



Universidad de San Carlos de Guatemala
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas
Departamento de Posgrado

ANÁLISIS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE UN CRITERIO DE EVALUACIÓN GAMMA EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA VMAT

Milton Estuardo Ixquiac Cabrera

Asesorado por M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera

Guatemala, octubre de 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

**ANÁLISIS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DE UN
CRITERIO DE EVALUACIÓN GAMMA EN
TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA VMAT**

TRABAJO DE GRADUACIÓN
PRESENTADO A LA JEFATURA DE
POSGRADO POR

MILTON ESTUARDO IXQUIAC CABRERA
ASESORADO POR M.SC. JORGE MARCELO IXQUIAC CABRERA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
MAESTRO EN CIENCIAS

GUATEMALA, OCTUBRE DE 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



CONSEJO DIRECTIVO

DIRECTOR M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera
SECRETARIO ACADÉMICO M.Ph. Edgar Anibal Cifuentes Anleu

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

EXAMINADOR M.Sc. Erick Estuardo Hernández García
EXAMINADOR M.Sc. Osmar Obdulio Hernández Aguilar
EXAMINADOR M.Sc. Ricardo Enrique Contreras Folgar



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



Ref. D.DTG. 001-2019
Guatemala 29 de octubre de 2019

El Director de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director del Departamento de Postgrado, al trabajo de graduación Titulado: **Análisis para la implementación de un criterio de evaluación Gamma en tratamientos de radioterapia VMAT**, presentado por el Licenciado **Milton Estuardo Ixquiac Cabrera**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRIMASE

“ID Y ENSEÑAD A TODOS”

MSc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera

Director

Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas



AGRADECIMIENTOS

A Dios Fuente de toda energía

A mis padres Gabino Marcelo Ixquiac Chó (†) y Rosa Elena Cabrera Sosa,
por su amor, apoyo incondicional y darnos el ejemplo de "Un sacrificio del presente en beneficio del futuro".

A mi esposa Krystle Pamela Kristancic Godínez
por su amor, apoyo incondicional y paciencia durante el tiempo que te he robado para este paso.

A mis hijos Katherine y Milton Ixquiac Kristancic,
Kathy, haberte robado las tardes de juego, y que esto sea para ambos una meta.

A mis hermanos Marcelo, Alfredo, Manuel y Moisés Ixquiac Cabrera
por su amor fraternal, apoyo incondicional y ejemplo. En especial Marcelo por ser un ejemplo y asesor en esta meta y en la vida.

A mis mentores MSc. Erick Estuardo Hernández García y Lic. Ángel René Osorio Tercero (†)
por haberme inducido, guiado y apoyado en mi formación inicial en la física médica.

A *Dr. Luis Alberto Linares*
por haberme brindado la oportunidad de capacitarme como físico médico, incentivar y apoyar personalmente mis estudios de maestría durante mi estancia en Hope International Radiotherapy Center.

A *Dr. Víctor Manuel Izaguirre*
por brindar el apoyo necesario en la realización de este trabajo a través de Centro de Radioterapia y Oncología S. A.

DEDICATORIA

A Pame, Kathy y Milton

ÍNDICE GENERAL

OBJETIVOS	v
INTRODUCCIÓN	vii
1. Marco Teórico	1
1.1. Equipos para Control de Calidad en haces Modulados	1
1.2. Evaluación Dosimétrica	2
1.2.1. Comparación de Perfiles	2
1.2.2. Diferencia de Dosis	2
1.2.3. Coincidencia a Distancia <i>DTA</i>	3
1.2.4. Evaluación Gamma	3
2. Materiales y Métodos	7
2.1. Radioterapia	7
2.2. Acelerador Lineal	7
2.3. Técnicas de Tratamientos	8
2.3.1. Haces Modulados	8
2.4. Sistema de Planificación de Tratamientos	9
2.4.1. Elección de Casos	9
2.4.2. Delimitación de Volúmenes	10
2.4.3. Objetivos del Plan de Tratamiento	11
2.4.4. Prescripción de Dosis	12
2.4.5. Evaluación del Plan de Tratamiento	12
2.5. Equipo para Control de Calidad	12
2.5.1. Descripción General	12
2.5.2. Evaluación de Distribución de dosis	14
2.6. Validación Dosimétrica del Maniquí ArcCheck	14
2.6.1. Linealidad, Reproducibilidad de Dosis, Dependencia de Tasa de Dosis, Efecto fantasma	15

2.6.2. Sensibilidad del detector ante errores de entrega	15
2.6.3. Proceso de Aceptación	16
2.7. Evaluación Gamma	17
2.8. Programa para la evaluación de distribuciones de Dosis	18
3. Evaluaciones	21
3.1. Criterio de selección	21
3.2. Plan de Tratamiento	21
3.3. Índice γ	21
CONCLUSIONES	29
RECOMENDACIONES	31
BIBLIOGRAFÍA	33
ANEXO	37

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Evaluación Gamma	4
2.1. Próstata 3D	11
2.2. Acelerador y ArcCheck	13
2.3. Posicionamiento de Arccheck	14
2.4. Representación Gráfica DR vrs CP	16
2.5. Evaluación Gamma 2%/2mm Próstata Arco1	17
2.6. Evaluación Gamma utilizando SNCPatient	19
3.1. Valores límite de Dosis/Volumen según Quantec	22
3.2. Opciones para la Evaluación Gamma	22
3.3. Opciones de Configuración	23
3.4. Evaluación Gamma 2%/2mm	24
3.5. Evaluación Gamma 2%/3mm	24
3.6. Evaluación Gamma 3%/2mm	25
3.7. Evaluación Gamma 3%/3mm	26
3.8. Evaluaciones Gamma por paciente	27
3.9. Evaluación Gamma	27
3.10. Número de Puntos que fallan el criterio	28
3.11. Resultados de Evaluaciones Gamma	37

OBJETIVOS

General

Con el presente trabajo se plantean las opciones para implementar un criterio de evaluación que facilite la decisión de dar continuidad al proceso de aprobación de tratamientos de radioterapia para la entrega del mismo.

Para este fin se ha evaluado una serie de tratamientos de un área anatómica en específico, con la cual se obtuvo una estadística para implementar el proceso de aprobación indicando los criterios utilizados.

Específicos

1. Comparación de diferentes criterios de Evaluación Gamma.
2. Evaluación de las diferentes opciones de análisis con los criterios de evaluación utilizados.

INTRODUCCIÓN

La radioterapia ha sido uno de los principales métodos en el tratamiento del cáncer y ha avanzado junto con la tecnología en los métodos de entrega de los tratamientos. Iniciando desde hace varias décadas con el uso de robustos aceleradores en las décadas de 1930 y 1940. Luego en la década de 1950 se inició el uso de fuentes radioactivas de ^{60}Co , con los cuales se entregaban los tratamientos calculando la dosis en profundidad a punto (1D), pasando a Radioterapia 2D utilizando imágenes de posicionamiento generadas con rayos X o rayos gamma para crear protecciones a órganos en riesgo (OARs). A finales de la década de 1970 se planificó el primer tratamiento basado en tomografía, pero aún no tenía cálculo de dosis volumétrico. Fue a finales de la década de 1980, que se hizo comercial el primer planificador 3D y posteriormente aparecieron los sistemas de colimación multiláminas (MLC, por sus siglas en inglés). Luego se inició el trabajo de modular el haz de radiación y planificación inversa en el año 1994, iniciando la radioterapia con intensidad modulada (IMRT), momento en el que se prioriza el control de calidad para paciente específico o control de calidad de tratamiento personalizado, que es verificar que la fluencia del haz esté correctamente entregado. Posteriormente viene la arcoterapia con haz modulado o VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy, por sus siglas en inglés). La tecnología ha avanzado incluso al uso de otras partículas diferente al haz de fotones, como lo son el uso de protones que da beneficios adicionales a costa de aumentar el precio de la instalación, funcionamiento, etc., estas modalidades las dejaremos fuera debido a que la implementación realizada, fue para un haz de radiación de fotones con las características de una clínica de radioterapia en particular.

El proceso de verificar la correcta entrega del haz de radiación en el tratamiento se ha visto en la necesidad de modernizarse al mismo tiempo que los equipos, ya que cada vez los tratamientos son más complejos debido a los accesorios y complejidad de sus movimientos que exigen más precisión al momento de realizar la verificación.

En general existen protocolos para los tratamientos oncológicos, aunque el consenso para estos es complicado, por lo cual aparece un protocolo con recomendacio-

nes, varios años después de la aparición de la nueva modalidad. Así como el protocolo para IMRT, que es el que se utiliza actualmente en VMAT a falta del mismo, que es el ICRU 83 (International Council on Radiation Units and Measurements, Reporte 83 [10]), donde se describen los parámetros que se deben tomar en cuenta al crear la planificación de acuerdo al protocolo y reportar el tratamiento, cuando se refiere a tratamientos con intensidad modulada (IMRT).

Una de las últimas técnicas de tratamientos de radioterapia utilizando acelerador lineal de uso médico, es la arcoterapia volumétrica modulada, con la cual los accesorios del acelerador varían su posición al mismo tiempo que puede variar la intensidad, por lo que se hace difícil determinar si el tratamiento ha sido entregado correctamente. Para verificar que un tratamiento ha sido correctamente entregado se pueden utilizar diferentes maniqués con variedad de detectores y geometrías. En este caso he utilizado un maniquí que contiene detectores semiconductores alojados en forma helicoidal en un cilindro, con el cual se obtiene una geometría constante desde el haz del acelerador. Debido a la complejidad de los planes de tratamiento se planteó hacer una serie de pruebas de dependencia a diferentes parámetros del haz en planes de tratamientos sencillos y luego se realiza la evaluación de los tratamientos con haces modulados e implementar el criterio de aprobación de la evaluación gamma que se realiza a cada tratamiento para asegurar que el tratamiento se ha entregado correctamente.

Por otro lado, la entrega de tratamientos no es perfecta, de modo que no es normal encontrar la evaluación de los tratamientos con una aprobación del total de detectores utilizados en la evaluación. Es por este motivo que se busca implementar el criterio adecuado según las características del equipo instalado en el Centro de Radioterapia y Oncología Sociedad Anónima, CROSA.

1. Marco Teórico

1.1. Equipos para Control de Calidad en haces Modulados

La evaluación de entrega de dosis se lleva a cabo con detectores de radiación. Si la dosis entregada sobre un plano es homogénea es suficiente el uso de un detector, pero cuando la dosis entregada es inhomogénea sobre un plano, es necesario contar con más detectores que cubran la mayor cantidad del mismo. Por lo cual uno de los mejores métodos de evaluación es la película radiocrómica.

También existen diversos equipos con detectores, los cuales pueden ser cámaras de ionización o detectores de estado sólido, los cuales pueden estar en diferentes configuraciones. Los primeros arreglos de detectores tienen una disposición de detectores en un plano, otras configuraciones son con dos planos en cruz y otro con detectores en disposición cilíndrica.

