

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

**ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
LICENCIATURA EN FÍSICA APLICADA**

INFORME DE EJERCICIO PROFESIONAL SUPERVISADO

Propuesta de Parámetros de Optimización para el Cálculo de Dosis Utilizando las Técnicas IMRT y VMAT

Carlos Roberto Salazar Mateo

Lic. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera
Asesor

Guatemala Junio de 2021

Índice general

1. Descripción General de la Institución	3
2. Objetivos	4
2.1. Objetivo General	4
2.2. Objetivos Específicos	4
3. Justificación	5
4. Descripción del Proyecto	6
4.1. Problema a Resolver	6
4.2. Cronograma de Actividades	8
5. Marco Teórico	9
5.1. Glosario	9
5.2. Características Técnicas	9
5.3. Protocolos	9
5.4. Radioterapia Conformada Tridimensional	10
5.5. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)	11
5.6. Terapia de Arco Volumétrico Modulada (VMAT)	11
5.7. Ejemplo de Elaboración de Plantilla de Optimización	12
6. Selección y Limpieza de Datos	16
7. Estrategia de Solución	17
7.1. Creación de la Plantilla B	17
8. Resultados	20
8.1. Evaluación de las Plantillas	20
8.2. Comparación de los DVHs entre las Técnicas 3D Conformal e IMRT	23
8.3. Cumplimiento de las Restricciones en Función de las Características Geométricas de las Estructuras	27
8.3.1. Dependencia del Volumen de Intersección del OAR con el PTV	27
8.3.2. Ajuste del Volumen Cubierto por la Dosis de Restricción Utilizando la Función Logística	28
9. Conclusiones	31
10. Anexos	33

1 Descripción General de la Institución

La Liga Nacional contra el Cáncer (junto con el Instituto de Cancerología y Hospital "Dr. Bernardo del Valle S". (INCAN)), fundada en febrero de 1952, es una Asociación, ajena a toda actividad, política, religiosa y lucrativa, que tiene por objeto promover la organización y realización en toda la República de Guatemala, de la lucha contra el cáncer y todas sus manifestaciones, actuando por sí misma y en cooperación con los organismos oficiales y privados, cuyos fines sean análogos a ella. Su duración es ilimitada y tiene su domicilio actualmente en 6ª. Avenida 6-58, Z.11 de la Ciudad de Guatemala.

Sus atribuciones son

- Formular planes generales y específicos de trabajo, para el desarrollo de la lucha contra el cáncer.
- Organizar campañas de atención a hacer conciencia nacional, en cuanto al cáncer y sus manifestaciones, la importancia de su diagnóstico precoz, métodos de tratamiento y sus posibilidades de éxito, mediante la colaboración pública. Con tal objeto, elaborará programas de educación profesional y de divulgación relativos a sus fines.
- Colaborar con el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social y con entidades oficiales y privadas afines, para lograr la unificación de métodos y la coordinación de los trabajos a fin de evitar la duplicación innecesaria de esfuerzos.
- Gestionar la emisión, reforma y derogatoria de las normas legales que puedan influir favorablemente o desfavorablemente en el buen éxito de la lucha contra el cáncer.
- Promover la fundación de centros de diagnóstico, tratamiento y de asistencia y prestarles la colaboración requerida para el éxito y progreso de sus labores.
- Elaborar estadísticas de interés para el éxito de la lucha contra el cáncer.
- Mantener constante información al público de las actividades desarrolladas por la Liga y de sus programas de acción.
- Establecer y mantener relaciones con Sociedades y entidades análogas del país y del extranjero y promover el desarrollo y la coordinación de la lucha contra el cáncer.

2 Objetivos

2.1. Objetivo General

Analizar los histogramas de dosis-volumen de los planes creados para los pacientes (análisis retrospectivo), y proponer valores recomendados en la optimización para futuros planes de tratamiento usando haces modulados, según las diferencias del volumen a tratar.

2.2. Objetivos Específicos

- Elaborar planes IMRT con configuraciones estandarizadas de campos y diferentes parámetros de optimización.
- Crear distribuciones promedio de dosis-volumen de cada estructura y compararlas para elegir los mejores parámetros de optimización.
- Crear plantillas con los parámetros de optimización elegidos, para obtener la mejor protección a los órganos en riesgo sin comprometer la conformación del volumen objetivo.
- Proponer un intervalo de volúmenes para el que sea preferible realizar la planificación utilizando la técnica 3D conformal.
- Proponer una expresión matemática para el volumen que abarca la dosis de restricción de un órgano en riesgo, dependiente del volumen de intersección entre dicho órgano y la lesión a radiar.

3 Justificación

Actualmente en la institución no se cuenta con una guía para elegir los parámetros de optimización al planificar radioterapias de cérvix. Se eligió este diagnóstico debido a que es del que más casos se presentan en Guatemala [1]. La creación de plantillas con parámetros de optimización para las técnicas IMRT y VMAT en función del volumen a tratar podría, en el largo plazo, ayudar a disminuir el tiempo en la elaboración de planes de cérvix. Disponer de plantillas de optimización específicas para diferentes intervalos de volumen también permitiría adecuar los protocolos clínicos de radioterapia al tipo de casos observados en Guatemala y sería una herramienta útil para unificar resultados con el fin de evaluar cuáles características geométricas de la lesión hacen que la diferencia en las distribuciones de dosis entre un plan IMRT y uno 3D conformal no sean clínicamente significativas. En tales casos podría sugerirse el planificar con la técnica 3D conformal pues el proceso de planificación es más rápido y el paciente puede iniciar su tratamiento en un menor tiempo.

4 Descripción del Proyecto

4.1. Problema a Resolver

Se necesita entregar cierto valor de dosis homogénea a un volumen objetivo. Según la técnica utilizada, existen varias configuraciones de haces de radiación que entregan la dosis requerida en el lugar deseado pero se busca aquella configuración que minimice la dosis que reciben los órganos en riesgo, esto es entonces un problema de optimización. Se utilizará software con algoritmos diseñados para resolver este problema, sin embargo la persona que planifica debe indicarle un listado de parámetros que según la geometría del volumen objetivo y de los órganos en riesgo podría ser diferente a las restricciones indicadas por el médico. Debido a la etapa avanzada del tumor en la mayoría de casos que recibe el INCAN, algunas de las restricciones de dosis que solicita el médico no siempre son físicamente alcanzables, por lo que se buscarán parámetros de optimización que se adecúen a cada grupo de casos a tratar. Para una mejor comprensión se dan los siguientes ejemplos:

Caso 1, ideal: el volumen objetivo no se traslapa con los órganos en riesgo. En este caso simplemente se indica al software los parámetros dados por el médico (prescripción de dosis al volumen objetivo y restricción de dosis a los órganos en riesgo). El software entonces busca la configuración de las láminas del colimador que cumple con estos objetivos. Se dice que el algoritmo resuelve un problema de optimización inversa: dada una distribución de dosis busca una configuración de haces que la reproduce aproximadamente.

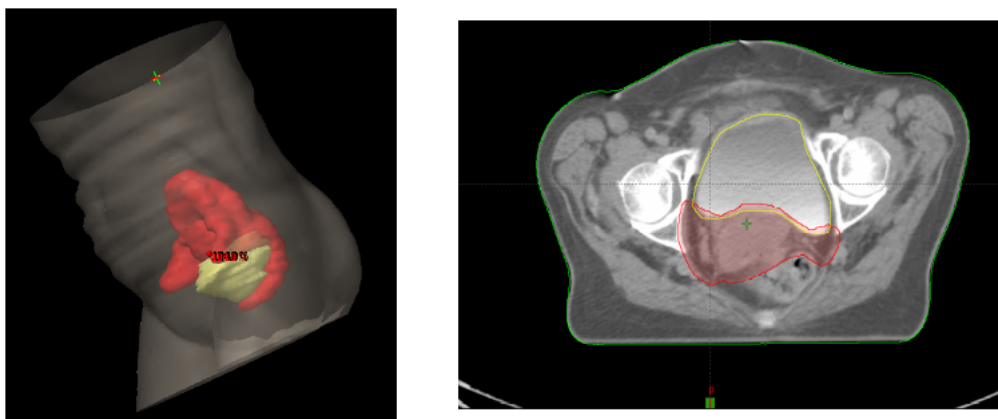


Figura 4.1: Ejemplo que se aproxima al caso ideal: Solo una pequeña porción de la vejiga, en amarillo, se traslapa con la lesión.

Caso 2, en la realidad: Los órganos en riesgo se traslapan con el volumen objetivo en algunas regiones. El dosimetrista no puede simplemente pedir al algoritmo que cumpla con los objetivos pues tendrá contradicciones, por ejemplo, para un caso de cervix podríamos tener que:

El médico prescribe 50 Gy al volumen objetivo y pide que a lo mucho el 50 % de la vejiga reciba 50 Gy pero si estas estructuras se traslapan, teniendo el 90 % de la vejiga dentro de la otra estructura, no es posible cumplir con ambas indicaciones, porque si protege la vejiga tal como lo pide el médico disminuirá la dosis al volumen objetivo.

Así que el dosimetrista tiene que ingresar al sistema de planificación parámetros diferentes a los indicados por el médico, para evitar contradicciones, pero buscando el resultado más cercano a la prescripción médica.

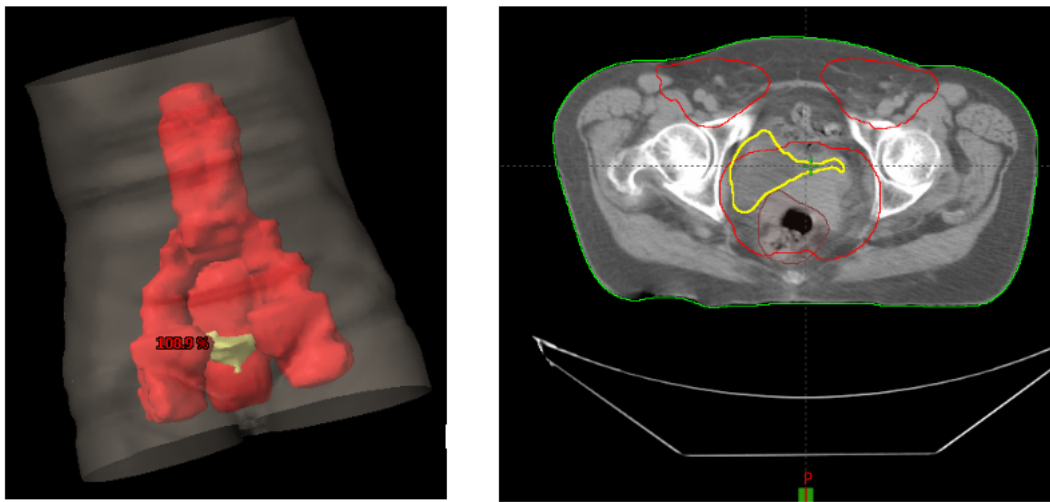


Figura 4.2: En este ejemplo la mayor parte de la vejiga está dentro de el volumen objetivo.

Con este proyecto se busca presentar los parámetros de optimización que permitan el cumplimiento de las dosis requeridas o acercarse a un resultado aceptable.

Los datos se clasificarán en tres grupos de acuerdo al volumen objetivo. Se realizarán planificaciones utilizando IMRT, variando los parámetros de optimización. De los planes que presenten mejor cobertura de PTV y que presenten la mejor protección a los órganos en riesgo se discutirá su implementación como plantillas para ser utilizadas en futuras planificaciones. También se realizarán planes utilizando la técnica 3D con los que se compararán las distribuciones de dosis obtenidas con haces modulados.

