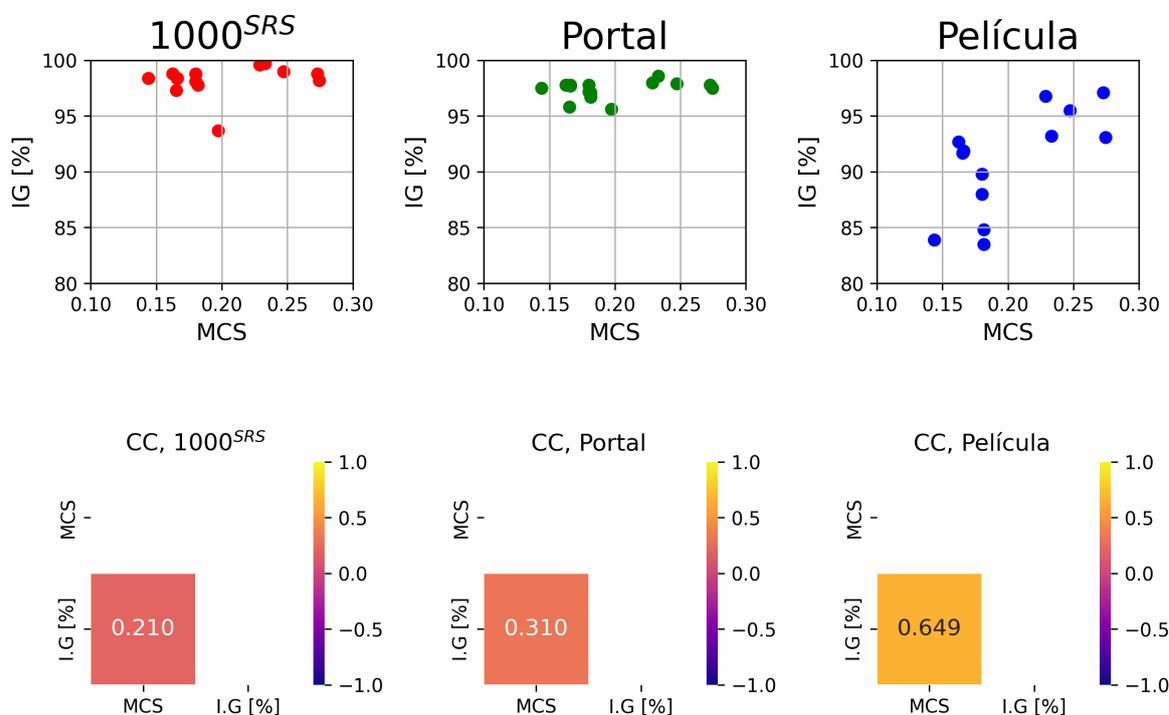


Figura 4.19: Comparación del CC obtenido entre el MCS e I.G para los diferentes detectores utilizados.

4.2.2. Correlaciones para los planes de verificación irradiados de manera continua

El cálculo de la complejidad se puede hacer para un solo haz de radiación o bien a todo el plan de tratamiento como un conjunto, es por lo que, en esta sección se analiza la correlación que existe entre la complejidad de diversos planes de tratamiento con la tasa de aprobación del índice gamma de todo el plan que se estudió.

Este análisis únicamente se realizó con la película radiocrómica y aplicado a 8 planes de tratamiento, debido al acceso del material dentro del hospital.

Los resultados se observan en la figura 4.20, en donde, de acuerdo con el gráfico de dispersión la relación que se percibe entre ambas variables es lineal y con una pendiente positiva, es decir, que a medida que el MCS_{plan} aumenta también lo hace el IG. Este comportamiento sigue siendo coherente con los resultados antes expuestos en términos de las correlaciones, ya que el gráfico del lado derecho muestra que la correlación que existe entre ambas variables es positiva y de valor

0.469, lo que se considera que es moderado. Con esto se puede suponer que una complejidad alta para planes de tratamiento se asocia con el hecho que el plan tendrá una baja tasa de aprobación del IG. Aunque este resultado no presenta significancia estadística dado que su p-valor fue mayor que 0.05, si refleja una tendencia que va de acuerdo con la hipótesis planteada en este trabajo.