Uno de los objetivos de los arreglos de detectores es aumentar la resolución espacial y cubrir la mayor cantidad de espacios en una Vista desde el haz (Beam-eye-view). Otro de los objetivos es reducir en lo posible la dependencia angular del detector. En general los detectores, sea cual sea el tipo de detector, están insertados en un material equivalente o muy parecido a la densidad del agua.

Con estas geometrías de detectores se ha podido reconstruir la distribución 3D de la dosis, aunque los únicos dosímetros que son capaces de medir la distribución de dosis en 3D, son los Dosímetros de Polímeros de Gel. Estos tienen como ventaja que son equivalentes a tejido y pueden ser moldeados a geometrías antropomorfas. Después de irradiados, los polímeros de gel deben ser escaneados utilizando MRI, Tomografía Óptica o de Rayos X y de esa manera procesar la señal. El tiempo estimado del proceso desde la fabricación hasta la evaluación dosimétrica del gel es de 45 horas aproximadamente, por lo cual no es una rutina sencilla de implementar, por lo cual esta metodología se utiliza principalmente para investigación y aprobación de nuevos protocolos. [1].

1.2. Evaluación Dosimétrica

Para hacer la evaluación dosimétrica existen diferentes métodos de comparación de distribución de dosis. Estos métodos pueden llevarse a cabo en una, dos o tres dimensiones.

El principal método de comparación es la evaluación Gamma, el cual es el método más aceptado publicado por Daniel A. Low [13] y sus modificaciones o refinamientos posteriores. [16], [5].

1.2.1. Comparación de Perfiles

Los perfiles de las distribuciones de dosis en el eje X , el eje Y o en la diagonal pueden ser ploteadas de forma individual y comparados visualmente. Este es un método muy utilizado cuando se desea evaluar desviaciones locales entre las distribuciones encontradas con otros métodos de comparación, pero consume mucho tiempo y depende principalmente de la habilidad del observador, por lo que se convierte en un criterio subjetivo.

1.2.2. Diferencia de Dosis

La mayoría de métodos de evaluación básicos toman la diferencia de dosis entre dos conjuntos de datos y chequea si cada punto coincide dentro del valor de rango especificado.

En las regiones de altos gradientes ¹, este método puede reportar grandes errores de dosis debido a pequeñas desalineaciones, las cuales pueden no ser clínicamente significantes. La diferencia de dosis es calculada utilizando la siguiente ecuación:

$$\Delta D(r_R, r_E) = \frac{D_E(r_E) - D_R(r_R)}{D_R(r_R)} \quad (1.1)$$

Donde:

$D(r_R, r_E)$ es la diferencia de dosis

r_E y r_R son los vectores de posición de los puntos evaluado y de referencia

$D_E(r_E)$ y $D_R(r_R)$ son las dosis evaluado y de referencia

¹Indicado por Jake Van Dyk [5] como un cambio de 30% por cm , utilizando una Evaluación aceptando con una Distancia a Coincidencia (DTA) de 4mm.

1.2.3. Coincidencia a Distancia *DTA*

La coincidencia a distancia *DTA* (Distance to Agreement, por sus siglas en inglés) es otro método simple que puede ser utilizado para la evaluación de dosis. Idealmente la discrepancia en la coincidencia espacial entre dos distribuciones necesita ser conocida y esta herramienta fue desarrollada para tal propósito. Esta técnica de evaluación cuantitativa descrita por Van Dyk [5] y Daniel Low [13].

El *DTA* es un método de evaluación cuantitativa que compara directamente los valores leídos contra los valores calculados por el sistema de planificación. El criterio de aprobación está definido como la tolerancia de la coincidencia de la dosis y distancia (*DTA*) en las regiones de bajo y alto gradientes, respectivamente. Por lo que la diferencia de dosis (*DD*) y la coincidencia a distancia (*DTA*) se complementan una a otra al realizar una evaluación sobre todas las regiones de una distribución de dosis.

Van Dyk [5] describe el procedimiento de control de calidad de un sistema de planificación y lo subdivide en regiones: las comparaciones de distribuciones de dosis en Regiones de Alto Gradiente y Regiones de Bajo Gradiente. Cada una de estas regiones tienen criterio de aprobación diferente, ya que en las regiones de bajo gradiente, las dosis son comparadas directamente con una tolerancia de aprobación basada en la diferencia entre la dosis medida con la dosis calculada. Mientras que en las regiones de alto gradiente, donde se considera que la región espacial es extensa, una diferencia espacial pequeña puede llegar a mostrar una diferencia de dosis muy grande entre la lectura y lo calculado. Por ello la diferencia de dosis en regiones de alto gradiente podría llegar a ser relativamente sin importancia, y el concepto de la distribución de coincidencia a distancia será el que se utilice para la aprobación de la evaluación de distribuciones de dosis. La coincidencia a distancia (*DTA*) es la distancia entre el dato de un punto medido y el punto más próximo que muestra la misma dosis en la distribución de dosis calculada.

1.2.4. Evaluación Gamma

Debido a que los tratamientos con haces modulados consisten de combinaciones de regiones con alto gradiente y bajo gradiente, es necesario evaluarlos con diferentes criterios, tal como lo indica Van Dyk [5]. Debido a que se espera que la dosis en bajo gradiente sea muy parecido, se utiliza el criterio de diferencia de dosis (*DD*) para la evaluación de esta región. En la región de alto gradiente, la diferencia de dosis

puede llegar a ser muy grande por cualquier desalineación espacial entre las dos distribuciones de dosis, por lo cual, la mejor forma de realizar la evaluación de las distribuciones dosis es con el criterio de distancia a coincidencia (DTA). Harms [9] utilizó ambos criterios como el indicador de aprobación: diferencia de dosis (DD) y coincidencia a distancia (DTA). Si un punto evaluado se encuentra aprobado con al menos uno de los dos criterios, la evaluación del mismo será aprobado. Esta no es una forma cuantitativa de describir cuantos puntos fallan. Daniel Low [13] lleva este método un paso más allá, el calcular un índice gamma para cada punto. El modelo matemático requiere un espacio donde se tienen los valores de dosis y distancias físicas como coordenadas. El criterio de diferencia de dosis (DD) y coincidencia a distancia (DTA) nos dan un elipsoide como lo muestra la siguiente figura.

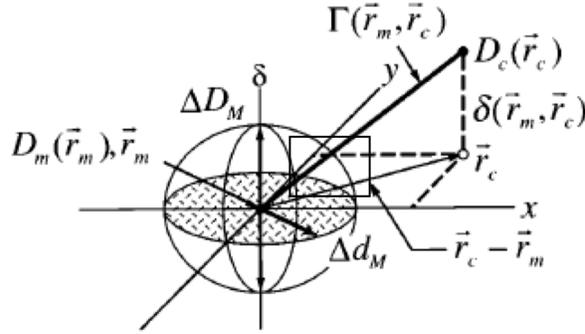


Figura 1.1. Representación Geométrica de la Evaluación Gamma. Fuente: imagen tomada de [13].

La diferencia de dosis (DD) aceptada está dada por ΔD_M , y la desviación espacial aceptada es Δd_M . El elipsoide Gamma está definido como:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (1.2)$$

donde la desviación espacial es

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_m|$$

y la desviación en dosis

$$\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m)$$

El índice gamma está identificado en cada punto en el plan calculado para el punto leído \mathbf{r}_m . El índice gamma está definido como:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (1.3)$$

El criterio de aprobación lleva a:

Si $\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$ entonces aprueba

o

si $\gamma(\mathbf{r}_m) > 1$, entonces No aprueba.

2. Materiales y Métodos

2.1. Radioterapia

La Radioterapia es una de las tres modalidades principales de tratamiento de cáncer, junto a la quimioterapia y la cirugía. Esta modalidad se basa en el uso de equipos que emiten radiación y la focalizan hacia cierta región dentro del cuerpo, y tratando de dañar lo menos posible los tejidos circundantes. Con el paso de los años en el uso de esta modalidad la tecnología se ha involucrado de gran manera en las técnicas de tratamientos de radioterapia. Esto ha hecho que intervenga un grupo interdisciplinario en la radioterapia, consistente de médicos radiooncólogos, físicos médicos, dosimetristas y técnicos en radioterapia. Todos ellos aplicando sus conocimientos en la entrega de tratamientos "basados en la radiobiología".

El proceso radiobiológico en la radioterapia se basa en la muerte celular, por lo que los tratamientos se entregan 5 veces a la semana, durante varias sesiones (en el caso de próstata generalmente de 30 a 35 sesiones) dependiendo de la prescripción dada por el médico radiooncólogo.

2.2. Acelerador Lineal

Los tratamientos de radioterapia se hicieron muy comunes utilizando unidades de ^{60}Co desde la década de 1950. Posteriormente el uso de los aceleradores desplazó las unidades de cobalto, ofreciendo más estabilidad, seguridad radiológica (al no utilizar material radiactivo) y además una amplia gamma de energías para penetrar a diferentes profundidades. Las energías nominales disponibles en los aceleradores son 4, 6, 9, 10, 15, 18, 23 y 25 MV, poco a poco se fue prefiriendo las energías nominales de 4, 6, 10 y 15 MV, que son las más utilizadas actualmente.

Uno de los principales accesorios utilizados en los aceleradores lineales son las multiláminas colimadoras (MLC, por sus siglas en inglés), que de igual manera, iniciaron bastante simples, y ahora tienen tamaños más pequeños y complejos movimientos manejados con programas de computadora con lo cual hacen que la entrega

de radiación pueda ser tan compleja como lo es actualmente con los tratamientos de RapidArc (por ejemplo).

Los casos utilizados para análisis en este trabajo fueron entregados con el acelerador lineal instalado en el Centro de Radioterapia y Oncología S.A. (CROSA), Clinac 2300 CD (Clinac iX) el cual cuenta con imagenología a bordo (OBI), Portal View y Portal Dosimetry, y un sistema de colimación multiláminas Millenium el cual cuenta con 120 láminas (60 de cada lado o banco) y cuenta con dos tamaños de lámina: 1.0cm y 0.5cm , de los cuales hay 20 láminas al centro de 0.5cm y 10 láminas hacia ambos lados de éstas.

El clinac 2300CD fue calibrado bajo las recomendaciones del protocolo internacional de Energía Atómica TRS-398 a 1.000cGy/MU en agua a $d = 10\text{cm}$ bajo condiciones de referencia de 90cm SSD y tamaño de campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$.

2.3. Técnicas de Tratamientos

Como se mencionó anteriormente los tratamientos con radiación ionizante se basan en el daño que logran en el ADN del tejido objetivo [8], por lo cual se hace necesario distribuir homogéneamente la misma dosis sobre el volumen a irradiar, objetivo que se complica al tener en los alrededores tejidos de órganos sanos que se deben proteger. Éste es el reto que trae la implementación de nuevas modalidades y técnicas de tratamiento con radiaciones ionizantes. Desde los inicios de la radioterapia se realizaba una planificación directa, en la cual se planteaban las posiciones de los campos y se sumaban las dosis incidentes desde cada campo. Luego se logró un salto muy grande con la implementación de nueva tecnología y la planificación inversa. En esta modalidad de planificación, se ingresan los valores objetivos al computador y mediante aproximaciones sucesivas logra una secuencia de movimientos de los accesorios para cumplir con los objetivos planteados.