4.2. Cronograma de Actividades

Actividad	Mayo				Junio				Julio				Agosto			
1																
2																
3																
4																
5																
6																
7																
8																
9																

Figura 4.3: Cronograma de las actividades a realizar durante el EPS.

El listado de actividades es el siguiente:

1. Recopilación de bibliografía y estudio de los protocolos de planificación ICRU 50, ICRU 62, e ICRU 83.
2. Obtención, clasificación por volumen y limpieza de los datos a utilizar, cada caso se clasificará en una de tres categorías.
3. Planificación de las tres categorías de casos utilizando la técnica 3D.
4. Creación de las distribuciones de dosis volumen promedio para cada estructura planificada con 3D conformal.
5. Planificación de las tres categorías de casos utilizando la técnica IMRT con diferentes parámetros de optimización.
6. Creación de las distribuciones de dosis volumen promedio para cada estructura planificada con IMRT, para la comparación de la dosimetría entre planes con diferentes parámetros de optimización.
7. Planificación de las tres categorías de casos utilizando la técnica VMAT con diferentes parámetros de optimización.
8. Creación de las distribuciones de dosis volumen promedio para cada estructura planificada con VMAT , para la comparación de la dosimetría entre planes con diferentes parámetros de optimización.
9. Creación de las plantillas con los parámetros de optimización elegidos luego de comparar las distribuciones de dosis volumen de cada estructura.

5 Marco Teórico

5.1. Glosario

A continuación se escribe el significado de algunas palabras utilizadas en este proyecto, para definiciones más completas ver [3], sección 11.8.

PTV: Siglas de Volumen objetivo de planificación (en inglés *Planning Target Volumen*), es la región a la cual el médico prescribe la dosis de radiación.

OAR: Abreviación de Órgano en riesgo, en inglés. Son los órganos que podrían verse afectados por la radiación al PTV.

NTO: Abreviación de Objetivo de tejido normal, indica la prioridad de protección al tejido que no está asignado a ningún órgano en Riesgo pero que tampoco es parte del PTV.

MLC: Colimador con multiláminas, permite dividir el campo en pequeños haces de diferente fluencia para mejorar la conformación de dosis del PTV.

Dosimetrista: Persona que determina la distribución de dosis de radiación adecuada para un tratamiento.

5.2. Características Técnicas

Acelerador Lineal Unique: Tiene una geometría tipo C con una energía de 6 MeV y un MLC Millenium de 120 mlc.

Acelerador Lineal Halcyon tipo D: Su geometría es de tipo anillo. Cuando entrega un plan IMRT la técnica de aplicación es dinámica, el movimiento de las láminas es unidireccional y con tasa de dosis constante. Cuando el plan es VMAT el gantry se mantiene en rotación al mismo tiempo que hay movimiento bidireccional de láminas y tasa de dosis variable.

5.3. Protocolos

Prescripción según ICRU 83 [7]: Este protocolo recomienda que el 95 % del PTV reciba al menos el 95 % de la dosis, es decir $V_{95\%} \geq 95\%$. Todas las planificaciones en esta investigación cumplen con esta restricción y además en ningún caso la dosis al 2 % del volumen sobrepasa el 107 % de la dosis de prescripción.

Restricciones a órganos en riesgo según RTOG 0418 [5]:

Las condiciones más restrictivas son: para el recto $D_{60\%} \leq 30$ Gy, para la vejiga $D_{35\%} \leq 45$ Gy y para cada cabeza femoral $D_{15\%} \leq 30$ Gy.

Las condiciones menos restrictiva y las que se utilizarán en este trabajo son: Para el recto y vejiga $D_{35\%} \leq 50$ Gy o bien $V_{50Gy} \leq 35\%$, y para las cabezas femorales $D_{20\%} \leq 30$ Gy o bien $V_{30Gy} \leq 20\%$.

5.4. Radioterapia Conformada Tridimensional

En esta técnica se aplican cuatro campos estáticos, con el gantry a 0° , 90° , 180° y 270° , que cubren la región del volumen objetivo. El colimador con multiláminas permite proteger los órganos en riesgo, sin embargo la curva del 95 % de la dosis aún abarca parte de éstos, vea la parte inferior de la Figura 5.2. A los campos se les da un margen de 8 mm adicional a la cobertura del volumen objetivo como se indica en [2].

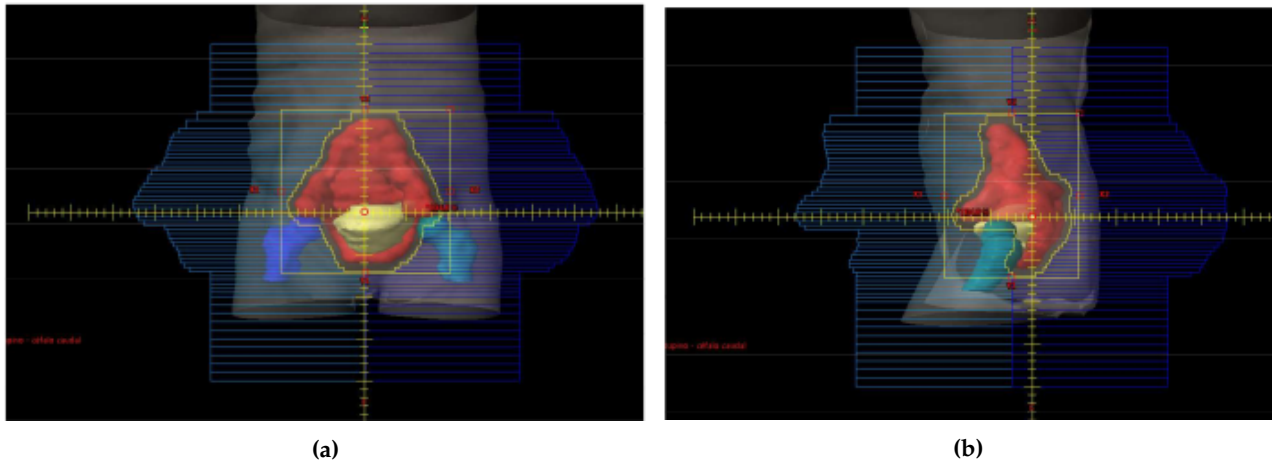


Figura 5.1: En la técnica 3D conformal se utilizó una distancia de 8 mm desde el centro del borde de la lámina hasta la parte más cercana al PTV

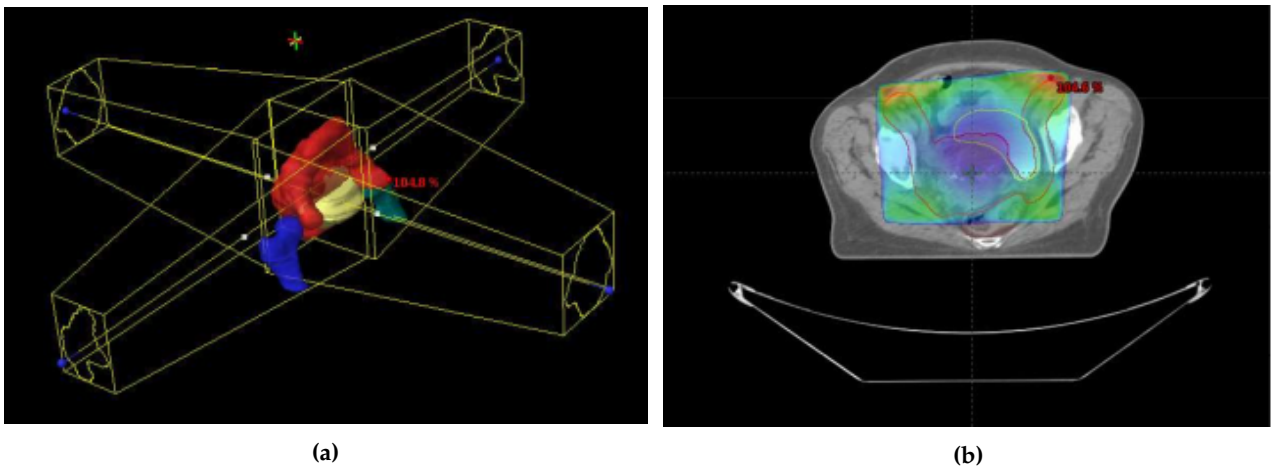


Figura 5.2: En la parte superior se muestra la configuración de 4 campos utilizada, y en la parte inferior la dosis absorbida en uno de los cortes axiales a partir del 95 % de dosis prescrita.

5.5. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

Los campos utilizados aquí también son estáticos pero están subdivididos en beamlets que producen haces de diferente intensidad para mejorar la protección de los órganos en riesgo. El software de planificación determina el peso de cada beamlet. La dosis a partir del 95 % está más concentrada en el volumen objetivo, abarca menos parte de los órganos en riesgo.

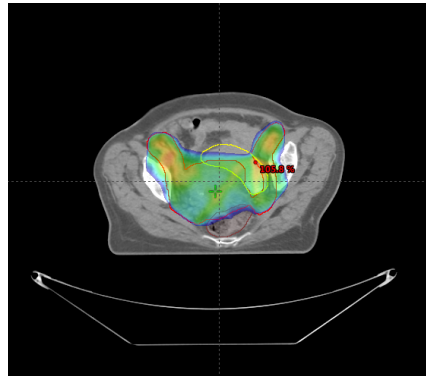


Figura 5.3: La dosis absorbida en el mismo corte axial que la Figura 5.2 a partir del 95 % de dosis prescrita utilizando la técnica IMRT.

5.6. Terapia de Arco Volumétrico Modulado (VMAT)

También se vale de los beamlets para modular la intensidad, pero a diferencia de las anteriores, esta técnica entrega la radiación continuamente mientras el gantry del acelerador rota, lo que permite que haya disponibles más configuraciones de campos por lo que el software tiene más opciones para elegir aquéllas que se aproximen mejor a la prescripción. El tiempo que le lleva al software de planificación calcular la configuración de beamlets puede ser de varias horas.

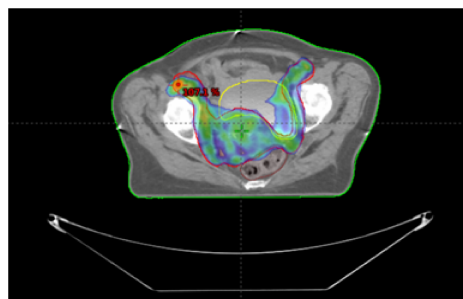


Figura 5.4: La dosis absorbida en uno de los cortes axiales a partir del 95 % de dosis prescrita utilizando la técnica VMAT, la conformación obtenida es mejor que con las dos técnicas anteriores.

5.7. Ejemplo de Elaboración de Plantilla de Optimización

La configuración IMRT a utilizar es de 5 campos con el gantry en los ángulos 0° , 70° , 140° , 220° y 290° para un paciente en posición decúbito supino y con cabeza hacia el gantry. Para este ejemplo utilizamos un fantoma virtual creado en el sistema Eclipse.

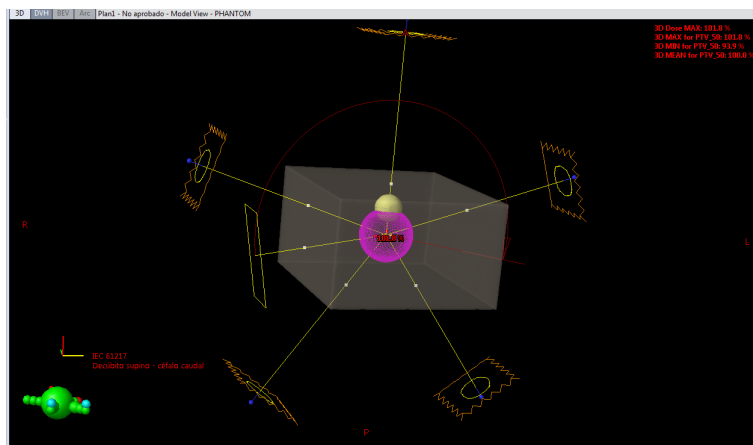


Figura 5.5: Configuración de 5 campos utilizando la técnica IMRT en un fantoma virtual.