Si bien este resultado demuestra que planes de tratamiento con una complejidad alta tendrán bajas tasas de aprobación del IG; al ser una evaluación del plan como un todo, se pierde información de que haces son los que presentan la complejidad más alta, por lo cual, un estudio de este estilo no permite que el físico médico pueda corregir u optimizar solamente los haces que provoquen que la complejidad de todo el plan baje, lo que sugeriría que se debe de rehacer todo el plan. Por lo anterior, es recomendable que se evalúe la complejidad de un plan en términos de cada haz y también como todo el plan en conjunto.

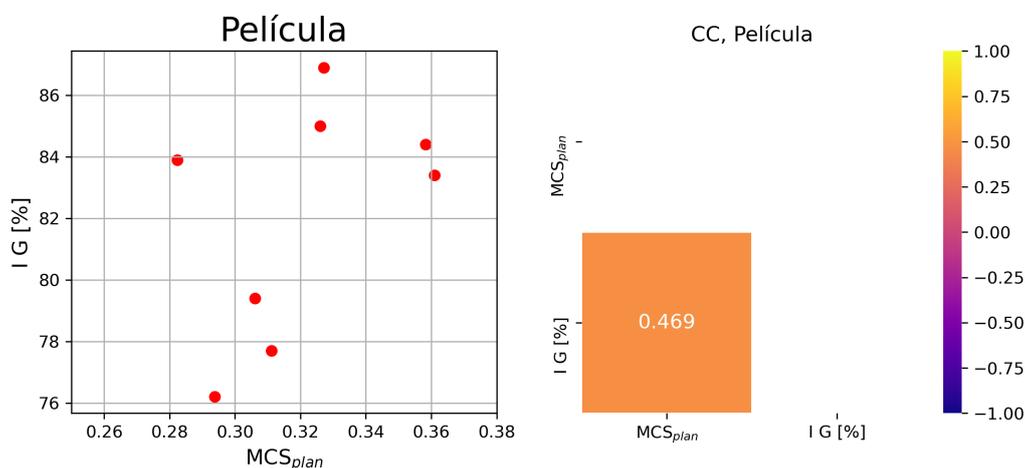


Figura 4.20: Gráfico de dispersión para las variables MCS_{plan} e IG y coeficiente de correlación que existe entre ambas variables.

Ahora bien, en términos de los valores del IG obtenidos con la película, se tiene que ningún plan posee una tasa de aprobación mayor que el 95%, por lo cual, todos los planes debieron de ser rechazados. Lo anterior presenta un resultado bastante alarmante dado que se están presentando tasas de aprobación bastante bajas para los planes de tratamiento y si esta es la tendencia, sería muy difícil que algún plan de tratamiento se aplique a los pacientes.

Es por ello que en el cuadro 4.8, se muestra la tasa de aprobación obtenida en la verificación de dos planes de tratamiento evaluados con el arreglo de cámaras de ionización líquidas y que también se evaluaron con la película radiocrómica.

Planes Verificados	Tasa de aprobación del IG	
	Película radiocrómica	Arreglo de detectores
Plan 1	86.9 %	96.4 %
Plan 2	84.4 %	99.4 %

Cuadro 4.8: Valores de la tasa de aprobación del IG para dos planes evaluados con película radiocrómica y el arreglo de cámaras de ionización.

En el cuadro se aprecia que la discrepancia que existe en la tasa de aprobación del IG para el plan 1 y 2, entre la película radiocrómica y el arreglo de cámaras de ionización es bastante considerable, tanto como para que se rechacen los planes si la verificación se hace con la película, mientras que se aprueba con el arreglo de cámaras de ionización.

Debido a lo anterior, en las figuras 4.21 y 4.22, se muestra la comparación del análisis del IG realizado para los planes 1 y 2, con los dos detectores utilizados. Para el caso de la figura 4.21 que corresponde a la evaluación del plan 1, se observa que el análisis en A) presenta la mayor cantidad de discrepancias en la periferia de la distribución, mientras que ambos detectores presentaron diferencias importantes en la zona central de las distribuciones de dosis. Por lo anterior, se puede suponer que el motivo por el cual la prueba del IG falla con la película radiocrómica se debe a que prácticamente toda la periferia de la distribución de dosis, que corresponde a la zona de dosis bajas, no coincide con la calculada por el TPS.