2.3.1. Haces Modulados

En el inicio de la radioterapia se utilizaron campos abiertos (cuadrados) y posteriormente se introdujo el uso campos conformados realizando un cálculo de dosis en base a tomografía, a lo que se le llamó Radioterapia Conformada 3D. Mientras estas técnicas de tratamiento irradian con un haz de forma homogénea en la apertura del haz, en Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) estos campos pueden entregar diferente intensidad de radiación en su apertura, acoplándola a la forma necesaria, con la finalidad que al sumar los campos se genere una distribución de

dosis con la misma forma del volumen blanco.

Los haces modulados se logran en un acelerador lineal, gracias a los movimientos del sistema de colimación con láminas (MLC). El equipo utilizado en este estudio cuenta con 120 láminas (60 a cada lado) que se desplazan a diferentes velocidades dejando cierta apertura por donde pasa el haz de radiación, lo cual es característico del VMAT, ya que en IMRT los movimientos de las láminas son unidireccionales.

2.4. Sistema de Planificación de Tratamientos

El sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) es un programa de computación que hace una simulación del tratamiento, reproduciendo el haz de radiación tomando para ello la base de datos que contiene mediciones del haz de radiación del acelerador que será utilizado. Estas mediciones se realizan bajo ciertas condiciones indicadas por el fabricante a modo de obtener la mayor cantidad de información del haz de radiación. Una vez tomada esta base de datos, es posible colocar cualquier configuración del haz y reproducirlo.

Para lograr crear un plan de tratamiento óptimo se acude a protocolos internacionales para la delimitación de volúmenes, prescripción de dosis y reporte de tratamiento. Esto con el objetivo de establecer parámetros de comparación y principalmente de estudio, observando los pro y contra de algunas modalidades de tratamiento (ciclo completo del tratamiento, delimitación de volúmenes, prescripción y forma de planificar).

2.4.1. Elección de Casos

Todos los tratamientos de radioterapia que se realizan con planificación inversa deben ser evaluados previo a la primera sesión de tratamiento. Esto con el fin de no administrar una dosis equivocada en ciertas regiones anatómicas que podrían verse afectadas con los efectos de la radiación debido a la suma de campos pequeños y altos gradientes de dosis.

Esta evaluación de tratamiento es al que se le llama *Control de Calidad de Paciente Específico*, el cual consiste en una comparación de las curvas de isodosis entre lo que muestra sistema de planificación contra lo leído por un sistema de detectores, que se traduce a una correcta entrega del tratamiento.

Para implementar un control de calidad de paciente específico se debe llevar a cabo una evaluación de los parámetros y criterios para utilizarlos como protocolo en la aceptación de los planes de tratamiento.

Para la presente investigación se llevó a cabo una recopilación de todos los planes de tratamientos de pelvis (próstatas y reducciones, ginecológicos, recto) ya que es el mayor padecimiento en Guatemala si nos referimos a región anatómica, pero nos centramos en los casos de próstata ya que tienen una geometría más repetitiva. Luego se realizó un refinamiento de selección buscando una homogeneidad en los parámetros del acelerador en la entrega del tratamiento (tamaños de campo) y también en los parámetros de optimización. Debido a esto que se optó por utilizar únicamente los planes de tratamiento de la primera fase, o sea, los planes que llegan a una dosis de $50.4Gy$, entregando diariamente una dosis de $1.8Gy$ por sesión.

2.4.2. Delimitación de Volúmenes

La delimitación de volúmenes blanco y de riesgo es un proceso que debe ser llevado a cabo por un médico especialista en radioterapia, quien debe circunscribir con las herramientas del sistema de planificación los volúmenes para crear el plan de tratamiento. Como regla se debe acudir a un protocolo de referencia para crear un volumen que a la vista de cualquier otro especialista coincida con criterio de incluir el tejido a irradiar.

A falta de un protocolo específico para tratamientos en la modalidad de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), el protocolo para los tratamientos evaluados es el ICRU 83. En el cual se describen los volúmenes y la manera de reportar los valores representativos de dosis para cada volumen de interés.

El primer volumen que se considera importante es el GTV (Volumen Tumoral Grueso), que es el tumor visible en las imágenes. A continuación está el CTV (Volumen Tumoral Clínico), este incluye el tejido que se considera que contiene enfermedad maligna subclínica. Luego tenemos el PTV (Volumen Blanco de Planificación) el cual es una expansión geométrica a partir del CTV, que toma en cuenta incertezas en la planificación y en el proceso de entrega del tratamiento. Según el protocolo adoptado, se recomienda utilizar un margen de entre 5mm a 10mm ¹ desde el CTV para crear el PTV. También deben crearse volúmenes para los órganos circundantes que pueden llegar a ser afectados por la radiación, a los que se les llama OARs (Órganos en Riesgo) que serían análogos al PTV pero aplicado a los órganos sanos.

El proceso de planificación utilizando haces modulados se basa en planificación inversa, tomando en cuenta los volúmenes que han sido delimitados, los objetivos

¹Según recomendaciones del ICRU 83.

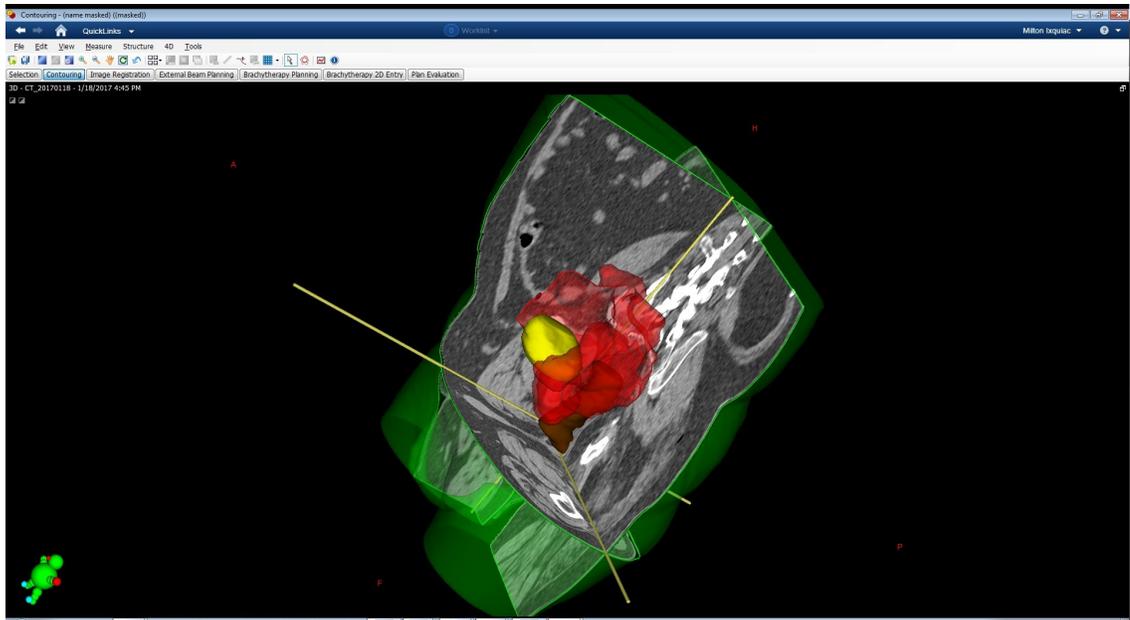


Figura 2.1. Representación 3D de Volúmenes de Planificación. Fuente: imagen tomada del Sistema de Planificación Eclipse.

de dosis/volumen y prioridad. Todo el demás tejido que no se ha circunscrito dentro de un volumen, se le llama Volumen Remanente en Riesgo (RVR, por sus siglas en inglés). De acuerdo a la experiencia de la persona que crea la planificación, físico médico y/o dosimetrista, pueden crearse volúmenes de optimización, con la intención de crear gradientes de dosis entre estructuras, alrededor de ellas o proteger de mejor manera determinados órganos.

2.4.3. Objetivos del Plan de Tratamiento

El objetivo del plan de tratamiento es plasmar la intención del tratamiento, indicando la dosis que deben recibir los volúmenes blanco, incluyendo cobertura y también los valores de dosis que pueden llegar a ser aceptables en los órganos en riesgo. Estos valores de dosis están ya en plantillas como procedimiento estándar en algunos centros de tratamiento, pero estos deben ser editados para cada paciente, tomando en consideración criterios clínicos para aumentar o disminuir los valores para cada volumen.

Las restricciones durante la planificación pueden tener diferentes grados de prioridad, que puede ser fuerte o suave, y estará basado en la dosis, dosis-volumen o dosis-respuesta. El hacer más fuerte o suave cada una de las restricciones estará a cargo del físico médico que hace la planificación, observando que los criterios

solicitados por el médico se cumplan, y esto se puede observar en el histograma Dosis-Volumen.

2.4.4. Prescripción de Dosis

La prescripción de un plan de tratamiento es indicar la dosis a la que se quiere llegar con la entrega completa del tratamiento y los valores de dosis límite para los órganos en riesgo.

Para las prescripciones de dosis, tal como sucede en un caso de próstata de una reducción, una primera fase a $50.4Gy$ y en la segunda fase a $72Gy$, esto siempre siguiendo las recomendaciones de protocolos clínicos. Para los casos analizados en el presente estudio se ha utilizado únicamente la primera fase del tratamiento hasta $54Gy$. Con el uso de las técnicas de haces modulados se debe garantizar que la dosis prescrita cubra el PTV sin extenderse más allá de él. La cobertura, valores máximos y mínimos dentro del volumen blanco, deben cumplir con las recomendaciones del ICRU 83, que se explicará más adelante.

2.4.5. Evaluación del Plan de Tratamiento

La evaluación del plan de tratamiento es un proceso clínico en el cual el médico radioterapeuta, evalúa la distribución de dosis en el paciente. Durante esta evaluación el médico evalúa la cobertura de dosis al volumen blanco y las distribuciones de dosis dentro de los órganos en riesgo, verificando que cumpla con los valores indicados en la prescripción.

Si la distribución de dosis es satisfactoria, el proceso continuará, en caso contrario, se deberá repetir la optimización y cálculo de dosis del plan de tratamiento para cumplir con lo requerido por el médico.

2.5. Equipo para Control de Calidad

2.5.1. Descripción General

El equipo para realizar el control de calidad de calidad de paciente específico utilizado en el presente trabajo es el ArcCheck, el cual es uno de los primeros dispositivos para Control de Calidad de tratamientos en radioterapia con geometría 3D, el cual está dispuesto en forma cilíndrica que al integrarlo con los movimientos y considerar el tiempo se convierte en un maniquí 4D.

El maniquí está compuesto por 1,386 detectores (diodos SunPoint®)² y su distribución espacial conforman una geometría de espiral sobre un cilindro de 21.0cm de diámetro y espaciados 1.0cm entre sí. Debido a la geometría en espiral, se logra reducir la superposición de detectores vistos desde cualquier posición del haz de radiación (Beam Eye View) y mejora la densidad de detectores dentro de la vista del campo de radiación.