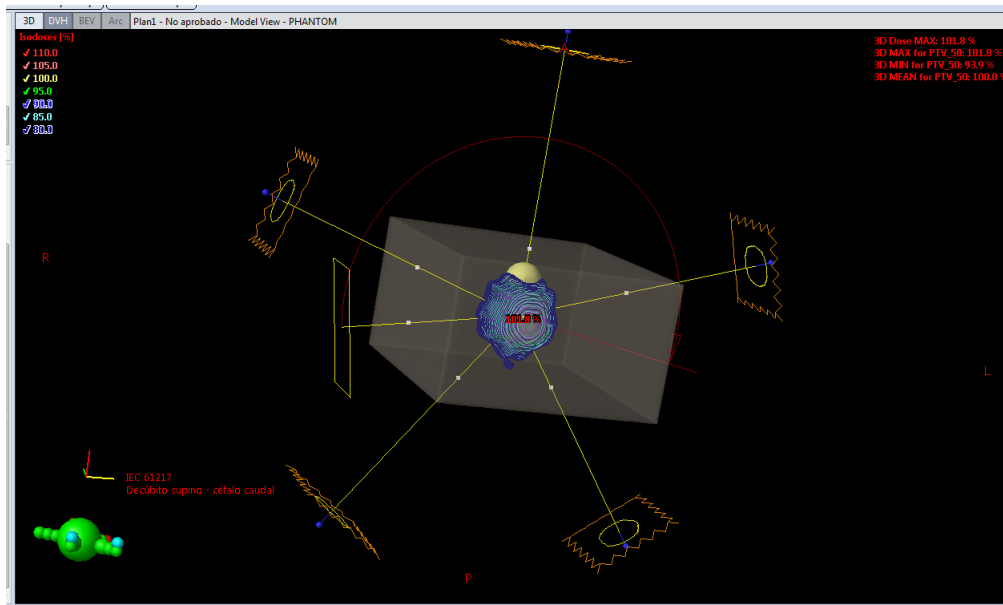
Considere un caso aproximadamente ideal con dos volúmenes perfectamente esféricos, uno correspondiente al PTV y otro a un órgano en riesgo representando a la vejiga. Primero observemos qué sucede si al programa no le restringimos la dosis que puede recibir la vejiga. En este ejemplo y en el resto de esta investigación utilizamos un NTO automático de 120.

Plan Information									
	ID/Type	cm ³	Vol [%]	Dose[cGy]	Actual Dose [cGy]	Priority	gEUD a		
<input checked="" type="checkbox"/>	PTV_50	795.7							
	Upper	0.0	0.0	5150	5090	120		x	
	Lower	795.7	100.0	5000	4693	130		x	
<input checked="" type="checkbox"/>	Bladder	112.3							
<input checked="" type="checkbox"/>	BODY	31851.1							
<input type="checkbox"/>	FemoralHead_L	51.9							
<input type="checkbox"/>	FemoralHead_R	51.9							
<input type="checkbox"/>	Interseccion	46.1							
<input type="checkbox"/>	Rectum	60.6							
<input checked="" type="checkbox"/>	z_Bladder	52.7							

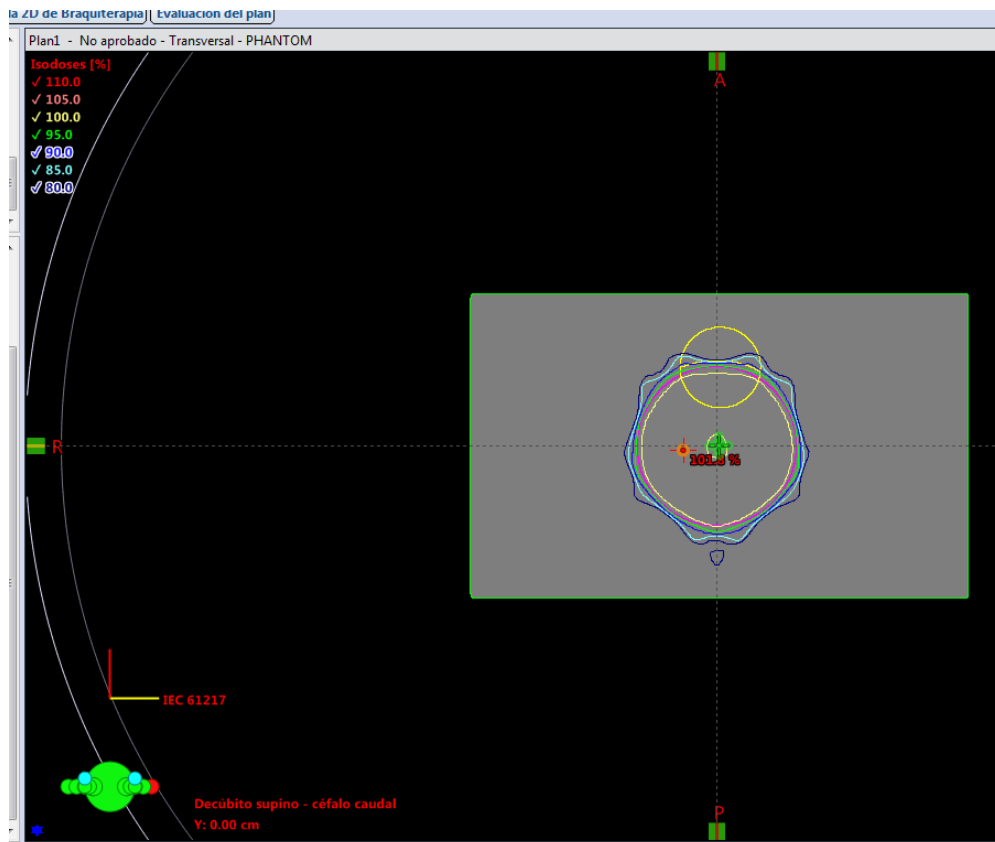
Figura 5.6: Ejemplo de plantilla sencilla de objetivos de optimización. En este ejemplo se le indica al programa que solo se ocupe de cumplir con la conformación al PTV, aún no se están indicando restricciones de dosis a la vejiga.

5.7 Ejemplo de Elaboración de Plantilla de Optimización

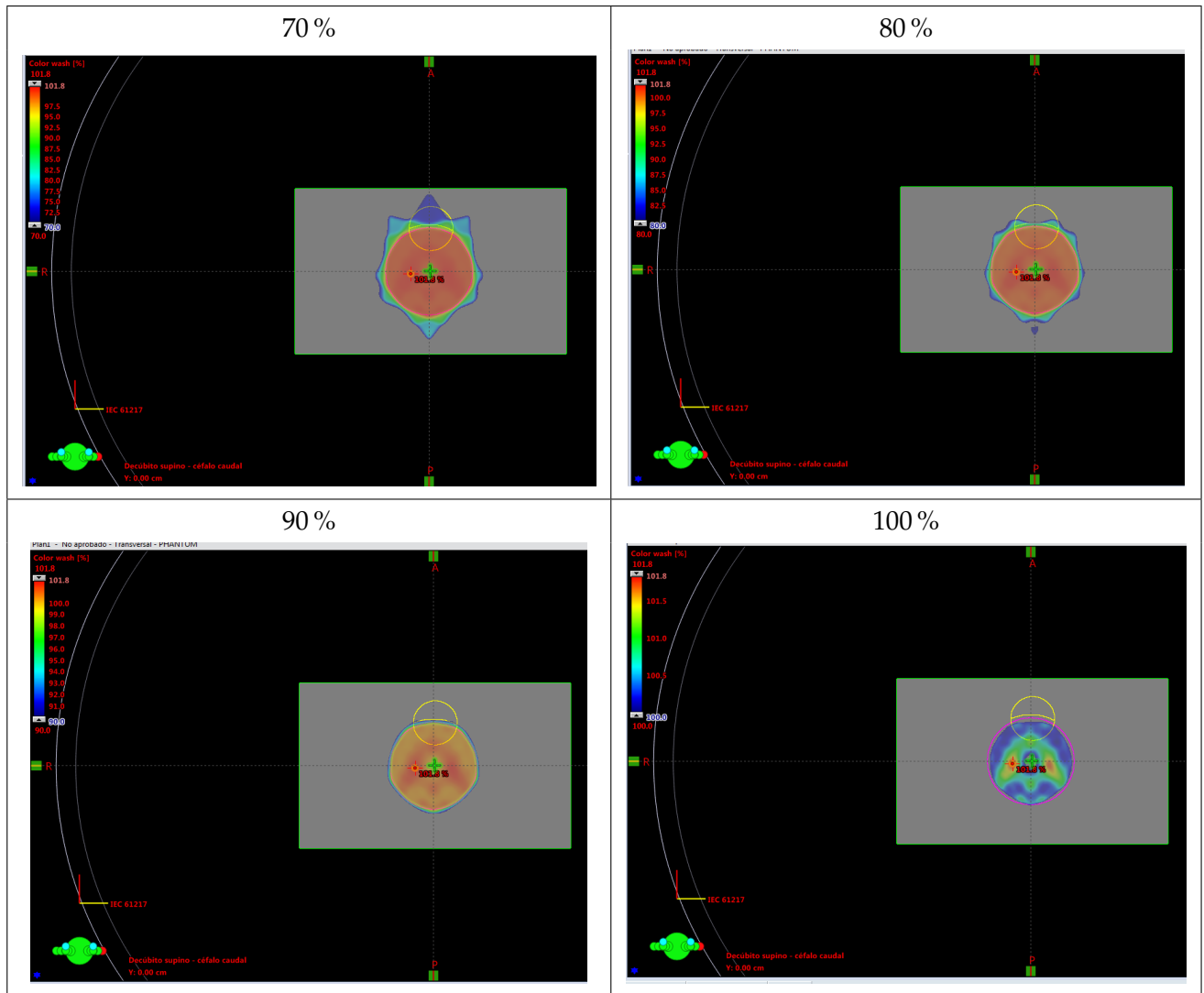
La cobertura a partir del 80 % de dosis queda de la siguiente forma



Las curvas de isodosis en el corte axial del isocentro son



Ahora veamos la cobertura del PTV a partir de diferentes porcentajes de dosis.

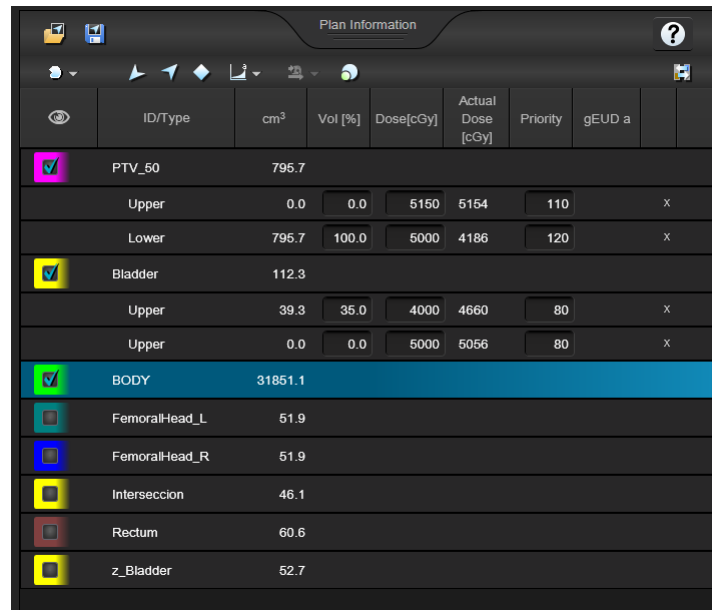


Cuadro 5.1: Cobertura del PTV a partir de diferentes porcentajes de dosis

En este caso el sistema muestra que el 95 % de la dosis cubre el 100 % del volumen objetivo (la conformación es adecuada) pero no le hemos pedido al optimizador que limite la dosis al OAR. Buscaremos cumplir con la restricción a la vejiga que consiste en que el 35 % del volumen reciba menos de 45 Gy ($D_{35\%} \leq 45$ Gy), llamémosle R_1 a dicha restricción. En el caso anterior tenemos $D_{35\%} \leq 49.74$ Gy.