Por otra parte, en el caso del análisis realizado al plan 2, el cual se muestra en la figura 4.22, nuevamente la zona de mayor discrepancia para el caso de la película radiocrómica radica en la periferia de la distribución de dosis, lo que provoca que se tenga una baja tasa de aprobación del IG con este detector. Mientras que para el caso del arreglo de cámaras de ionización, se presenta una zona de muy poca discrepancia en la región central de la distribución de dosis.

Lo antes mencionado muestra que la película presenta discrepancias importantes en la periferia de las distribuciones de dosis, mientras que el arreglo de cámaras de ionización no. Este comportamiento anormal en la película radiocrómica se le puede atribuir al hecho de que este análisis fue realizado bajo la restricción de que todo el plan de tratamiento no tuviera una dosis total mayor que 3.5 Gy, con lo cual, las UM que se dieron en cada uno de los haces que componen a los dos planes de tratamiento fueron muy bajas y debido a que la película utilizada en este trabajo se encontraba caducada, la respuesta de dicho instrumento no se puede considerar confiable, ya que con los resultados expuestos en las figuras 4.21 y 4.22, se puede determinar que la película al estar caduca está

subestimando las zonas de baja dosis, que concuerda con la periferia de ambas distribuciones de dosis mostradas en las figuras 4.21 y 4.22. Mientras que en el caso del arreglo de cámaras de ionización al no tener esa dependencia con el tiempo de manufactura del dispositivo, no presenta este comportamiento.

Con esto se puede comprobar que la película radiocrómica al usarla para analizar planes de tratamiento como todo un conjunto, muestra que la correlación entre el MCS_{plan} e IG es positiva y moderada pero que al haber utilizado una película caducada, los valores tan bajos del IG no son confiables, pero al menos el comportamiento que se espera entre las dos variables antes mencionadas se determinó como se esperaba.