Los detectores se encuentran a una profundidad de 2.9cm en el maniquí sólido, el cual tiene una equivalencia a agua de $3.3 \pm 0.1 \text{ g/cm}^3$. El maniquí está diseñado especialmente para evaluación de tratamientos rotacionales ya que cuenta con una geometría isotrópica a partir del eje de rotación.

Al colocar un haz de radiación con un tamaño del campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ en el centro de rotación del equipo, se podrán contabilizar 221 detectores dentro del mismo, incluyendo los detectores a la entrada y salida (de ambos lados del cilindro), por lo que se pueden tener lecturas a una profundidad de 2.9cm y otros a una profundidad mayor, por lo que se le da una complejidad mayor al realizar una evaluación de dosis.

El ArcCheck realiza mediciones de dosis a cada pulso en intervalos de 50ms. La correlación del tiempo con las mediciones en 3D del ArcCheck es lo que lo hace un sistema dosimétrico 4D.



Figura 2.2. Sistema de Control de Calidad. Fuente: imagen cortesía de CROSA.

²Los detectores utilizados en el ArcCheck, cuentan con tecnología de Diodos SunPoint, patentado por SunNuclear™.

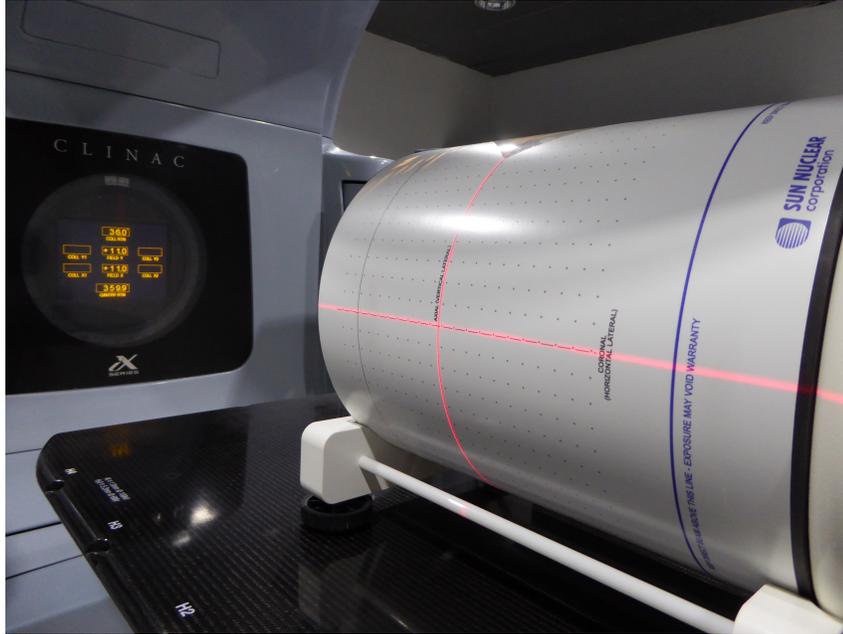


Figura 2.3. Posicionamiento del Sistema ArCheck. Fuente: imagen cortesía de CROSA.

2.5.2. Evaluación de Distribución de dosis

La metodología de realizar una evaluación de dosis, es en general, crear el plan de tratamiento en la tomografía del paciente y cuando el mismo cumpla con los requisitos clínicos, se comienza el proceso de evaluación del plan o control de calidad de paciente específico. Lo cual consiste en reemplazar la tomografía del paciente por la tomografía del maniquí, y sobre esta tomografía irradiar el plan del paciente. La distribución de dosis no será exactamente la misma que se tiene en los cortes del paciente, debido a las diferencias geométricas y de densidades, por ejemplo un maniquí para control de calidad, en general es de densidad homogénea. Lo que vamos a evaluar es la distribución de dosis entregada en el maniquí por el acelerador contra la dosis simulada por el sistema de planificación en el maniquí.

2.6. Validación Dosimétrica del Maniquí ArcCheck

Dentro de los procesos que deben llevarse a cabo en los tratamientos de radioterapia está el control de calidad del tratamiento. El cual se basa en el uso de un sistema dosimétrico con el cual se realizará la medición de dosis y se obtendrán distribuciones de dosis. Para que este sistema dosimétrico sea confiable deben llevarse

a cabo una serie de verificaciones, desde distribuciones de dosis simples hasta distribuciones complejas, abrá que obtener los resultados deseables y confiar en el sistema conjunto de Acelerador-Planificador (comisionamiento y calibración periódica) o la planificación para utilizarlo clínicamente. A este proceso se le denomina Validación dosimétrica, tomando como referencia reportes como los de Clemente et.al. [3] y Letourneau et.al. [12], además se realizaron pruebas con geometría adicionales.

2.6.1. Linealidad, Reproducibilidad de Dosis, Dependencia de Tasa de Dosis, Efecto fantasma

Estas son pruebas básicas que se realizan a maniqués previo a ser utilizados en modo clínico. Las cuales al ser positivos los resultados, brindan la confianza necesaria al usuario en el proceso de aprobación de los tratamientos con haces modulados.

Dentro de las pruebas realizadas, se encuentran algunas como Linealidad, Reproducibilidad de Dosis, Dependencia de Tasa de Dosis y el Efecto Fantasma, realizadas a cualquier detector, tal y como lo muestra Thiyaragajan et.al. [18]. Posteriormente se llevan a cabo algunas pruebas adicionales recomendadas por Guanghua [7] y Letourneau [12] que son publicaciones de los primeros usuarios de este maniquí.

Dentro de las actividades relacionadas a la buena sincronización entre uso y confianza entre el maniquí y el acelerador lineal, está la implementación del uso del maniquí para control de calidad dosimétrico del acelerador lineal, Montezuma [15], donde se incluyen pruebas dosimétricas utilizando VMAT.

2.6.2. Sensibilidad del detector ante errores de entrega

En la validación dosimétrica también se encuentran pruebas de geometría, de esta manera también se incluye la evaluación de la sensibilidad a radiación dispersa, con lo cual se completan las pruebas dosimétricas y geométricas. Pero uno de los problemas más inquietantes en estos detectores es su capacidad en mostrar o detectar errores. Esta parte ha sido evaluada por varios autores con este maniquí y otros con diferentes tipos de detectores y geometría del maniquí, como lo son García-Vicente [6] y Clemente-Gutierrez [3], documentos en los cuales se comenta la correlación entre los errores inducidos y los criterios de evaluación que utilizaron. Para mayor detalle sobre este tipo de evaluación se puede consultar Contreras [4], donde se hace la correlación indicada, variando el tamaño del error inducido sistemáticamente sobre el sector de arco donde la tasa de dosis es mayor. Realizando

un análisis a los planes de tratamiento de RapidArc, individualmente cada arco y utilizando la herramienta de Control Point Analysis de SunNuclear.

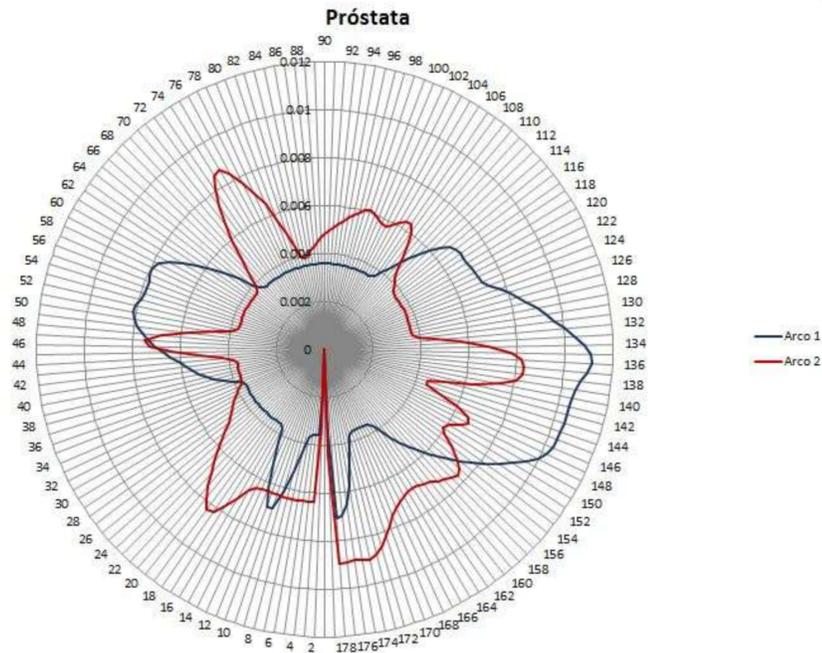


Figura 2.4. Representación gráfica de la tasa de dosis durante la entrega de tratamiento de VMAT. Tomado de Contreras [4].

En la Figura 2.4 se puede observar como la tasa de dosis se mantiene en valores altos para el arco 1 en el sector entre el punto de control 110 a 150. Por lo cual es justo en ese sector que le induce errores de 1, 3 y 5mm de posicionamiento al MLC y se obtienen los errores mostrados en la Figura 2.5, utilizando un criterio de evaluación Gamma $2mm/2\%$.

2.6.3. Proceso de Aceptación

Dentro de un departamento de Física Médica, es necesario crear los procesos relacionados a los tratamientos convencionales. Por lo cual se hace necesario crear el proceso de aceptación de un plan de tratamiento, en este caso para Próstata Pelvis Completa. Debido a que este es un tipo de tratamiento con una gran incidencia en la población mundial, por lo que es un caso de gran importancia para su análisis, ya que será un tipo de tratamiento muy frecuente en cualquier clínica de radioterapia y se debe crear un proceso al que sea fácil dar continuidad, tal y como lo han recomendado varios autores [16] [3] [14].

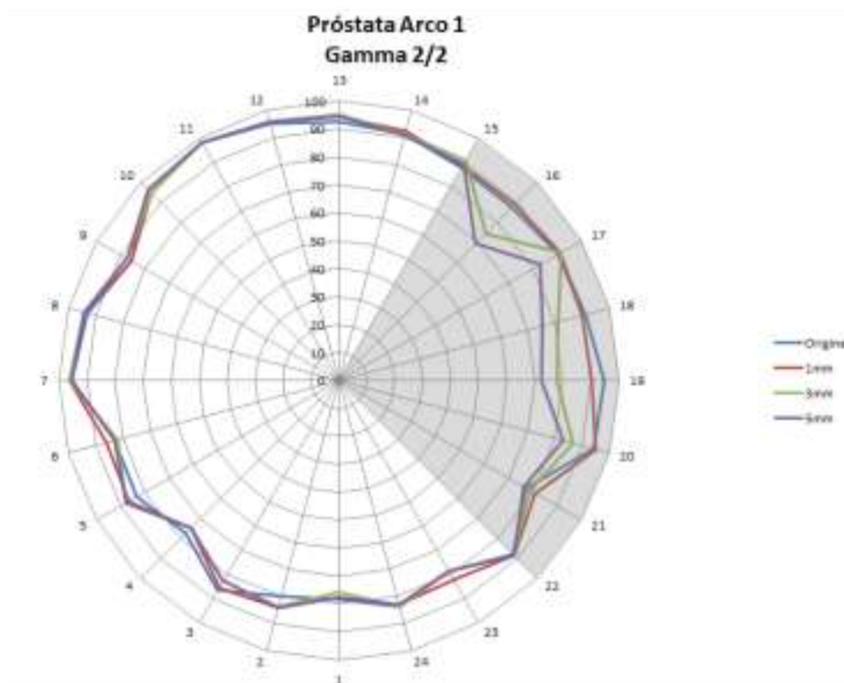


Figura 2.5. Representación gráfica del porcentaje de puntos que aprueban el criterio durante la entrega de tratamiento de VMAT. Tomado de Contreras [4].