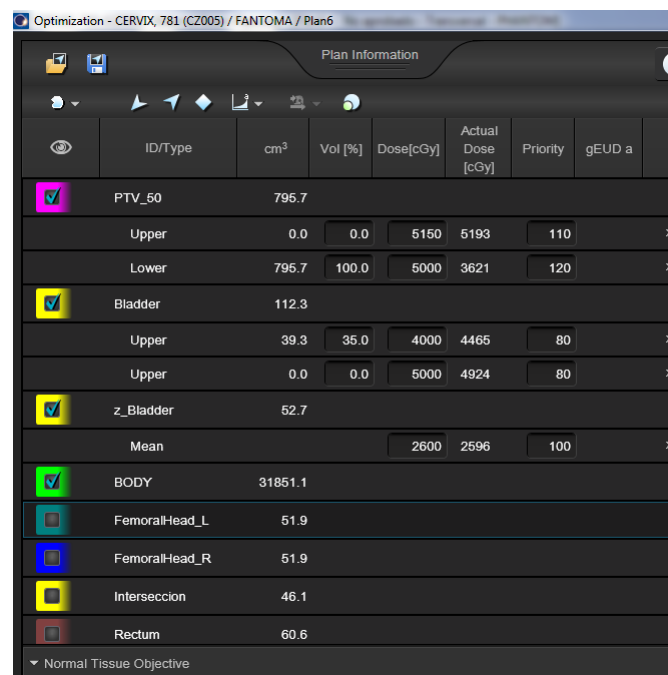
Investiguemos qué sucede al proteger la vejiga indicándole R_1 al programa en los objetivos de optimización. La Figura 5.7 indica que no basta con indicarle al programa la restricción que se quiere cumplir. Será necesario pedirle al programa más objetivos de optimización para ayudarlo a cumplir con R_1 . Será útil un volumen de optimización que consiste en la parte del OAR que no se traslapa con el PTV, a tal volumen en este ejemplo le llamamos $z_bladder$ siguiendo el protocolo de nomenclaturas del protocolo TG 263 [4]. En la Figura 5.8 se ha cumplido con el objetivo de planificación según el protocolo RT0G 0418 además el programa indica que el PTV tiene una cobertura $V_{95\%} \geq 95\%$ por lo que el resultado es satisfactorio.

5.7 Ejemplo de Elaboración de Plantilla de Optimización



ID/Type	cm³	Vol [%]	Dose[cGy]	Actual Dose [cGy]	Priority	gEUD a
PTV_50	795.7					
Upper	0.0	0.0	5150	5154	110	x
Lower	795.7	100.0	5000	4186	120	x
Bladder	112.3					
Upper	39.3	35.0	4000	4660	80	x
Upper	0.0	0.0	5000	5056	80	x
BODY	31851.1					
FemoralHead_L	51.9					
FemoralHead_R	51.9					
Interseccion	46.1					
Rectum	60.6					
z_Bladder	52.7					

Figura 5.7: En los objetivos de optimización hemos sido más restrictivos que R_1 , pidiendo 40 Gy en lugar de 45 Gy lo que no ha sido suficiente pues se obtuvo $D_{35\%} \leq 46.60$ Gy



ID/Type	cm³	Vol [%]	Dose[cGy]	Actual Dose [cGy]	Priority	gEUD a
PTV_50	795.7					
Upper	0.0	0.0	5150	5193	110	x
Lower	795.7	100.0	5000	3621	120	x
Bladder	112.3					
Upper	39.3	35.0	4000	4465	80	x
Upper	0.0	0.0	5000	4924	80	x
z_Bladder	52.7					
Mean			2600	2596	100	x
BODY	31851.1					
FemoralHead_L	51.9					
FemoralHead_R	51.9					
Interseccion	46.1					
Rectum	60.6					

Figura 5.8: Se ha agregado un objetivo de planificación para el volumen de optimización. Ahora para la vejiga se tiene $D_{35\%} \leq 44.65$ Gy

Se puede guardar la plantilla final de objetivos de optimización para aplicarlos en casos que compartan características similares con éste, por ejemplo el volumen del PTV, las dimensiones del paciente, el volumen de intersección del OAR con el PTV, etc.

Acá se utilizó un modelo de juguete pero que introduce la idea de lo que se realiza en este trabajo y en cierta forma hace notar que para alcanzar los objetivos de planificación no necesariamente han de pedírsele éstos directamente al programa sino que se le indican objetivos diferentes que son llamados objetivos de optimización.

6 Selección y Limpieza de Datos

Se utilizó una muestra inicial de 60 tomografías anonimizadas para proteger la identidad de los pacientes. Las tomografías fueron clasificadas en tres categorías según el volumen de la lesión a tratar. Las categorías y la cantidad de casos en cada una se observan en el Cuadro 6.1.

Volumen [cc]	$V \leq 1000$	$1000 < V \leq 1500$	$V > 1500$
Cantidad de casos	24	23	13
Volumen Promedio [cc]	850	1260	2040
Desviación Estándar [cc]	140	140	600

Cuadro 6.1: Características de la muestra antes de procesar.

Las tomografías cuyas lesiones tenían un volumen dentro de una desviación estándar alrededor del promedio fueron seleccionadas para el estudio, el resto se rechazaron. La clasificación final utilizada fue de la siguiente forma

Volumen [cc]	$710 < V < 990$	$1120 < V < 1400$	$1430 < V < 2640$
Cantidad de casos	19	13	11
Volumen Promedio [cc]	880	1250	1950
Desviación Estándar [cc]	80	80	550

Cuadro 6.2: Características de la muestra después de procesar.

La muestra final consta de 43 sujetos.

7 Estrategia de Solución

Se propone crear tres plantillas diferentes para los casos de volumen mediano $1120 \text{ cc} < V < 1400 \text{ cc}$, se realizará la optimización aplicando la técnica IMRT y el método que lleve a la plantilla que cumpla de mejor forma con el protocolo RTOG 0418 se aplicará para crear las plantillas de los otros dos intervalos de volúmenes de PTV, estas plantillas serán propuestas para la optimización tanto en la técnica IMRT como en la técnica VMAT

Para cada intervalo el método se aplica en la tomografía que tiene el volumen del PTV más cercano al volumen promedio del listado. La plantilla de objetivos obtenida se utiliza en el resto de volúmenes del mismo listado. En lo que sigue a las plantillas les llamaremos *A*, *B* y *C*. A continuación se explica el método con el que cada una fue creada.

Plantilla A: Se creó de la forma habitual como se realizaría en la clínica verificando que se cumpla la conformación y las restricciones según el protocolo utilizado. Como en el ejemplo 5.8, si un órgano no queda dentro del límite permitido se le asigna una mayor prioridad u otra restricción en el sistema de planificación de tal forma que la conformación del PTV aún quede dentro de lo establecido por el protocolo.

Plantilla B: Para un mismo conjunto de estructuras se realizaron diferentes planes cada uno protegiendo solamente uno de los OARs. Es decir que se colocaron objetivos de optimización de un órgano a la vez. Se graficó la cobertura al PTV contra la dosis que recibe el porcentaje de volumen de interés (ver Figuras 7.1, a 7.4) al ir variando la prioridad que se le asigna a cada estructura. Se guardaron los objetivos de optimización y prioridades que dan la mejor protección manteniendo una conformación aceptable. Luego se unieron en un solo plan todos los objetivos de optimización para los diferentes órganos. Esto presupone que la distribución de dosis a un órgano es independiente de la distribución en otro órgano. Esto no es así (ver Figura 7.3), pero investigaremos a qué nos lleva esta consideración.

Plantilla C: Igual que B pero dándole mayor prioridad a las cabezas femorales.

Ya que la plantilla *A* se crea de la forma tradicional y la plantilla *C* se crea a partir de la plantilla *B* solo se explica la manera en la que se creó esta última. Las plantillas *A*, *B* y *C* se encuentran en la Sección 10.

Herramienta visual: Para indicar gráficamente qué tan bien protegido se encuentra un órgano es útil definir la siguiente cantidad

$$s = \left(500 - \frac{D35\%}{100} \right) e^{500 - D35\%/10}, \quad (7.1)$$

que será utilizada como el diámetro de los círculos en la Figura 7.3.

7.1. Creación de la Plantilla B

Se utilizó el caso con el PTV de volumen más cercano (1271 cc) al volumen promedio (1260 cc) del intervalo de PTVs medianos para la creación de la plantilla. Se propusieron los objetivos de planificación (ver Sección 10) y la tarea fue la de determinar la prioridad apropiada para cada

7 Estrategia de Solución

objetivo. A continuación se consideró de forma independiente la protección de cada órgano variando su prioridad en la optimización y dejando sin especificar la protección a los otros órganos en riesgo. La normalización se realizó respecto del 100 % de la media.

Graficamos V95 % del PTV vs las cantidades: D35 % de la vejiga, D35 % del recto y D20 % de las cabezas femorales.

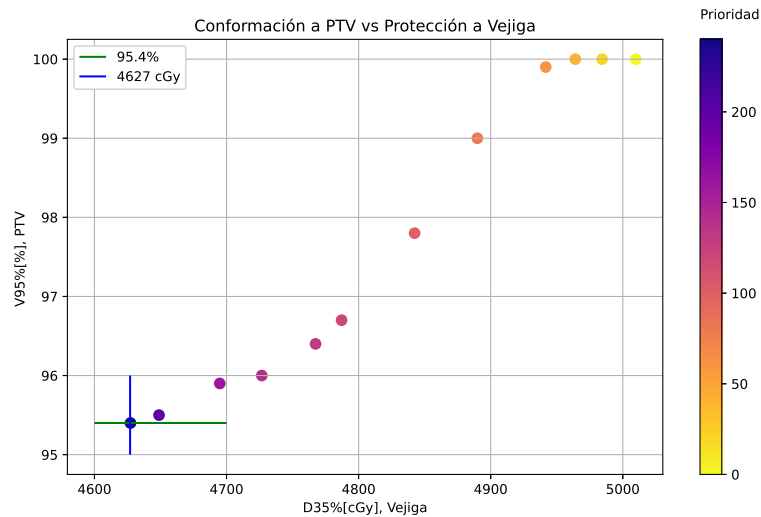


Figura 7.1: Evolución de la dosis de restricción a la vejiga y conformación del PTV al variar la prioridad o peso de los objetivos de optimización solo para la vejiga.

Se eligió la prioridad que protegió mejor la vejiga y que cumplió con $V95 \% \geq 95 \%$ para el PTV. Lo mismo se hizo con el recto y las cabezas femorales. Por ejemplo, con una prioridad de 180 para el recto la conformación del PTV deja de ser la adecuada (ver Figura 7.2) por lo que la prioridad óptima para ese caso está entre 140 y 160.