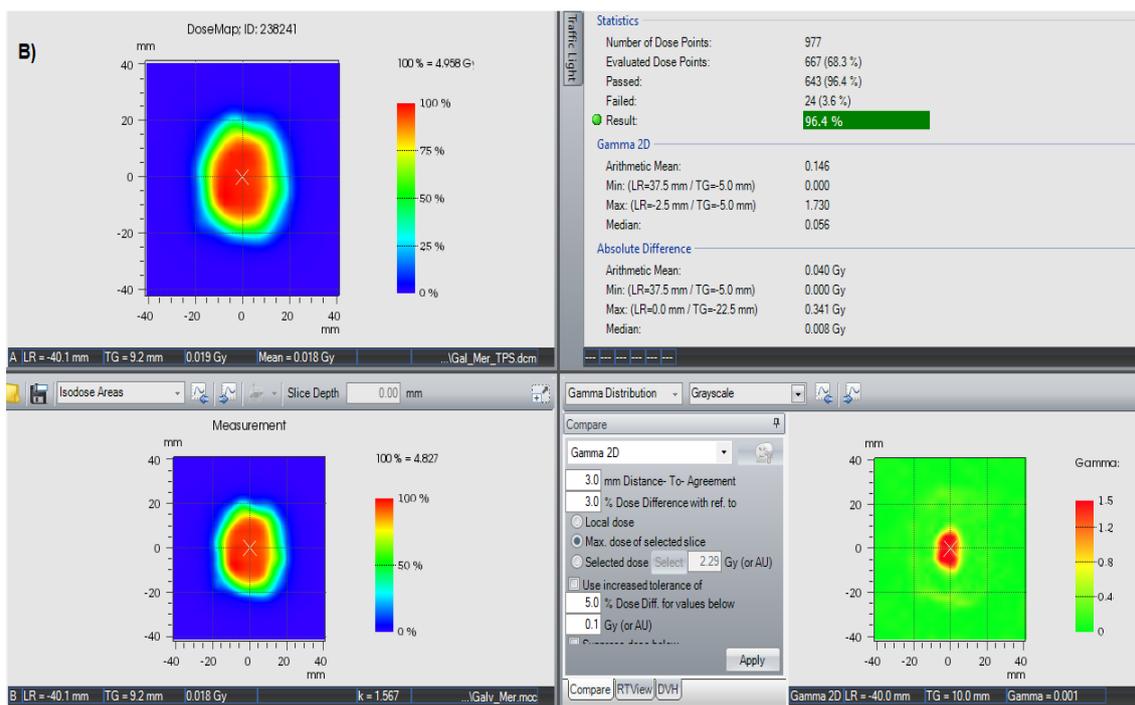
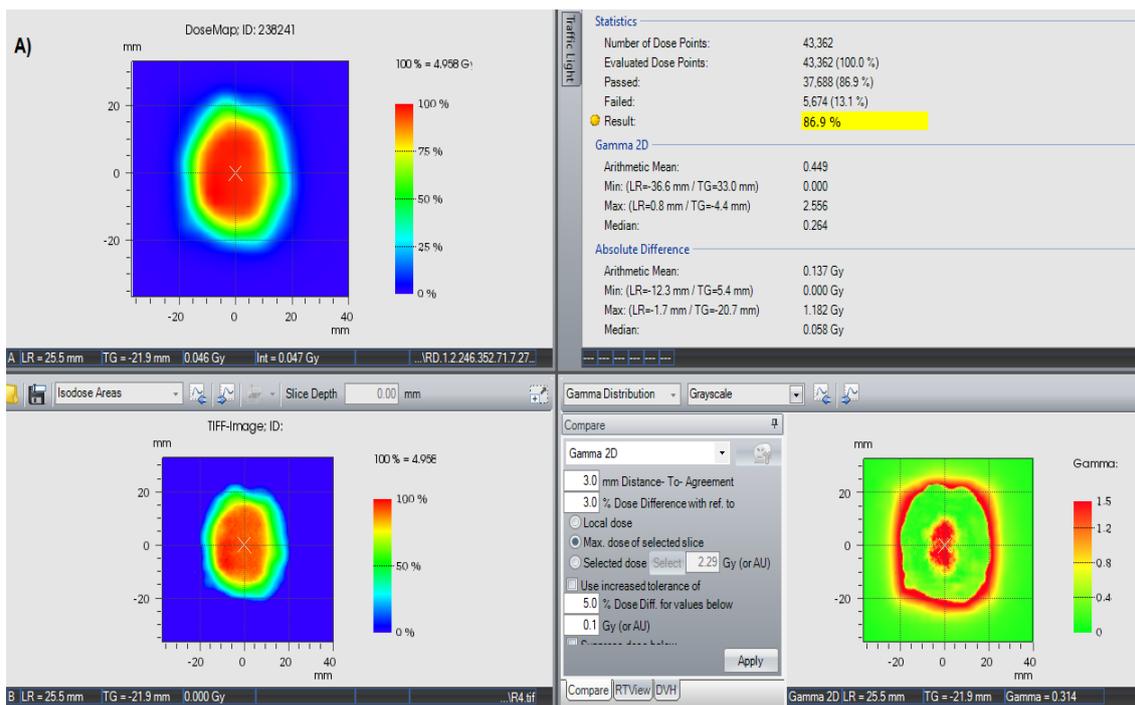


Figura 4.21: Comparación en el análisis del IG realizado para el plan 1. A) evaluación realizada con la distribución medida con la película radiocrómica. B) evaluación realizada con la distribución medida con el arreglo de cámaras de ionización líquidas.