El proceso de aceptación del plan de tratamiento es realizado por el médico radioterapeuta quien revisa las restricciones de los órganos en riesgo y la distribución de la dosis en el volumen blanco. Este proceso siempre existe a detalle en un centro donde se realiza radioterapia con haces modulados o planificación inversa.

Dentro de las características básicas del proceso de aceptación, están los parámetros que deben utilizarse y el valor de aceptación. Los valores utilizados para la evaluación fueron 4 combinaciones de Evaluación Gamma utilizando un valor umbral (threshold) del 10 %.

En caso de que, utilizando la combinación para la evaluación gamma, el valor de aprobación no sea el suficiente, se recomendará utilizar otro método alternativo, que no será analizado, ya que el mismo requiere un proceso adicional bastante más largo, debido a la complejidad de la aplicación utilizada (3DVH de SunNuclear u otro similar).

2.7. Evaluación Gamma

Tal y como se ha comentado en la descripción de los haces modulados, estos dependen de los correctos movimientos del sistema colimador multiláminas. Lo cual hace que se requiera una evaluación rutinaria del correcto funcionamiento del MLC

y también una evaluación de la distribución de radiación que sale del acelerador. Este tipo de evaluaciones se han realizado con diferentes equipos, en general que evalúan la distribución de radiación en un plano, utilizando películas radiocrómicas ó matrices de detectores en un plano en una superficie cilíndrica.

Los primeros métodos de evaluación de dosis fueron haciendo una comparación de los perfiles de dosis, luego se realizó una comparación cuantitativa, que era obtener la diferencia de dosis como criterio de aceptación. Pero este método era funcional únicamente para regiones de bajo gradiente ya que en alto gradiente se encontraba una diferencia muy grande de dosis en pequeños desplazamientos.

Para poder trabajar con alto y bajo gradiente, Van Dyk [5] creó criterios de aceptación para alto y bajo gradiente con tolerancias de aceptación basada en la diferencia entre la dosis medida y la dosis calculada. Debido a la falta de alineación de las regiones de altos gradientes Van Dyk creó el concepto de Distancia-Coincidencia (DTA, por sus siglas en inglés). El DTA es la distancia entre el punto de referencia y el punto más cercano de la distribución de dosis que tiene el mismo valor de dosis.

El uso de ambos métodos, diferencia de dosis y la Distancia-Coincidencia es un método de complementarse que son determinantes para evaluar la calidad de la entrega contra el cálculo de la distribución de dosis.

2.8. Programa para la evaluación de distribuciones de Dosis

Al igual que con cualquier otro maniquí para control de calidad de tratamientos, ArcCheck utiliza el programa llamado SNCPatient que es utilizado por los equipos de SunNuclear, para el presente trabajo se utilizó la versión 6.6 lanzada en noviembre del 2014.

El programa SNCPatient se alimenta con dos entradas, la lectura de dosis entregada por el haz medida por el ArcCheck y la dosis calculada por el sistema de planificación. Estas imágenes se representan por medio de un plano rectangular, que se obtiene al recortar un cilindro a lo largo y extenderlo para obtener un rectángulo como el de la Figura 2.6.

En la parte superior izquierda se puede ver la distribución de dosis obtenida por el maniquí, mostrado en un código de colores de frío (azul) a caliente (rojo), según el valor de dosis y en la parte derecha se encuentra la distribución obtenida en base al archivo de dosis exportado del planificador. En la parte central y abajo se observa en tonos de gris las regiones de dosis, indicando con puntos rojos o azules la posición de los detectores que fallan al criterio seleccionado indicando si el criterio

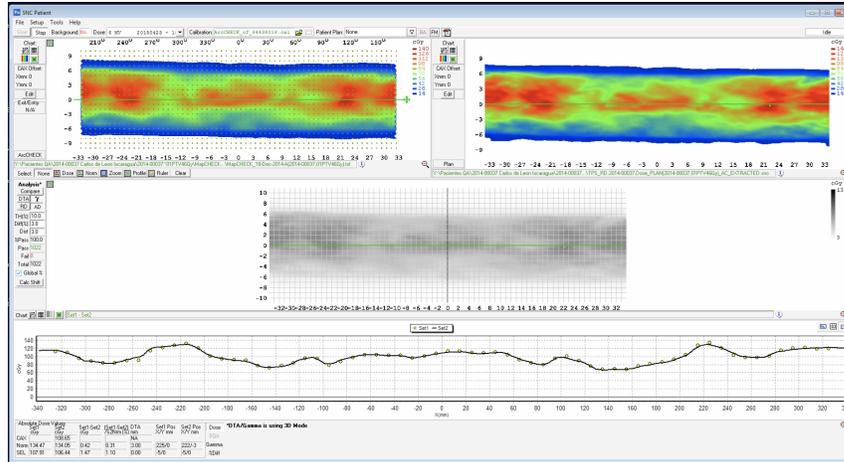


Figura 2.6. Representación gráfica del porcentaje de puntos que aprueban el criterio durante la entrega de tramiento de VMAT. Tomado de Contreras [4].

estuvo por arriba o por debajo del límite, respectivamente. En la parte baja se puede observar una línea continua y puntos que coinciden sobre la línea continua. La línea continua representa la distribución de dosis dada por el planificador mientras los puntos representan la dosis obtenida en cada detector de los que están resaltados por una línea verde en el cuadro gris anterior. Se puede seleccionar que se muestre cualquiera de las líneas de detectores en forma horizontal, tal y como está mostrado o también se puede vertical.

Existe una diversidad de formas en las que se puede visualizar las distribuciones de dosis, pero básicamente, esta modalidad es la más utilizada. Para conocer más a profundidad estas opciones de visualización se puede referir al Manual del Usuario del Programa SNC Patient [17].

3. Evaluaciones

3.1. Criterio de selección

Uno de los tratamientos más comunes y representativos, son los tratamientos de próstata con adenocarcinoma de próstata (T1c-T4). Principalmente cuando el médico decide utilizar un protocolo en el que se realizarán dos reducciones. Esto significa que la primera fase será una entrega de radiación que incluye próstata, vesículas seminales y ganglios. La segunda fase es una reducción que incluye próstata y vesículas seminales, y la tercera fase (o segunda reducción) incluye únicamente la próstata. Para efecto de este documento se evalúa únicamente la primera fase que se entregan 50.4 Gy ya que es la fase más compleja, porque incluye más regiones y tiene una geometría compleja para distribución de dosis.

3.2. Plan de Tratamiento

Como ya fue indicado anteriormente, la prescripción es de 50.4 Gy, donde el PTV incluye próstata, vesículas seminales y ganglios linfáticos. Los planes de tratamiento son prospectivos, a fin de obtener la mejor distribución, aunque en realidad las diferencias en la distribución dosimétrica comparada con la del plan entregado, no es relevante. Los planes creados se basan en el contorno de órganos en riesgo, los cuales deben ser protegidos según recomendaciones del Quantec [11], en las cuales se indican los porcentajes de volumen y dosis parciales con los cuales es aceptable aprobar un plan de tratamiento, como se muestra en la Figura 3.1.

3.3. Índice γ

Las evaluaciones se realizaron utilizando el maniquí ArcCheck, el cual en su configuración existen diferentes opciones en las cuales se pueden resaltar que se utilizó la comparación utilizando el valor absoluto de las lecturas, o sea utilizando el valor de calibración. Otra opción sería utilizar un valor relativo. Se ha utilizado un valor umbral del 10 %, y se han variado las opciones de Diferencia de Dosis (Diff(%))

Organ	Volume segmented	Irradiation type (partial organ unless otherwise stated) [†]	Endpoint	Dose (Gy), or dose/volume parameters [†]	Rate (%)	Notes on dose/volume parameters
Rectum	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V50 <50%	<15	Prostate cancer treatment
	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 3 late rectal toxicity,	V60 <35%	<10	
	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V65 <25%	<15	
	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 3 late rectal toxicity,	V70 <20%	<10	
	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 2 late rectal toxicity,	V75 <15%	<15	
Bladder	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 3 late RTOG	Dmax <65	<6	Bladder cancer treatment. Variations in bladder size/shape/location during RT hamper ability to generate accurate data
	Whole organ	3D-CRT	Grade \geq 3 late RTOG	V65 \leq 50 % V70 \leq 35 % V75 \leq 25 % V80 \leq 15 %		Prostate cancer treatment Based on current RTOG 0415 recommendation
Penile bulb	Whole organ	3D-CRT	Severe erectile dysfunction	Mean dose to 95% of gland <50	<35	
	Whole organ	3D-CRT	Severe erectile dysfunction	D90 ^{II} <50	<35	
	Whole organ	3D-CRT	Severe erectile dysfunction	D60-70 <70	<55	

Figura 3.1. Valores Dosis/Volumen para los 6rganos optimizados en casos de pr3s-tata. Fuente: imagen tomada de Quantec [11].

y la Distancia (Dist) en las combinaciones de 3%/3mm, 3%/2mm, 2%/3mm y 2%/2mm.

Al realizar la comparaci3n de la evaluaci3n gamma, existe la opci3n en la parte baja del cuadro de opciones del an3lisis, para hacer una correcci3n en el posicionamiento del ArcCheck, en el bot3n (Calc Shift), con lo cual se hace la correcci3n de desplazamiento de la matriz de detectores y busca mejorar la ubicaci3n del maniqu3. El problema es que al aplicar esta correcci3n la evaluaci3n gamma cambia de una comparaci3n 3D a una 2D, donde la comparaci3n se simplifica al reducir los grados de libertad, por lo cual la evaluaci3n gamma aumenta significativamente el porcentaje de aprobaci3n.

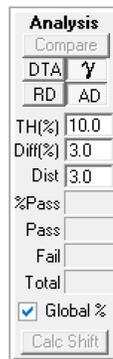


Figura 3.2. Opciones para la Evaluaci3n Gamma. Fuente: imagen tomada de [17].