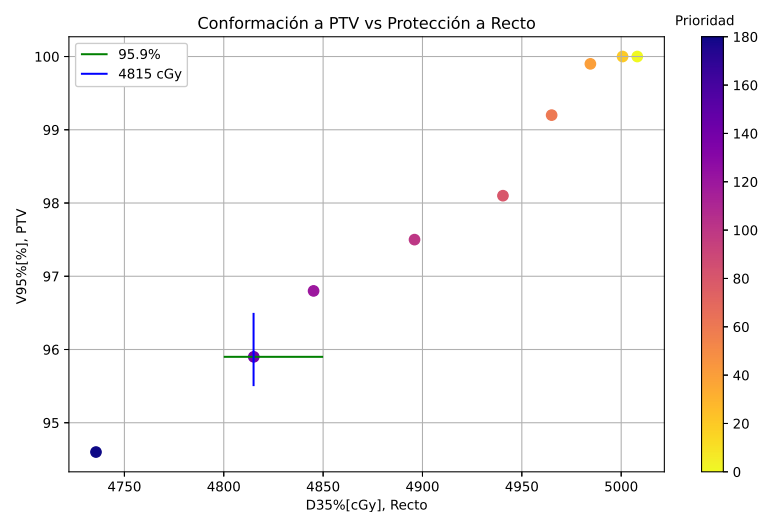


Figura 7.2: Evolución de la conformación del PTV y de la dosis de restricción al recto al variar la prioridad de sus objetivos.

La Figura 7.3 es similar a la Figura 7.2 pero muestra cómo la prioridad de protección al recto afecta a la vejiga, el diámetro de los círculos está relacionado con la protección a este órgano mediante la ecuación 7.1. Es una prueba de que la suposición que la protección a uno de los órganos no afecta la de otros es falsa, sin embargo la seguimos utilizando como una primera aproximación y veremos a qué resultado lleva.

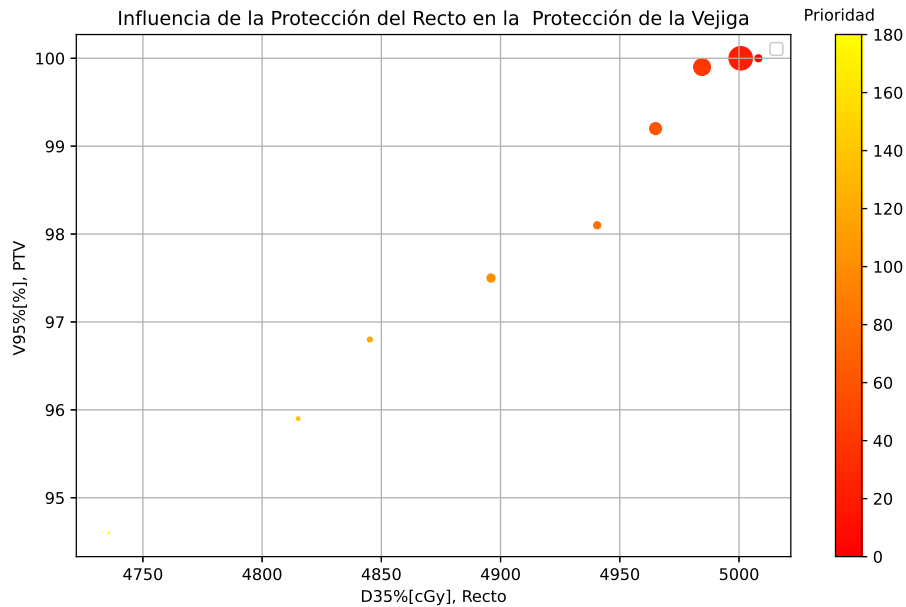


Figura 7.3: El círculo de mayor radio indica mejor protección a vejiga. Mejorar la protección al recto empeora la de la vejiga.

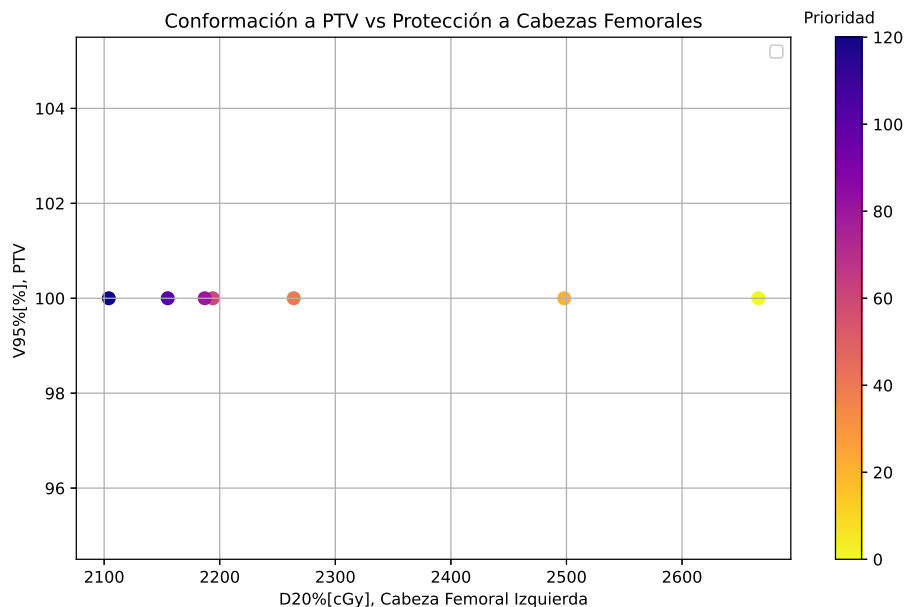


Figura 7.4: Variar la prioridad a las restricciones de las cabezas femorales no afecta el cumplimiento de la prescripción al PTV, por lo que se guarda la prioridad entre 60 y 120.

Según las gráficas 7.1, 7.2 y 7.4 los pesos óptimos están entre 200 a 240, 140 a 160 y 60 a 120 para las restricciones de la vejiga, el recto y las cabezas femorales respectivamente. La plantilla B puede verse en los anexos al igual que las otras dos plantillas.

8 Resultados

8.1. Evaluación de las Plantillas

Para evaluar las plantillas *A*, *B* y *C* las aplicaremos al conjunto de casos con PTV de volumen mediano ($1120 \text{ cc} < V_{PTV} < 1400 \text{ cc}$). Los histogramas de dosis volumen obtenidos se observan en las Figuras 8.1, 8.2, 8.3 y 8.4. Las tres plantillas cumplen con los objetivos de planificación del RTOG 0418 y aunque se logra una mejor protección de algunos OARs utilizando las plantillas *B* y *C*, resulta que la plantilla *A* consigue un mejor gradiente para el PTV y además requiere menos tiempo de creación. Esto indica que el método con el que creamos las plantilla *B* y *C* no es tan recomendable como el método tradicional de ir asignando las prioridades de los objetivos conforme la persona que planifica considere necesario. Por lo tanto utilizaremos el método tradicional para crear las plantillas de los tres intervalos de volúmenes. Las plantillas obtenidas de esta forma según el intervalo de volumen se encuentran en la sección 10.

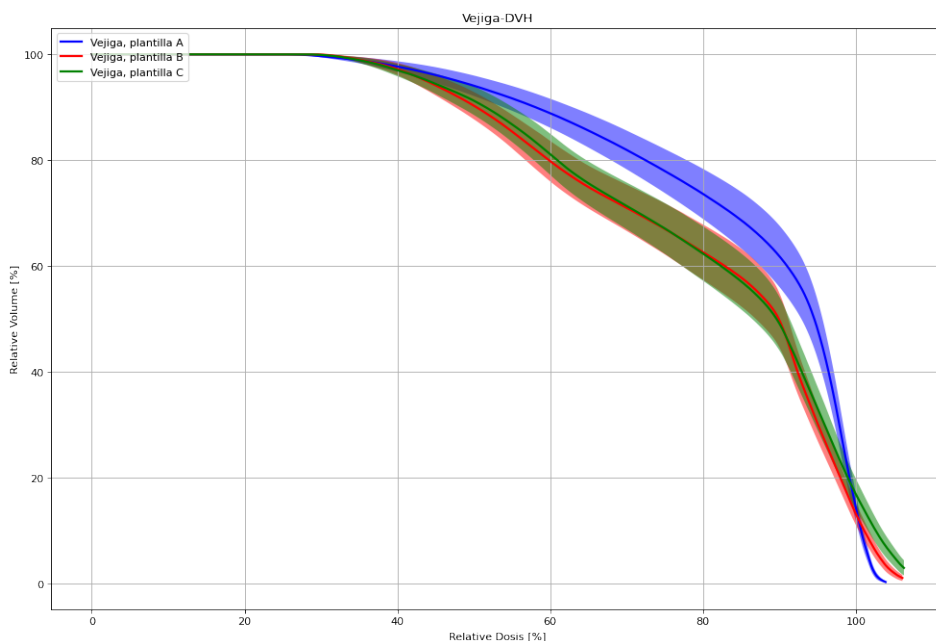


Figura 8.1: Comparación del DVH promedio de las vejigas utilizando las tres plantillas

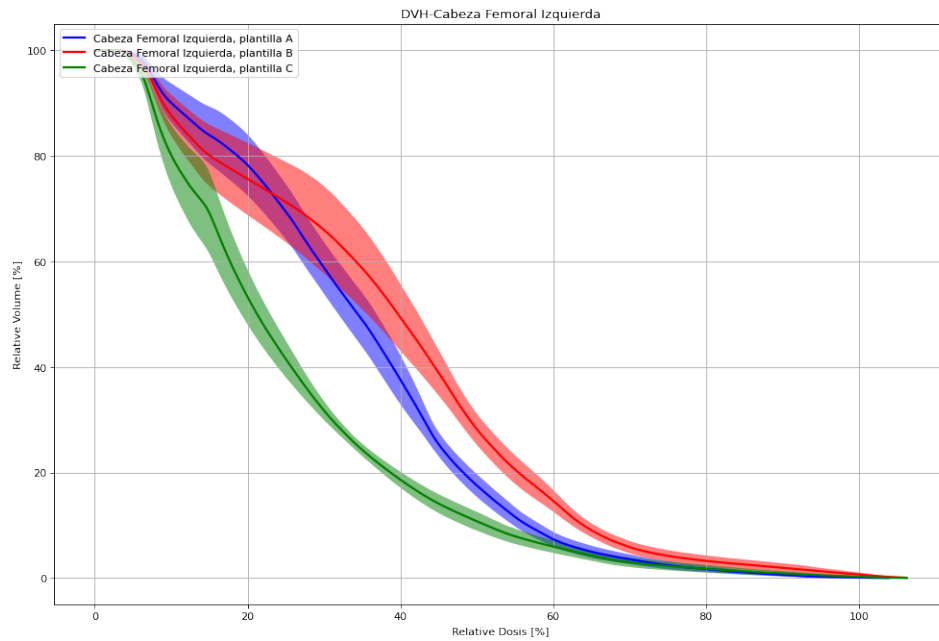


Figura 8.2: Comparación del DVH promedio de la cabeza femoral izquierda utilizando las tres plantillas