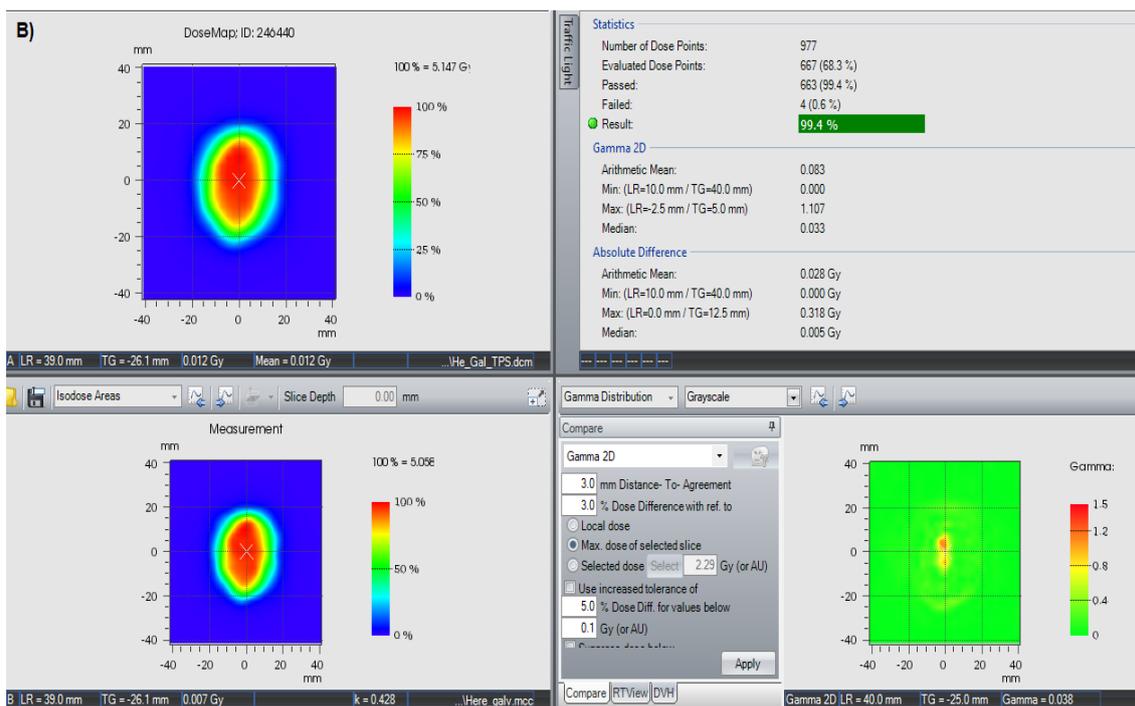
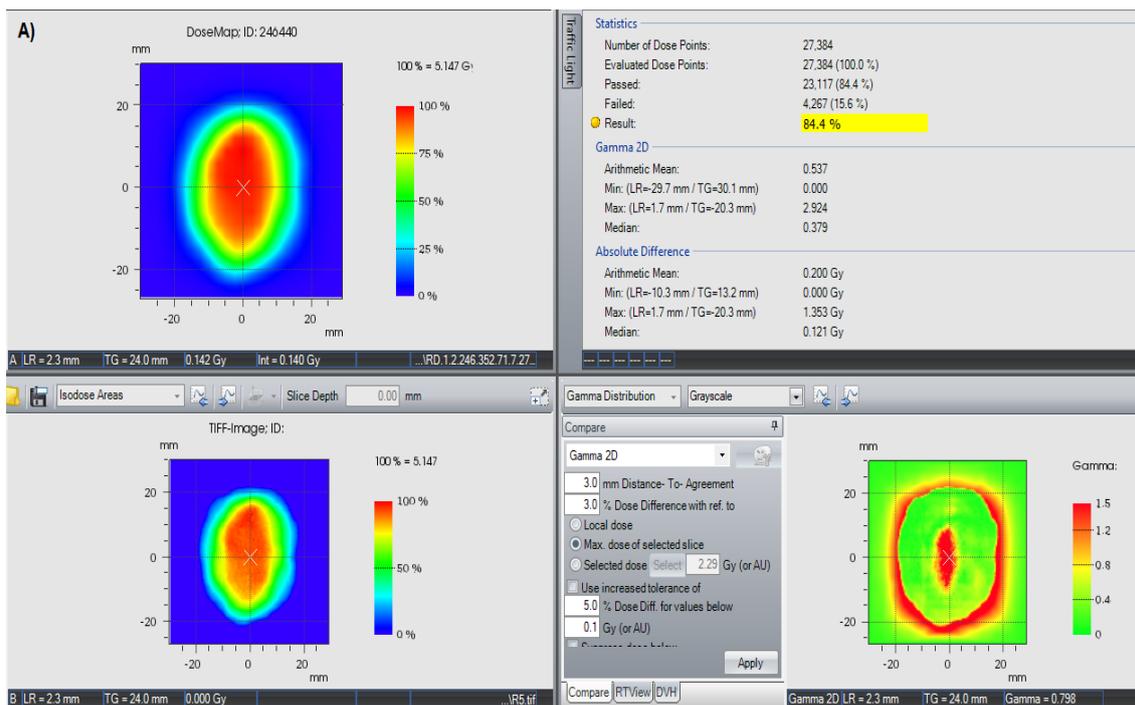


Figura 4.22: Comparación en el análisis del IG realizado para el plan 1. A) evaluación realizada con la distribución medida con la película radiocrómica. B) evaluación realizada con la distribución medida con el arreglo de cámaras de ionización líquidas.