La aplicaci3n permite algunas opciones en su configuraci3n global, como lo muestra la Figura 3.3 en el programa SNCPatient, se aplicaron 6nicamente las que

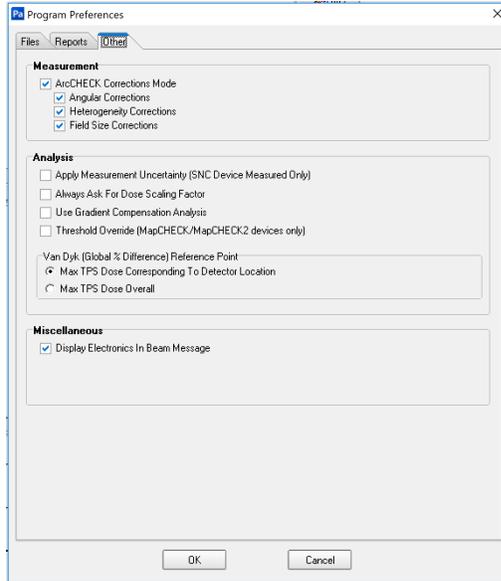


Figura 3.3. Opciones de Configuración Global del Software SNCPatient. Fuente: imagen tomada de [17].

están predeterminadas, y de las opciones de Análisis no se aplicó ninguna para no favorecer los resultados. Dentro de las opciones que la aplicación permite, algunas fueron aplicadas. Todas las opciones de corrección a los detectores utilizando ArcCheck, las cuales son: Corrección Angular, Correcciones por Heterogeneidades y Correcciones por Tamaño de Campo, las cuales ya están incluidas dentro de la aplicación. También para el análisis se aplicó la opción del Punto de Referencia Van Dyk, aplicando el criterio para correspondencia entre dosis y localización del detector, o también llamada Diferencia Porcentual Global [5].

A continuación se muestran los resultados de la evaluación Gamma aplicada a un mismo plan, utilizando las 4 configuraciones de *Porcentaje de Dosis y Coincidencia a Distancia*, que son 2%/2mm, 2%/3mm, 3%/2mm y 3%/3mm, para las imágenes de las Figuras 3.4, 3.5, 3.6 y 3.7, respectivamente.

En el resultado de la Figura 3.4, se puede observar que el porcentaje de aprobación ($\%Pass$) es de 91.7%. Aparecen puntos al centro y también a los bordes superiores. Al centro de la imagen se observan puntos, se ve que existen puntos azules y rojos; los puntos azules indican que no aprueban por estar por fríos o por abajo del criterio, mientras que los puntos rojos indican que no aprueban por estar calientes o por arriba del criterio.

A continuación, se puede observar la Figura 3.5, en la cual se está utilizando el criterio de evaluación 2% en dosis y 3mm en posición. Se puede ver que los puntos

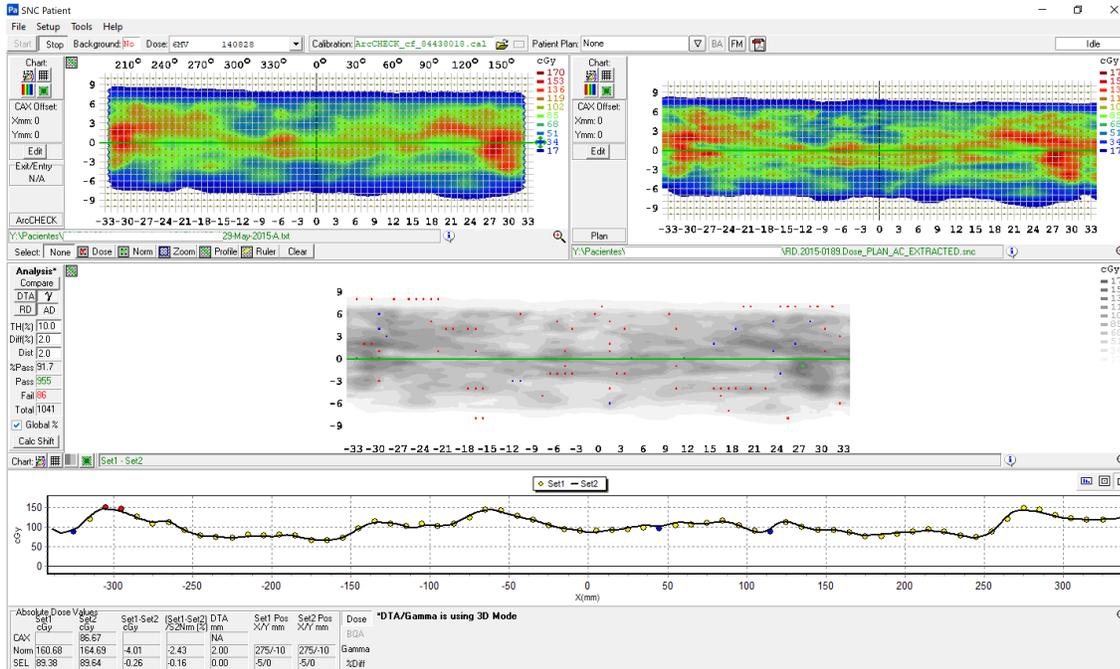


Figura 3.4. Evaluación Gamma 2%/2mm. Fuente: imagen propia tomada de la aplicación SNCPatient.

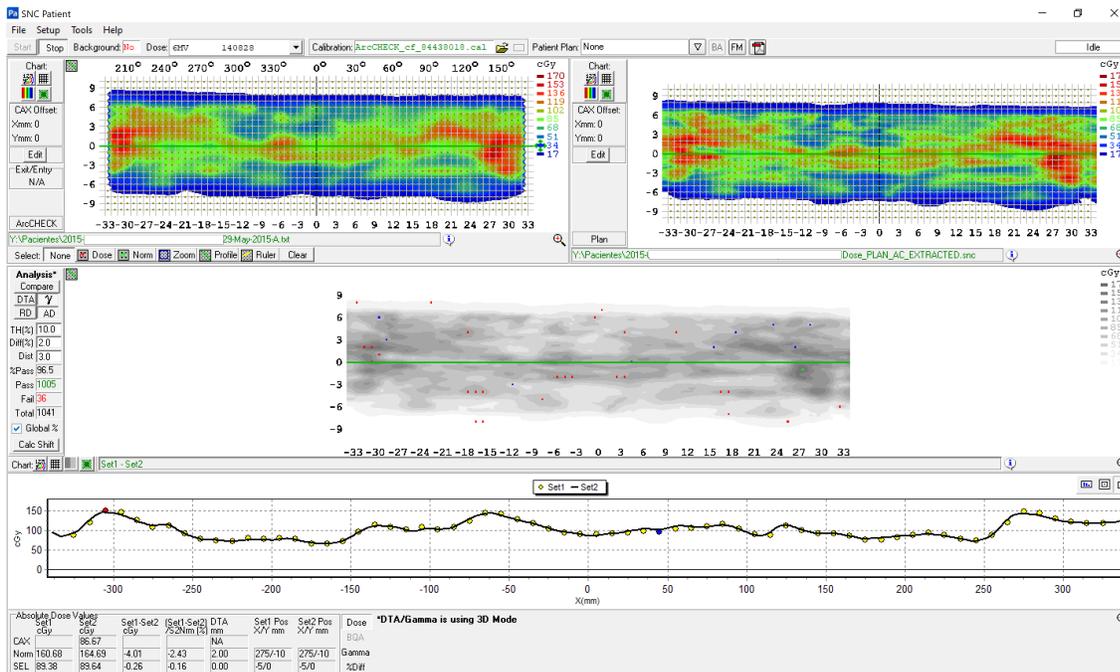


Figura 3.5. Evaluación Gamma 2%/3mm. Fuente: imagen propia tomada de la aplicación SNCPatient.

que no aprueban, principalmente están en la parte superior izquierda. Esto debido a que la restricción de dosis es bastante exigente y la de posición es muy permisiva, esta

combinación hace que la evaluación Gamma sea muy alta ($\%Pass$) de 96.5 . Esto hace que muchas evaluaciones obtengan un resultado muy alto y hace complicada la restricción para la aprobación de evaluaciones.

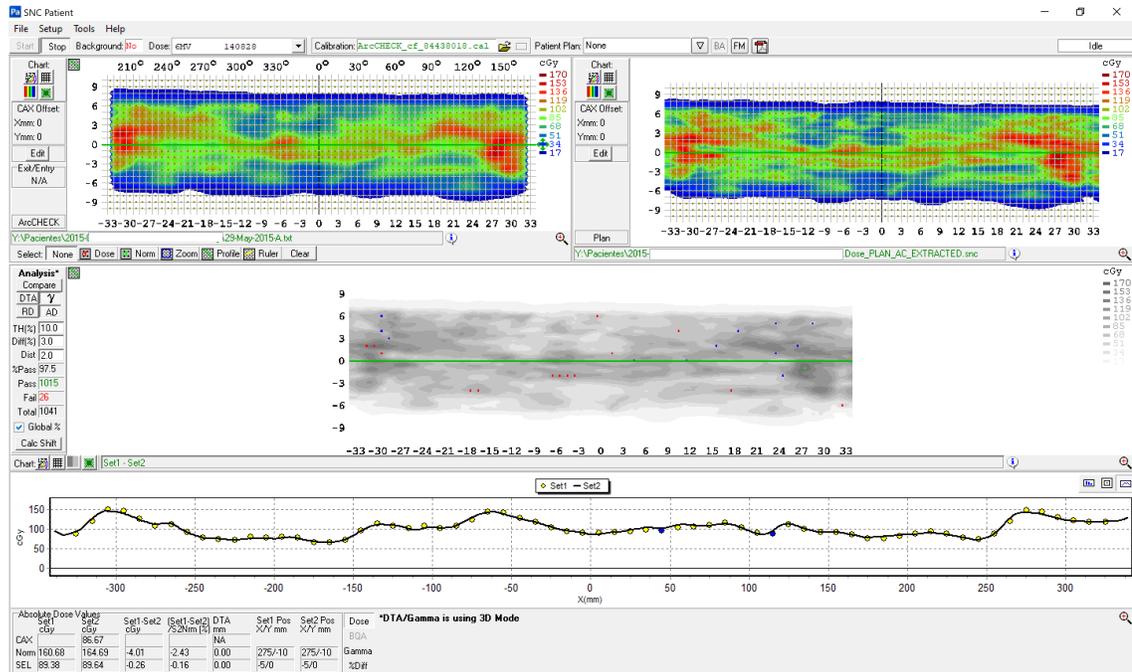


Figura 3.6. Evaluación Gamma 3%/2mm. Fuente: imagen propia tomada de la aplicación SNCPatient.

La Figura 3.6 muestra la evaluación Gamma utilizando los parámetros de 3% en dosis y 2mm en posición. Esta combinación hace que tengamos una ventana de visualización más amplia, con una exigencia convencional en el valor de dosis [6], [14], [18], mientras que en la distancia se hace un poco más exigente utilizando 2mm, obteniendo una aprobación de 97.5%.

La Figura 3.7 muestra la evaluación Gamma utilizando parámetros de 3% en dosis y 3mm en posición, se puede observar que la evaluación resulta demasiado permisiva y se obtienen valores de aprobación muy altos (98.7% en este caso). Lo cual permite estar dentro del criterio de aprobación a muchos puntos de evaluación, a los cuales podríamos exigirles más.

En el ANEXO, se pueden observar los datos básicos de los análisis llevados a cabo, en el mismo se encuentran el número de detectores que aprueban y fallan para cada uno de los casos y su respectivo resultado de Índice Gamma.