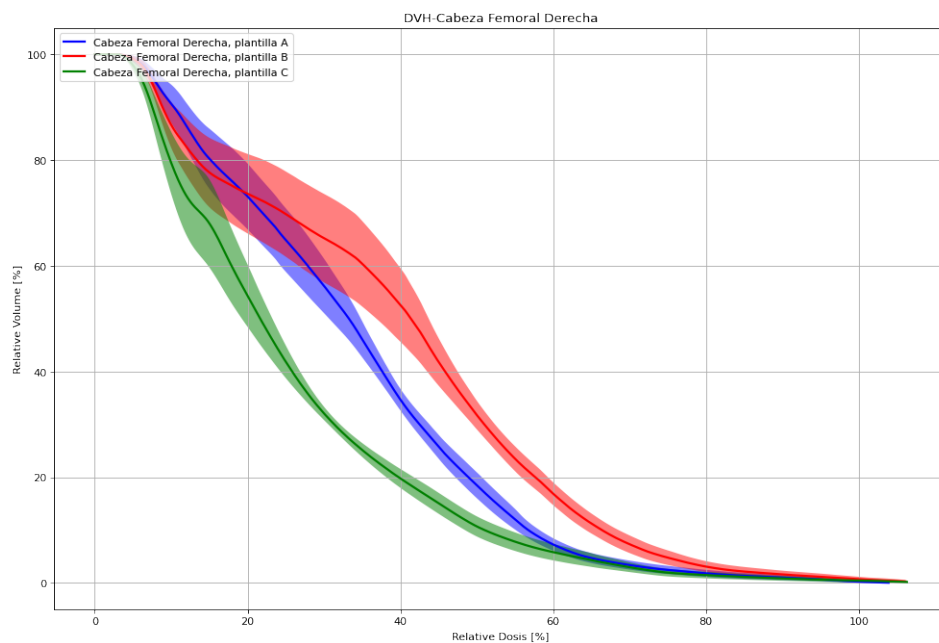


Figura 8.3: Comparación del DVH promedio de la cabeza femoral derecha utilizando las tres plantillas

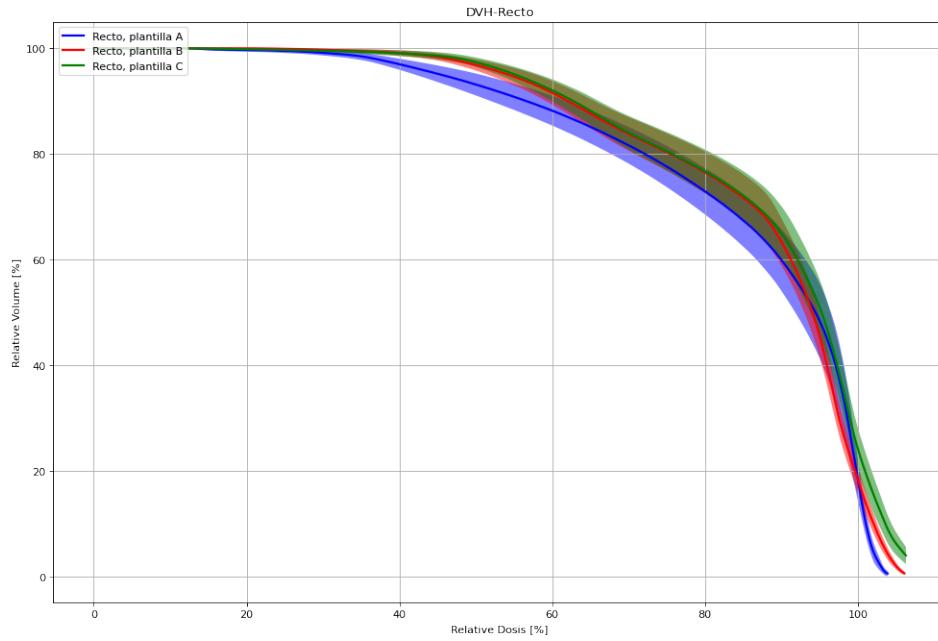


Figura 8.4: Comparación del DVH promedio del recto utilizando las tres plantillas

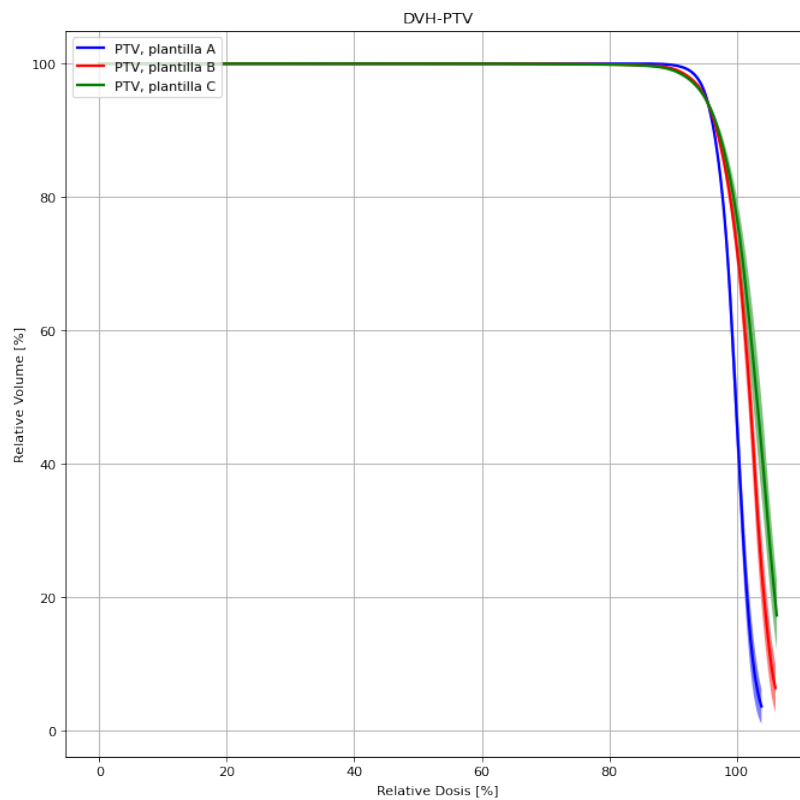
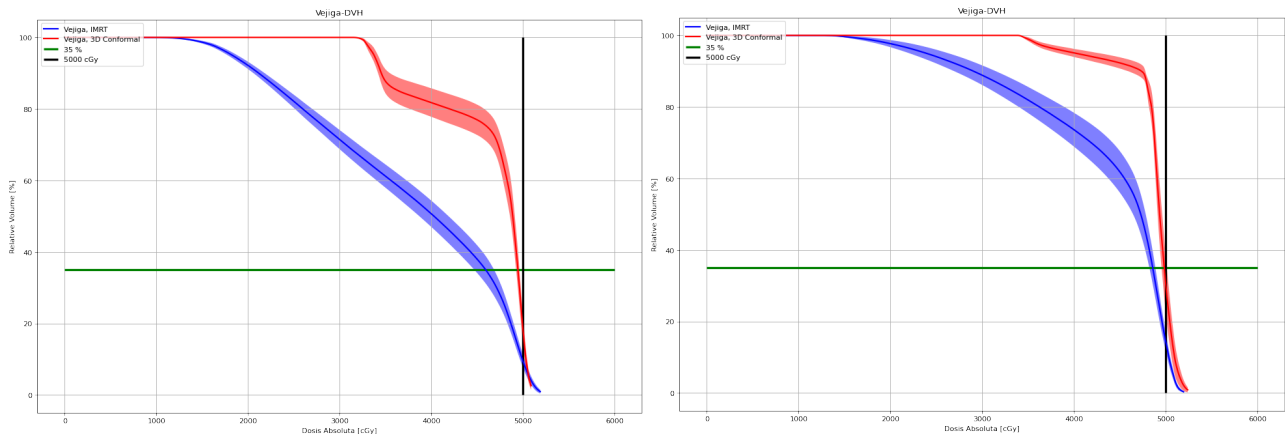


Figura 8.5: Comparación del DVH promedio del PTV utilizando las tres plantillas

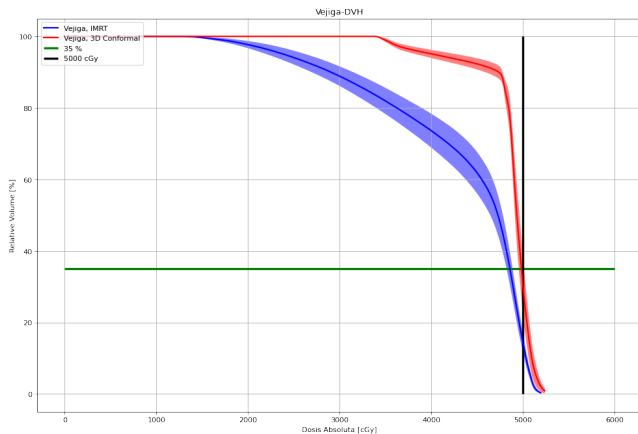
8.2. Comparación de los DVHs entre las Técnicas 3D Conformal e IMRT

Elegido el mejor método para la creación de la plantilla, se aplicó en cada intervalo de volúmenes a todos los casos estudiados y los DVH's se compararon con los de la técnica 3D aplicada a los mismos con el propósito de decidir en cuáles es aceptable tratar al paciente con la técnica 3D. Las comparaciones se hacen por intervalos de volumen de PTV. En las gráficas se indican las restricciones para que sea más fácil evaluar si éstas se cumplen. Los cuadros de color verde ■ indican que la restricción del protocolo RTOG 0418 fue cumplida por la planificación 3D conformal y los cuadros anaranjados ■ indican lo contrario.



(a) DVH promedio de la vejiga para el intervalo pequeño. ■

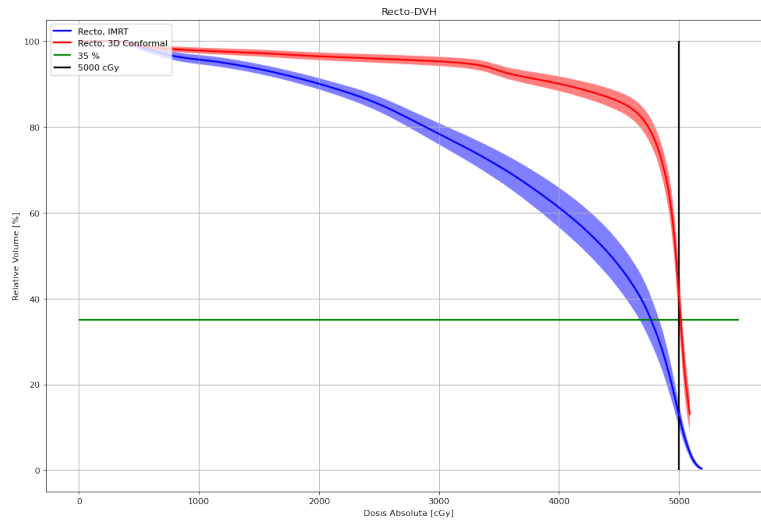
(b) DVH promedio de la vejiga para el intervalo mediano. ■



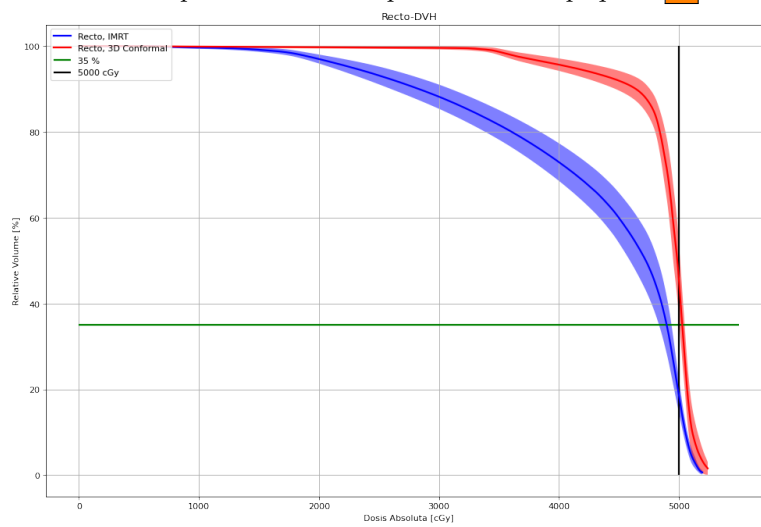
(c) DVH promedio de la vejiga para el intervalo grande. ■

Figura 8.6: DVH promedio de la vejiga para los intervalos de PTV pequeño, mediano y grande en (a), (b) y (c) respectivamente. En los tres casos se cumple con la restricción $V50Gy \leq 35\%$ con la técnica 3D.