Capítulo 5

Conclusiones

En este trabajo se calcularon y analizaron las métricas de complejidad MCS_{haz} y MCS_{plan} , se determinaron las correlaciones que existen entre dichas métricas y la tasa de aprobación del I.G. Adicionalmente, se analizaron las correlaciones con las siguientes variables: UM, PC, MDD y DPD. Para el análisis se escribieron programas que muestran los parámetros mecánicos del LINAC durante la ejecución de cualquier plan de tratamiento, además de que se propuso un protocolo para la implementación de un control de calidad paciente específico basado en archivos TL que se extraen del LINAC.

Todos los programas escritos para la realización de este trabajo fueron en el lenguaje de programación Python y haciendo uso de las diversas librerías que ofrece. La evaluación de los planes de tratamiento a través de los archivos TL que se crean, una vez que los programas se ejecutan, muestra ser una alternativa prometedora, ya que la información que se puede extraer de éstos es basta, además de que no se requiere realizar algún tipo de medición.

Si bien la propuesta de protocolo que se presentó, no es lo suficientemente sofisticada en comparación con los sistemas tradicionales de verificación, es una primera aproximación para poder ampliar la gama de posibilidades con las que se puede contar para realizar este tipo de tareas. Además de que este protocolo permitiría establecer valores estándares en los errores mecánicos de los diferentes componentes del LINAC como lo son: el gantry, colimador, posición de las hojas del MLC y entrega de UM; con lo anterior, sería posible conocer mejor el estado de los componentes del LINAC.

Respecto a las métricas MCS_{haz} y MCS_{plan} , fue posible crear programas que realizan el cálculo de manera automatizada y con base en las propuestas que se presentan en la literatura, por lo cual, la interacción del usuario es mínima para encontrar el valor de cada métrica. Los programas usan como fuente de informa-

ción los archivos DICOM-RT o archivos TL, lo cual amplía aún más la posibilidad de hacer un análisis pre o postejecución del plan de tratamiento. Ya que cuando el análisis es preejecución es posible anticipar por medio de la complejidad de los haces y planes, la posible falla en la prueba de índice gamma; mientras que si es postejecución se podrá verificar como fue la manera en que se entregaron los haces en función de su complejidad.

El análisis de correlaciones realizado con respecto a la evaluación de planes de tratamiento irradiados haz por haz, demostró que la correlación entre las diferentes variables analizadas en este trabajo se debe hacer clasificando los planes de tratamiento por padecimientos, ya que si esto no se hace, la correlación que existe entre MCS_{haz} y la tasa de aprobación del índice gamma presenta un comportamiento contraintuitivo que refleja lo contrario a lo que se planteó como hipótesis de este trabajo, lo cual, puede llevar a que se realicen interpretaciones erróneas de la complejidad y se descarten planes de tratamiento que si pasan la prueba de IG.

Aunque otra de las alternativas de como se podría realizar el análisis es de acuerdo con el volumen de las lesiones o su esfericidad, para así, buscar las correlaciones únicamente con planes de tratamiento que coincidan en algunos de los dos criterios antes mencionados.

Con lo anterior se logró determinar lo siguiente respecto a las correlaciones obtenidas con el análisis hecho con el detector Portal:

- Al aumentar la máxima diferencia de dosis entre la distribución de dosis calculada y la medida, el valor de MCS_{haz} disminuye, lo que implica que la complejidad del haz analizado aumenta; siendo el incremento de bajo a moderado.
- Al aumentar la diferencia promedio de dosis entre la distribución de dosis calculada y la medida, el valor de MCS_{haz} disminuye, lo que implica que la complejidad del haz analizado aumenta; siendo el incremento de bajo a moderado.

En los siguientes puntos se resumen los resultados obtenidos con los tres detectores utilizados en este trabajo.

- La correlación entre las unidades monitor y puntos de control, es negativa. Lo que indica que el TPS aumenta los puntos de control en la entrega del haz, cuando posee una mayor cantidad de unidades monitor, ya que se debe de cerciorar que se estén entregando de manera adecuada.