En la Figura 3.9 se puede observar el promedio de 10 pacientes con características muy parecidas, con su respectiva desviación estándar. En la misma se puede apreciar que la desviación para la evaluación gamma 2%/2mm es bastante grande.

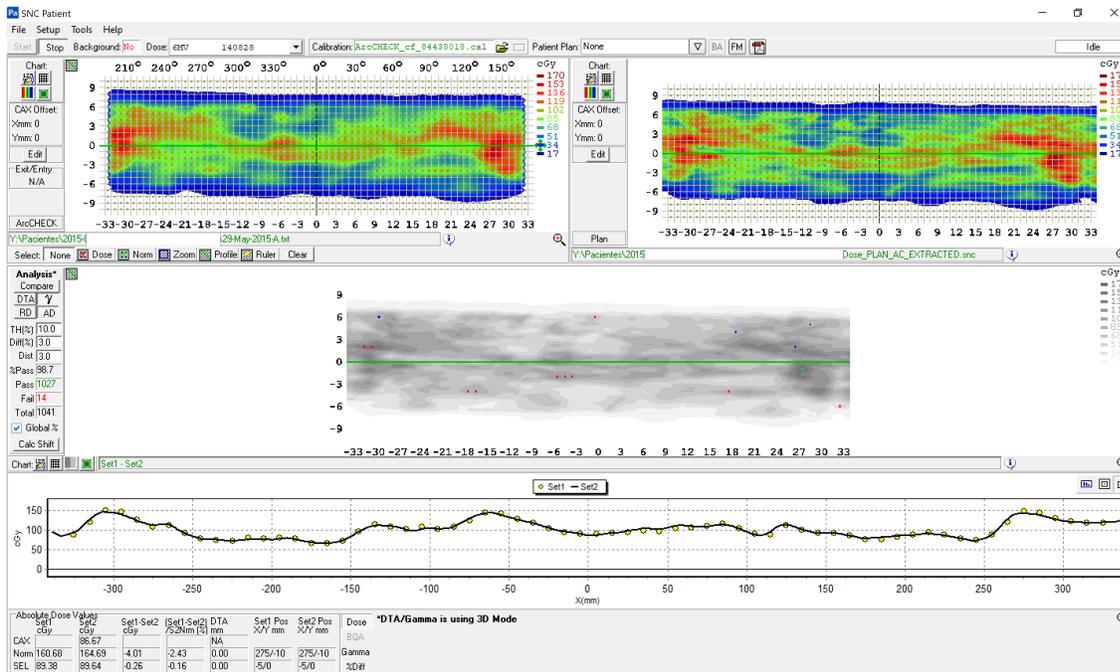


Figura 3.7. Evaluación Gamma 3%/3mm. Fuente: imagen propia tomada de la aplicación SNC Patient.

En la Figura 3.10 se pueden observar el número de puntos que no aprueban el criterio en la evaluación. En promedio se ha utilizado 1178 detectores para los planes, con una desviación estándar de 40 detectores. Utilizando un tamaño de campo promedio de $(12.2 \pm 1.9)cm \times (18.1 \pm 2.1)cm$

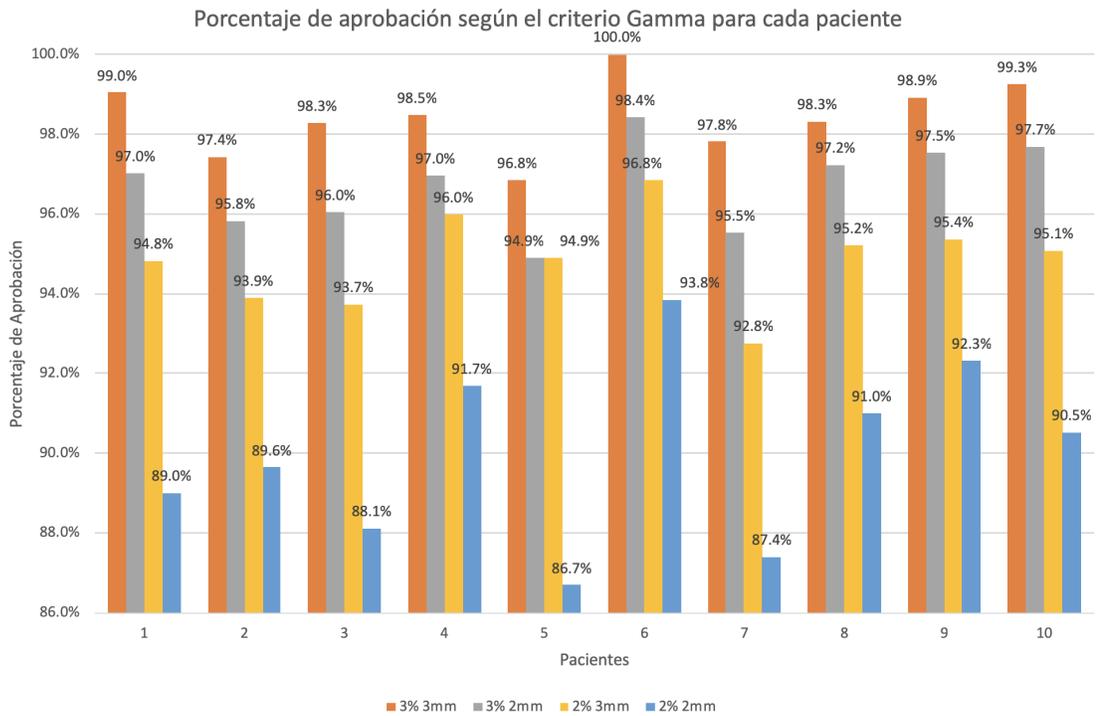


Figura 3.8. Evaluaciones Gamma por paciente. Fuente: imagen propia creada a partir de datos obtenidos de la aplicación SNCPatient.

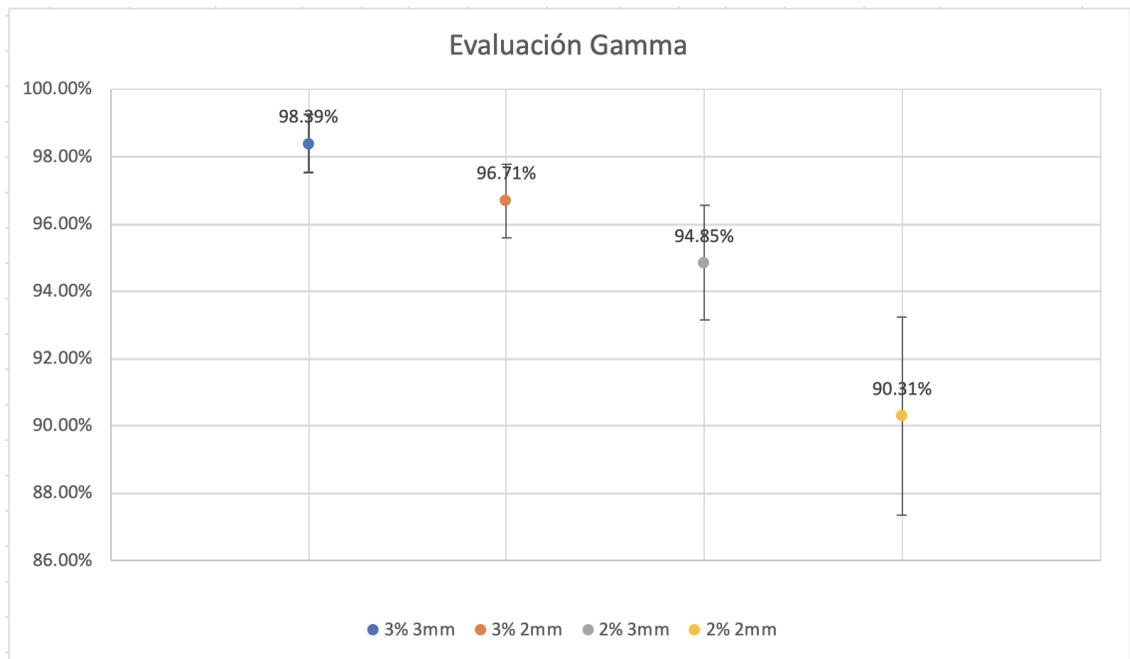


Figura 3.9. Evaluación Gamma. Fuente: imagen propia creada a partir de datos obtenidos de la aplicación SNCPatient.

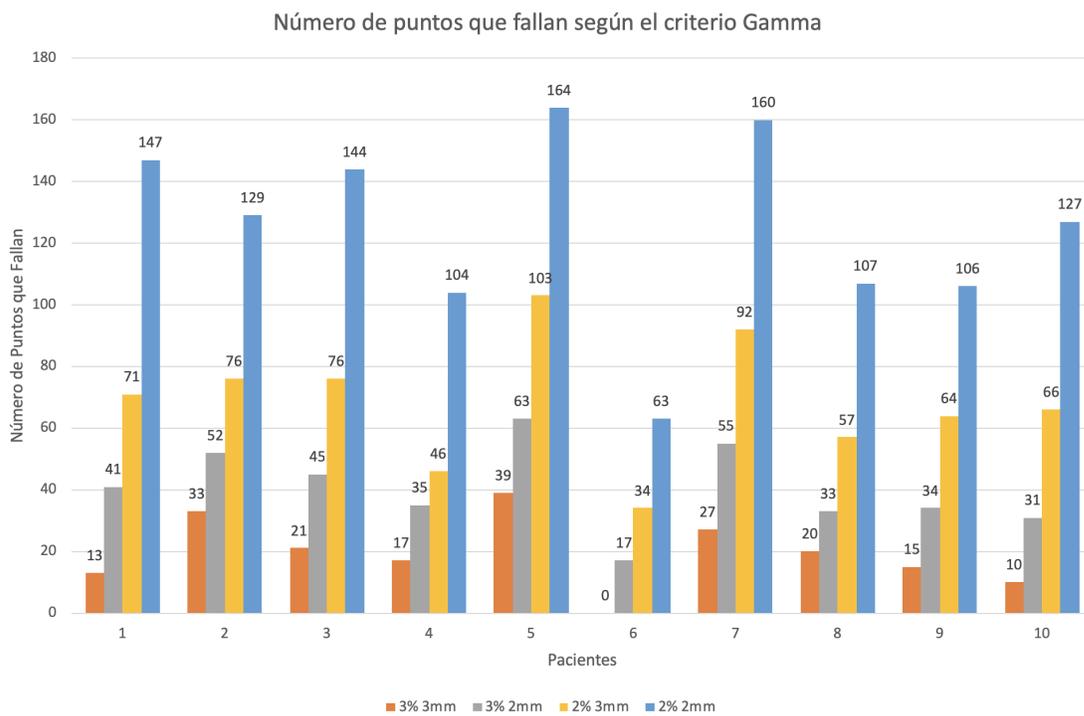


Figura 3.10. Puntos que fallan según el criterio de evaluación. Fuente: imagen propia creada a partir de datos obtenidos de la aplicación SNCPatient.