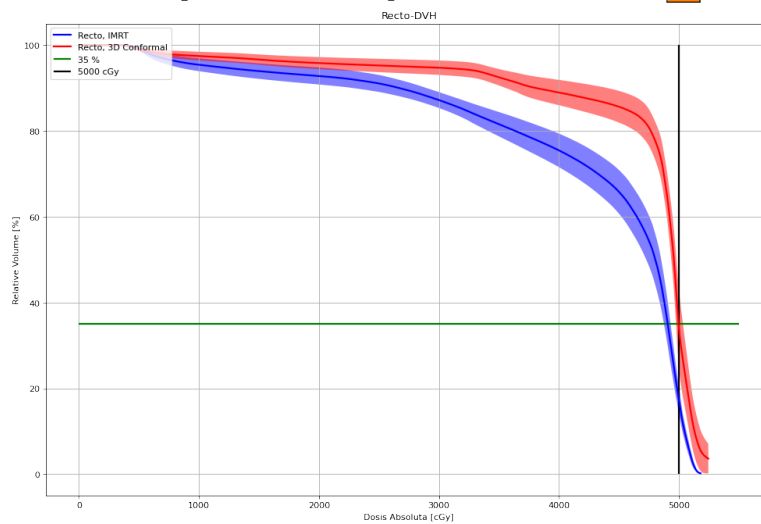
8 Resultados



(a) DVH promedio del recto para el intervalo pequeño. ■



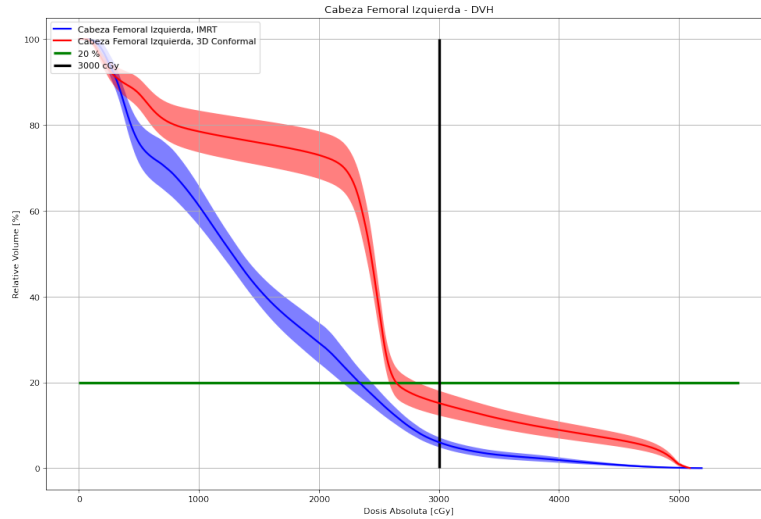
(b) DVH promedio del recto para el intervalo mediano. ■



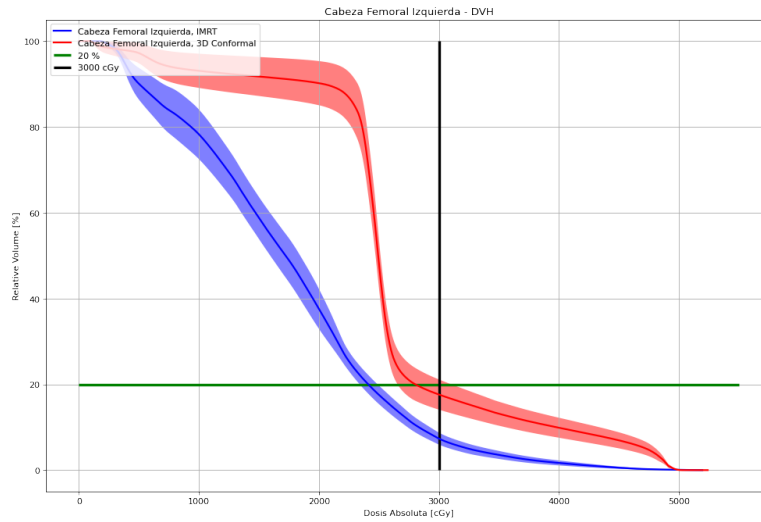
(c) DVH promedio del recto para el intervalo grande. ■

Figura 8.7: La técnica 3D no cumple con la restricción para el recto en los intervalos pequeño y mediano pues en (a) se obtuvo en promedio que $V_{50Gy} \leq 41\%$ y en (b) que $V_{50Gy} \leq 45\%$. Sin embargo para el volumen grande (c) se observó en promedio $V_{50Gy} \leq 34\%$ cuando la restricción del protocolo es de $V_{50Gy} \leq 35\%$

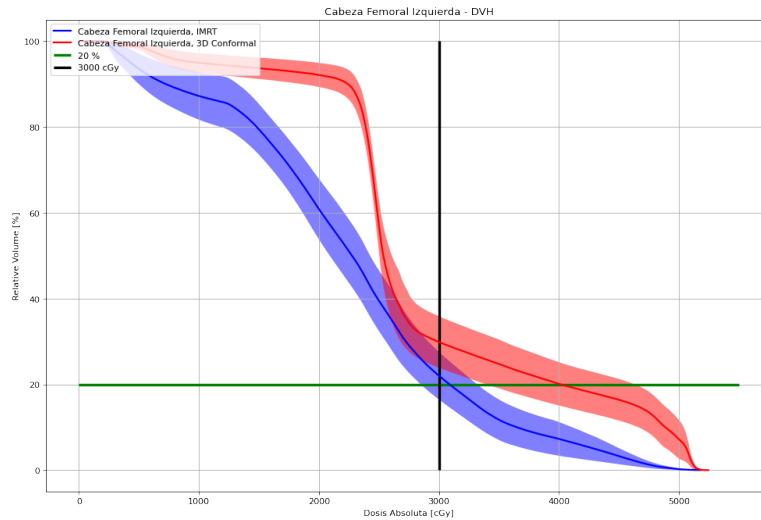
8.2 Comparación de los DVHs entre las Técnicas 3D Conformal e IMRT



(a) DVH promedio de la cabeza femoral izquierda para el intervalo pequeño. ■



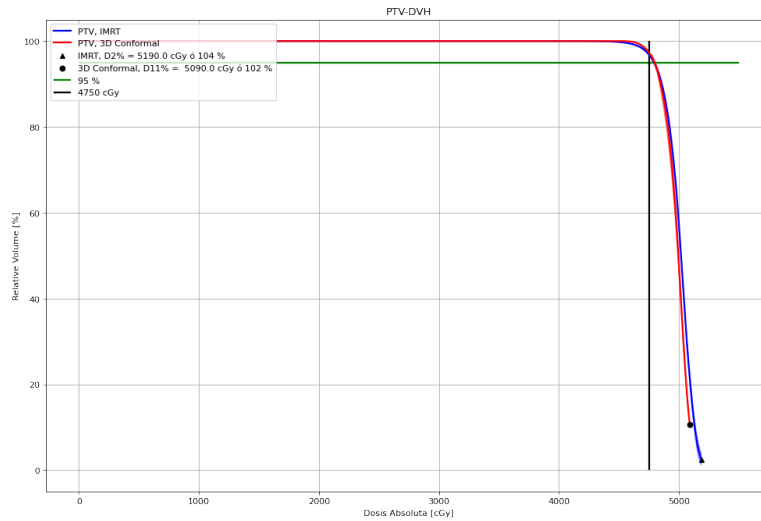
(b) DVH promedio de la cabeza femoral izquierda para el intervalo mediano. ■



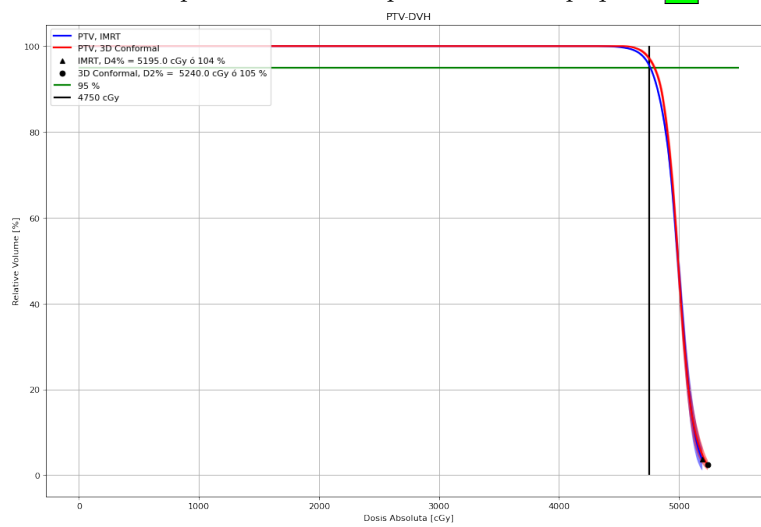
(c) DVH promedio de la cabeza femoral izquierda para el intervalo grande. ■

Figura 8.8: La técnica 3D cumple la restricción en (a) y también para la mayoría de casos en (b) sin embargo no la cumple en el intervalo de PTVs grandes (c) con $V_{30Gy} \leq 30\%$ aunque en este intervalo tampoco lo hace la técnica IMRT con $V_{30Gy} \leq 22\%$.

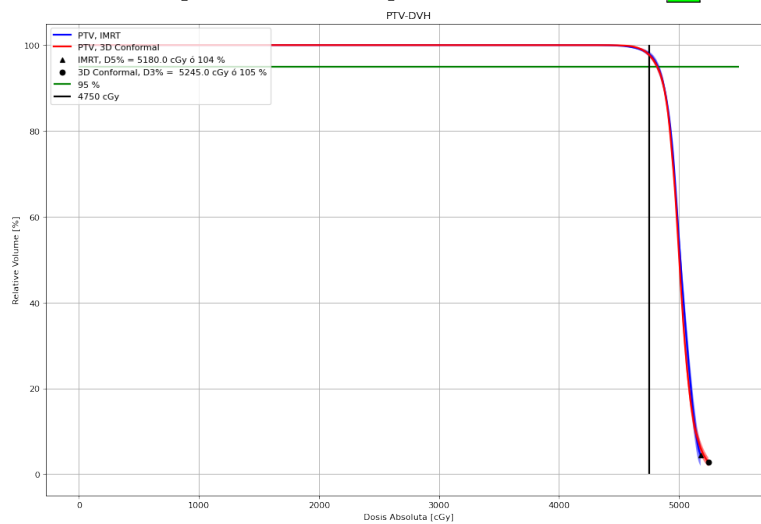
8 Resultados



(a) DVH promedio del recto para el intervalo pequeño.



(b) DVH promedio del recto para el intervalo mediano.



(c) DVH promedio del recto para el intervalo grande.