- La correlación negativa entre el MCS_{haz} y los puntos de control demostró que el sistema de planeación incrementa los puntos de verificación en la entrega del haz a medida que la complejidad de los haces aumenta.
- La variable unidades monitor es la que presenta la correlación más fuerte con MCS_{haz} , ya que cuando éstas incrementan, la complejidad del haz aumenta de manera considerable. Lo que indica que esta variable provoca incrementos drásticos en la complejidad.
- La tasa de aprobación del índice gamma tiende a bajar en los haces que presentan una mayor cantidad de puntos de control, lo que es consistente con que los puntos de control aumentan, cuando la complejidad también lo hace.
- Para el caso particular de la separación de los planes de tratamiento por padecimiento, la correlación que existe entre el MCS_{haz} y la tasa de aprobación del índice gamma fue siempre positiva a excepción del caso de los meningiomas, donde fue negativa.

En términos de los detectores utilizados para el análisis de los planes de tratamiento irradiados haz por haz, se observó que la tasa de aprobación del índice gamma está estrechamente relacionada con la resolución espacial del detector utilizado. Por lo anterior, a partir de este trabajo se concluyó que el detector más confiable para correlacionar el MCS_{haz} con la tasa de aprobación del índice gamma es la película radiocrómica, sin embargo, el inconveniente surge en lo laborioso que puede llegar a ser su utilización y cuidado.

No obstante, en el ámbito de la practicidad para realizar los análisis, se concluye que el detector Portal es el más eficiente por la facilidad de uso, verificación de los planes casi automática mediante el TPS y su alta resolución espacial. Aunque a pesar de todas estas ventajas, existe el inconveniente de que, este detector al ser de estado sólido sufre daños por la radiación y al hacer muchas verificaciones, es posible que se acorte el tiempo de vida útil del mismo.

Por otra parte, se logró demostrar que el MCS_{plan} , está correlacionado de manera positiva con la tasa de aprobación del índice gamma, lo que reafirma los resultados que se obtuvieron en los análisis hechos en la irradiación haz por haz. Pero debido a que en este trabajo se utilizó película radiocrómica caduca, los resultados aunque son favorables, no se pueden considerar del todo confiables, lo cual, se vio reflejado con la comparación que se hizo con el arreglo de detectores.

En consecuencia, se determina que la obtención de valores bajos de MCS_{plan} y MCS_{haz} para un plan de tratamiento calculado por el TPS puede indicar que el

LINAC no podrá reproducir fielmente la distribución de dosis dada por el TPS. Además, este tipo de análisis que usa MCS_{plan} y MCS_{haz} puede ayudar a los hospitales a determinar si un plan de tratamiento es factible, incluso antes de evaluar la tasa de aprobación del índice gamma, lo que podría ahorrar tiempo y materiales para el control de calidad específico del paciente. Con lo anterior, se puede afirmar que si bien los resultados son favorables, aún es necesario realizar trabajos futuros en donde se realice una mayor estadísticas y tomando lo aprendido en este trabajo para lograr que los resultados sean concluyentes.

Bibliografía

- [1] Reynolds, R. J., & Schecker, J. A. (1995). Radiation, cell cycle, and cancer. *Los Alamos Science*, 23, 51-89
- [2] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, Intensity-Modulated Radiation Therapy (430-453).
- [3] Bortfeld, T., Neve, W., Schmidt-Ullrich, R., & Wazer,(2006). Image-guided IMRT. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, The Potential and Limitations of IMRT: A Physicist's Point of View (11-18).
- [4] Vorwerk H. (2020), <https://www.youtube.com/watch?v=3FZs1B3gjO0>.
- [5] Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British journal of radiology*, 84(1007), 967-996.
- [6] Chiavassa, S., Bessieres, I., Edouard, M., Mathot, M., & Moignier, A. (2019). Complexity metrics for IMRT and VMAT plans: a review of current literature and applications. *The British journal of radiology*, 92(1102).
- [7] Webb, S. (2003). The physical basis of IMRT and inverse planning. *The British journal of radiology*, 76(910), 678-689.
- [8] McNiven, A.L., Sharpe, M.B. and Purdie, T.G. (2010). A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability. *Med. Phys.*, 37: 505-515.
- [9] Joiner, M. C., & van der Kogel, A. J. (Eds.). (2018). *Basic clinical radiobiology*. CRC press.
- [10] Nyström, H., & Thwaites, D. I. (2008). Physics and high-technology advances in radiotherapy: are they still worth it?. *Radiotherapy and Oncology*, 86(1), 1-3.