CONCLUSIONES

1. Conclusión. La evaluación para los diferentes criterios, muestran que el criterio $3\%/3mm$ es demasiado permisivo, y la ventana (rango del resultado) para análisis es muy pequeña y tiene un valor promedio de 98.39% . El criterio $3\%/2mm$ es una buena opción, ya que este promedio es de 96.71% y la ventana es más grande, el valor de $2mm$ es aceptable debido al tamaño del detector $0.8mm$ por lado. El criterio de $2\%/3mm$, su valor promedio es muy parecido al anterior, pero es muy exigente al valor de dosis y permisible al de posición. El criterio de $2\%/2mm$ tiene un valor promedio de 90.31% y una ventana bastante grande, puede ser una buena opción, bastante restrictivo, pero se puede analizar gran cantidad de puntos.
2. Conclusión. Los criterios de $3\%/2mm$ y $2\%/2mm$, son las mejores opciones para realizar la evaluación gamma.
 - La evaluación con criterio 3% y 2% en dosis, son valores respecto al grado de exigencia en precisión del valor de la dosis, el cual puede tomar cualquiera de estos dos debido a la región anatómica.
 - La evaluación con criterio $2mm$ en distancia, es el valor adoptado tomando en consideración la capacidad o resolución del sistema de detección, que al ser estos muy pequeños, nos permite utilizar este valor sin necesidad de recurrir a post-procesamiento o tomar valores promedio por región.

RECOMENDACIONES

1. Recomendación. En caso de realizar una implementación utilizando estos dos criterios, es necesario estipular el valor mínimo de aprobación del plan de tratamiento, el cual puede ser, por ejemplo de 93 % para el criterio de 3 %/2mm, y de 88 % para el criterio de 2 %/2mm. Basándose en el criterio de observar un porcentaje de aprobación eliminando principalmente los puntos que no aprueban en regiones de bajo gradiente fuera del área de interés.
2. Recomendación. Dentro de las acciones a tomar en caso que al realizar la evaluación, el mismo esté alrededor del valor mínimo para su aprobación, se recomienda hacer una evaluación utilizando el programa 3DVH de SunNuclear, para evaluar la certeza y evitar falsos positivos y falsos negativos. A partir de esa evaluación dar continuidad al proceso de aprobación del plan de tratamiento.
3. Recomendación. Para casos de otra región anatómica, donde se requiere más precisión en dosis y distancia (por ejemplo Cabeza y Cuello), se debe realizar un análisis bajo el mismo procedimiento, pero teniendo en cuenta que los gradientes serán mayores, habrá movimientos de láminas con más velocidad. Por lo que los resultados entre Planificación-Control de Calidad Paciente Específico pueda llegar a tener ciertas diferencias.
4. Recomendación Este estudio muestra los criterios para realizar implementación del protocolo de control de calidad de paciente específico, en este caso para próstata, pelvis completa (próstata, vesícula y ganglios). En caso de querer implementarlo para alguna otra región anatómica, se deben realizar las pruebas preliminares y/o repetir el estudio para implementarlo en estas otras regiones anatómicas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Baldock C, Deene Y De, Doran S, Ibbott G, Jirasek A, LepageM, et al. Polymer gel dosimetry. *Phys Med Biol* 2010;55:R1. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/5/R01>
- [2] Nathan L. Childress, Isaac I. Rosen. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 56(5) 1464-1479, 2003, [http://dx.doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)00430-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0360-3016(03)00430-9)
- [3] Francisco Clemente-Gutierrez, Consuelo Pérez-Vara. Dosimetric validation and clinical implementation of two 3D dose verification systems for quality assurance in volumetric-modulated arc therapy techniques. *J. Appl Clin Med Phys.* 16(2)198-217, marzo 2015, <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v16i2.5190>
- [4] Pablo Andrés Contreras Rodríguez (2015) *Análisis de precisión dosimétrica con criterio de evaluación gamma de un arreglo cilíndrico de diodos.* (Tesis de Ingeniería Electrónica) Universidad de San Carlos de Guatemala. http://biblioteca.usac.edu.gt/tesis/08/08_0409_E0.pdf
- [5] J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, P. C. Shragge. Dose difference and distance agreement, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26(2) 261-273, mayo 1993, [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(93\)90206-B](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(93)90206-B)
- [6] Feliciano García-Vicente, Virginia Fernández, Rocío Bermudez, Alberto Gómez, Leopoldo Pérez, Almudena Zapatero, Juan J. Torres. Sensitivity of a helical diode array device to delivery errors in IMRT treatment and establishment of tolerance level for pretreatment QA. *J. Appl Clin Med Phys.* 13(1) 111-123, Enero 2012, <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v13i1.3660>
- [7] Guanghua Yan, Bo Lu, Jakub Kozelka, Chilh-ray Liu, Jonathan G. Li. Calibration of a novel four-dimensional diode array. *Med Phys.* 37(1) 108-115, enero 2010, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3266769>

- [8] Eric J. Hall, Amato J. Giaccia. Radiobiology for the radiologist. *6th edition, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia*, 2006. <https://books.google.com.gt/books?id=6HhjwRyqBzgC>
- [9] William B. Harms, Daniel A. Low, James A. Purdy, W. Wong. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med. Phys.* 25(10) 1830-1836, octubre 1998, <http://dx.doi.org/10.1118/1.598363>
- [10] Journal of the ICRU, ICRU Report 83, Prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Oxford Journal, Volume 10 No.1 ,2010*. <http://dx.doi.org/10.1093/jicru/ndq001>
- [11] Lawrence B. Marks, Ellen D. Yorke, Andrew Jackson, Randall K. Ten Haken, Louis S. Constine, Abraham Eisbruch, Soren M. Bentzen, Jiho Nam, Joseph O. Deasy. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 76, No. 3, Supplement, pp. S10–S19, 2010 <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.07.1754>
- [12] Daniel Létourneau, Julia Publicover, Jakub Kozelka, Douglas J. Moseley, David A. Jaffray. Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 36(5) 1813-1821, mayo 2009, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3117563>
- [13] Daniel A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25(5) 656-661, mayo 1998, <http://dx.doi.org/10.1118/1.598248>
- [14] Gordon M. Mancuso, Jonas D. Fontenot, John P. Gibbons, Brent C. Parker. Comparison of action levels for patient-specific quality assurance of intensity modulated radiation therapy and volumetric modulated arc therapy treatments. *Med. Phys.* 39(7)4378-4385, julio 2012, <http://dx.doi.org/10.1118/1.4729738>
- [15] Roberto Alejandro Montezuma Velásquez (2016) *Implementación de un protocolo de control de calidad dosimétrico de un acelerador lineal 2300CD utilizando un sistema de detectores ArcCheck*. (Tesis de Licenciatura en Física Aplicada) Universidad de San Carlos de Guatemala, Guatemala. <https://ecfm.usac.edu.gt/sites/default/files/2018-11/Tesis%20Roberto%20Alejandro%20Montezuma.pdf>

- [16] Jennifer M. Steers, Benedick A. Fraass. IMRT QA: Selecting gamma criteria based on error detection sensitivity. *Med. Phys.*43(4) 1982-1994, April 2016, <http://dx.doi.org/10.1118/1.4943953>
- [17] SunNuclear Corporation, SNC Patient User's Guide. Versión 6.2.0.27712. USA: SunNuclear Corporation
- [18] Rajesh Thiyarajan, Arunai Nambiraj, Sujit Nath Sinha, Girigesh Yadav, Ashok Kumar, Vikraman Subramani, Kothandaraman. Analyzing the performance of ArchCheck diode array detector for VMAT plan. *Rep Pract Oncol Radiother* 21 50-56, 2016, <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2015.10.004>

ANEXO

			3% 3mm			3% 2mm			2% 3mm			2% 2mm			DTA													
Próstata RA	01PLV50.4Gy	1	0.61%	1338	13	1351	99.0%	1.43%	1328	41	1369	97.0%	3.63%	1298	71	1369	94.8%	9.43%	1189	147	1336	89.0%	1296	55	1351	95.93%		
Próstata RA	01PLV50.4	2	1.00%	1212	33	1244	97.4%	2.63%	1191	52	1243	95.8%	4.53%	1168	76	1244	93.9%	8.83%	1115	129	1244	89.6%	1172	72	1244	94.23%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	3	0.17%	1190	21	1211	98.3%	2.13%	1163	45	1211	96.0%	4.73%	1135	76	1211	93.7%	10.33%	1067	144	1211	88.1%	1150	61	1211	94.96%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	4	0.04%	1098	17	1115	98.5%	1.43%	1116	35	1151	97.0%	2.43%	1097	46	1143	96.0%	6.53%	1146	104	1250	91.7%	1108	41	1149	96.43%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	5	1.60%	1192	39	1231	96.8%	3.55%	1168	63	1231	94.9%	3.55%	1168	103	1231	94.9%	98.43%	1098	141	1239	88.6%	1135	84	1219	93.11%		
Próstata RA	01PLV	6	1.57%	1022	0	1022	100.0%	0.03%	1058	17	1075	98.4%	1.63%	1041	34	1075	96.8%	4.43%	959	63	1022	93.8%	1056	19	1075	98.23%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	7	0.63%	1202	27	1229	97.8%	2.93%	1174	55	1229	95.5%	5.63%	1177	92	1269	92.8%	11.03%	1119	150	1269	88.2%	1157	72	1229	94.14%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	8	0.12%	1167	20	1187	98.3%	1.21%	1154	33	1187	97.2%	3.23%	1130	57	1187	95.2%	98.43%	1080	107	1187	91.0%	1144	43	1187	96.38%		
Próstata RA	01PLV79.2Gy	9	0.48%	1363	15	1378	98.9%	0.93%	1344	34	1378	97.5%	3.03%	1315	64	1379	95.4%	6.13%	1272	106	1378	92.3%	1337	421	1378	97.02%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy	10	0.82%	1329	10	1339	99.3%	0.73%	1308	31	1339	97.7%	3.33%	1273	66	1339	95.1%	7.93%	1212	127	1339	90.5%	1292	47	1339	96.49%		
Próstata RA	01PLV50.4Gy			1211	20				1200	41				1180	68.5				1126	122								
			0.70%			1230.7		1.70%			1241.3		3.57%			1245		26.15%		1248				1238		775.33		
					109.198138		8.87%				96.883		7.80%			98.19		7.89%			99.79			8.00%		94.79	7.66%	8.04
							Promedio	98.4%				96.7%					94.9%					90.3%					95.69%	
							límite de confianza	99.029466				96.83%	límite de confianza	99.0661				94.88%	límite de confianza	99.1215			92.75%	límite de confianza	99.60908		88.11%	93.11%
							Valor mínimo	100.00%				100.00%	Valor Máximo	99.0661				98.42%	límite de confianza	99.1215			96.84%	límite de confianza	99.60908		93.84%	98.23%
							Desviación Estándar	0.93%				1.10%						1.17%					1.92%			1.55%		



Figura 3.11. Tabulación de conteo de detectores que aprueban y fallan el criterio seleccionado. Fuente: datos obtenidos de la aplicación SNCPatient. Las gráficas 3.8, 3.9 y 3.10 son resultados obtenidos de esta tabulación de datos.