- [11] Thwaites, D. I., & Tuohy, J. B. (2006). Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13), R343.
- [12] Pellejero, S., Lozares, S., & Mañeru, F. (2009). Descripción de equipos de última generación en radioterapia externa. In *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* (Vol. 32, pp. 13-20). Gobierno de Navarra. Departamento de Salud.
- [13] Taylor, A., & Powell, M. E. B. (2004). Intensity-modulated radiotherapy—what is it?. *Cancer Imaging*, 4(2), 68.
- [14] Sola, A. (2011). Radioterapia de intensidad modulada (imrt). *Revista médica Clínica Las Condes*, 22(6), 834-843.
- [15] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. (2001). Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 51(4), 880-914.
- [16] Webb, S. (2015). *Intensity-modulated radiation therapy*. CRC Press.
- [17] Landberg, T., et al, (1993), Report 50, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*.
- [18] Landberg, T., et al, (1999), Report 62, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*.
- [19] Mohan, R., Cardinale, R., & Hagen, M. (1999). Comments on “Further improvements in dose distributions are unlikely to affect cure rates” [*Med. Phys.* 26, 1007–1009 (1999)]. *Medical physics*, 26(12), 2701-2703.
- [20] Mallick, S., & Rath, G. K. (2020). *Beam Modifying Devices*. In *Practical Radiation Oncology* (pp. 41-48). Springer, Singapore.
- [21] Tantôt, Laurent. (2007). Modelling ionisation chamber response to nonstandard beam configurations.
- [22] Li, J. S., Lin, T., Chen, L., Price Jr, R. A., & Ma, C. M. (2010). Uncertainties in IMRT dosimetry. *Medical physics*, 37(6Part1), 2491-2500.
- [23] Webb, S. (2003). Use of a quantitative index of beam modulation to characterize dose conformality: illustration by a comparison of full beamlet IMRT, few-segment IMRT (fsIMRT) and conformal unmodulated radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, 48(14), 2051.

- [24] Jubbier, O. N., Abdullah, S. S., Alabedi, H. H., Alazawy, N. M., & Al-Musawi, M. J. (2021, March). The Effect of Modulation Complexity Score (MCS) on the IMRT Treatment Planning Delivery Accuracy. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 1829, No. 1, p. 012017). IOP Publishing.
- [25] Li, C., Tao, C., Bai, T., Li, Z., Tong, Y., Zhu, J., ... & Lu, J. (2021). Beam complexity and monitor unit efficiency comparison in two different volumetric modulated arc therapy delivery systems using automated planning. *BMC cancer*, 21(1), 1-9.
- [26] Park, S. Y., Kim, J. I., Chun, M., Ahn, H., & Park, J. M. (2018). Assessment of the modulation degrees of intensity-modulated radiation therapy plans. *Radiation Oncology*, 13(1), 1-8.
- [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, (2017), *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an international code of practice for reference and relative dose determination*, TRS-483, Vienna.
- [28] Ezzell, G. A., Burmeister, J. W., Dogan, N., Losasso, T. J., Mechalakos, J. G., Mihailidis, D., ... & Xiao, Y. (2009). IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical physics*, 36(11), 5359-5373.
- [29] Bidgood Jr, W. D., Horii, S. C., Prior, F. W., & Van Syckle, D. E. (1997). Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 4(3), 199-212.
- [30] Law, M. Y., & Liu, B. (2009). DICOM-RT and its utilization in radiation therapy. *Radiographics*, 29(3), 655-667.
- [31] Varian Medical System, "TrueBeam STx System specifications", 2021.
- [32] Varian Medical System, "HD120 Multileaf Collimator (MLC) High-definition beam shaping", 2021.
- [33] Andreo, P., Burns, D. T "Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry", Wiley-VCH, 2017
- [34] Varian Medical System, "Portal Dosimetry Reference Guide", 2017
- [35] PTW, "Modular Solutions for 4D Patient and Machine QA". Disponible en: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d/?type=3451&downloadfile=891&cHash=644b880d54783953b7a8dec440411d24>

- [36] Gafchromic radiotherapy films. Ashland, KY. Disponible en: <http://www.ashland.com/products/gafchromic-radiotherapy-films>
- [37] AAPM reports - tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM task group no. 218. <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=173>.
- [38] Jiménez Rico, Ángel, sustentante Evaluación automatizada del desempeño de un acelerador lineal a partir de archivos de registro de trayectoria / 2022
- [39] AAPM reports - tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM task group no. 218. <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=173>.