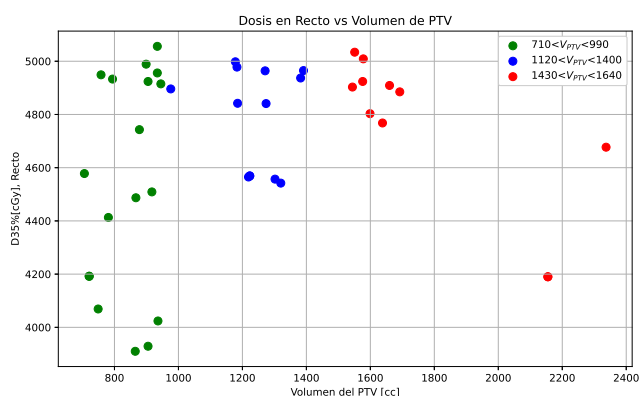
Figura 8.9: La técnica 3D conformal consigue una cobertura adecuada del PTV en los tres intervalos de volúmenes.

8.3. Cumplimiento de las Restricciones en Función de las Características Geométricas de las Estructuras

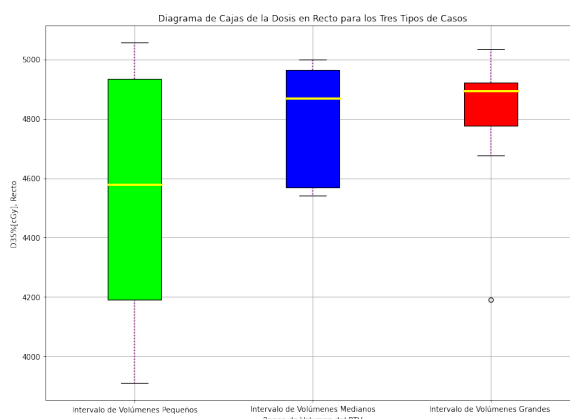
8.3.1. Dependencia del Volumen de Intersección del OAR con el PTV

Tener bien definida una plantilla para cada intervalo de volumen brinda una mayor confianza al momento de comparar resultados entre diferentes casos. Pues no influirá la experiencia entre diferentes planificadores ni la variación de los objetivos de optimización sino solamente las variables propias de cada caso estudiado. Como aplicación de las plantillas investigaremos si el cumplimiento de la dosis de restricción depende de las características geométricas de las estructuras consideradas, por ejemplo: el volumen del ptv, el volumen de intersección de cada OAR con el PTV.

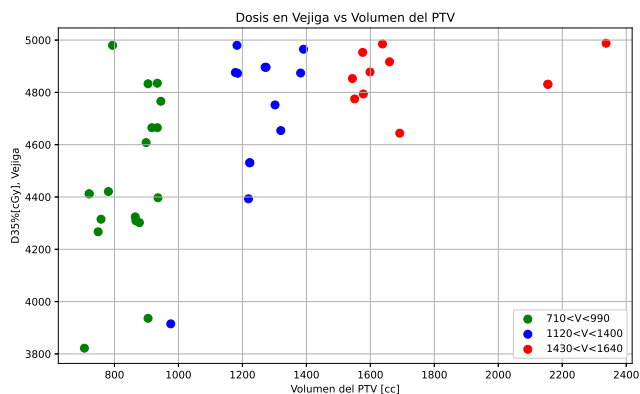
Considere que los diagramas de cajas en las figuras 8.10b y 8.10d indican que el volumen del PTV no es una variable determinante para decidir qué tan bien pueden protegerse el recto y la vejiga utilizando IMRT. El volumen del PTV sí influye en el promedio del volumen del OAR abarcado por su dosis de restricción pero los resultados de cada intervalo están tan dispersos que se traslapan entre sí.



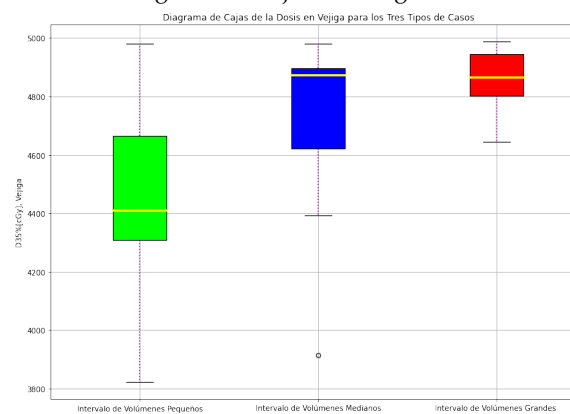
(a) Dosis que recibe el 35 % del recto.



(b) Diagrama de cajas de la Figura 8.10a.



(c) Dosis que recibe el 35 % de la vejiga.



(d) Diagrama de cajas de la Figura 8.10c

Figura 8.10: Los puntos están coloreados según el rango de volúmenes de su PTV asociado.

8 Resultados

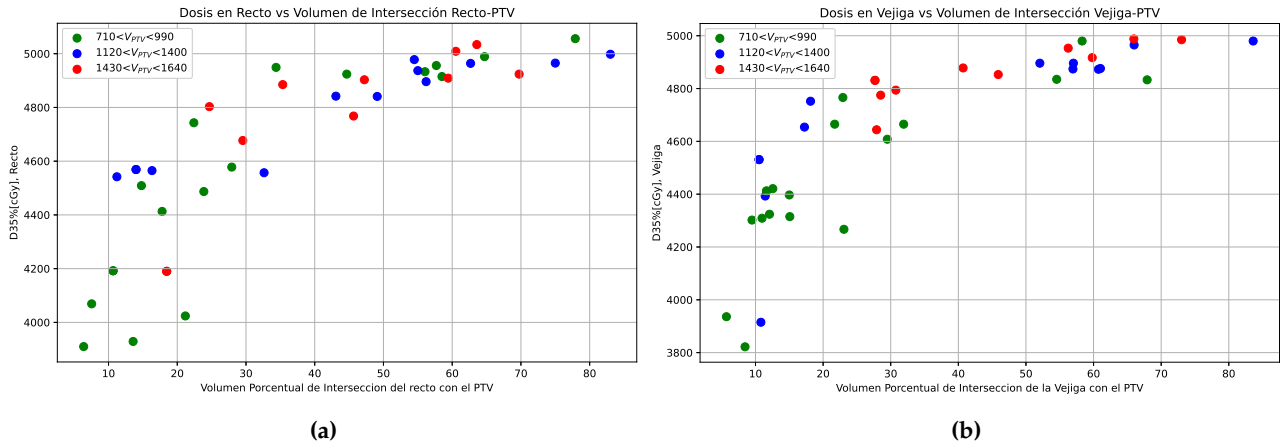


Figura 8.11

Otra variable de interés es el volumen de la intersección del OAR con el PTV. En las figuras 8.11a y 8.11b se observa una aparente dependencia entre esta variable y la dosis que recibe el volumen de restricción. El hecho de que no haya agrupaciones de puntos de un único color a lo largo de las gráficas es un resultado de lo observado en los diagramas de cajas en las Figuras 8.10b y 8.10d.

8.3.2. Ajuste del Volumen Cubierto por la Dosis de Restricción Utilizando la Función Logística

Uno de los objetivos al clasificar los casos por volumen del PTV era decidir qué restricción se podría alcanzar dependiendo de esta variable, por ejemplo a menor volumen el médico podría exigir una mejor protección. Sin embargo en la sección 8.3.1 se observa que la protección no está determinada por este volumen sino mas bien por el volumen de intersección del órgano en riesgo con el PTV. La tarea en esta sección será buscar una expresión matemática para esta dependencia.

La herramienta de programación utilizada es la función *curve_fit* de la librería *scipy.optimize* de Python 3.x. Esta herramienta requiere que los valores de las variables dependiente e independiente estén entre 0 y 1 por lo que la dosis se normaliza con respecto a la dosis de prescripción y el volumen de intersección respecto al volumen de intersección más grande.

Con el fin de describir los datos se propone la función logística. Hay varios parámetros sobre los que no tenemos control, o bien que no estamos tomando en cuenta en este estudio como la configuración de las láminas (el resultado no siempre es el mismo pues el proceso de optimización es estocástico), las dimensiones del paciente y por lo tanto la radiación secundaria por dispersión, por lo que estaremos interesados en encontrar la tendencia de los datos sin tomar en cuenta cómo se desvían, lo que se considerará como ruido estadístico en los datos.

Para describir los datos se propone una regresión logística que tiene la forma:

$$D35\%(x) = \frac{1}{1 + e^{-a(x-b)}} + c \quad (8.1)$$

Donde x es el volumen de intersección entre el órgano en riesgo y el PTV. La tarea con la regresión logística será determinar los parámetros a , b y c de la vejiga y del recto. No de las cabezas femorales pues en la muestra no se observó intersección de éstas con el PTV.

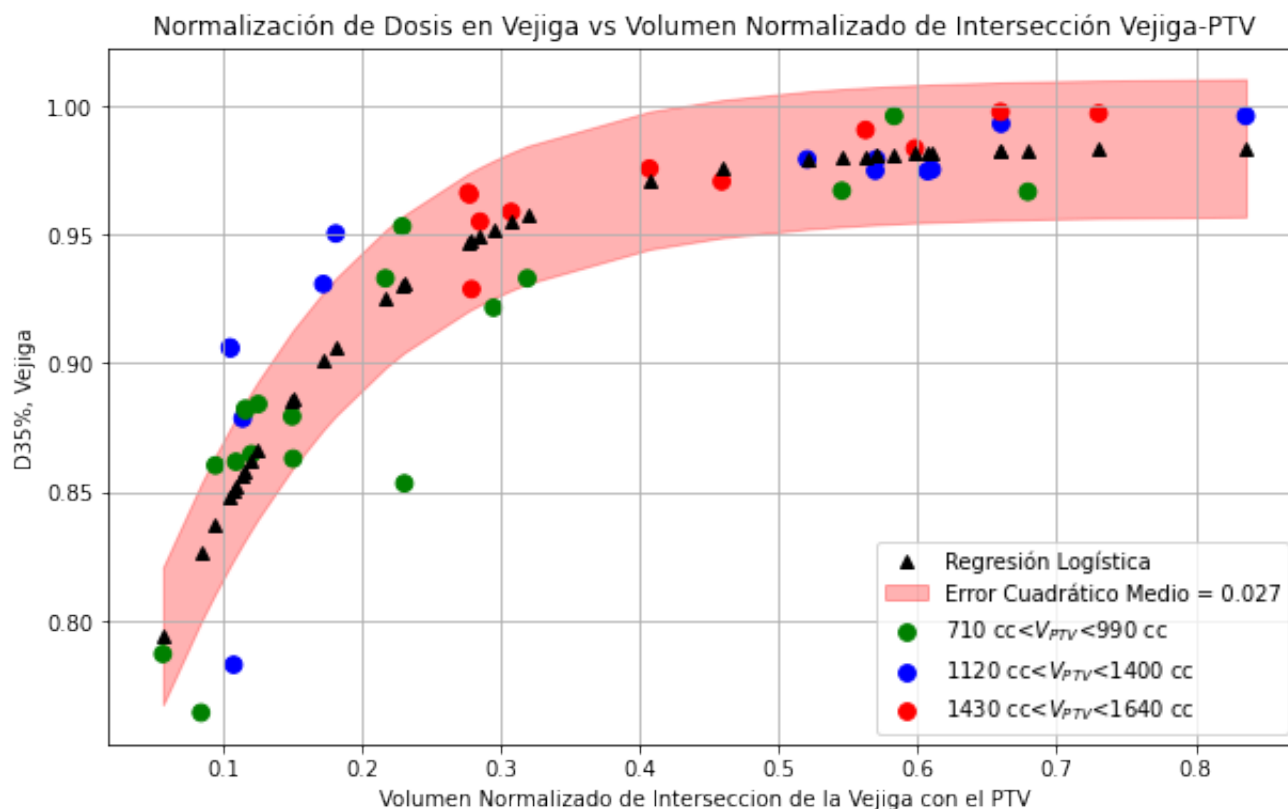


Figura 8.12: El ajuste de la función logística a la dosis en vejiga tiene un error cuadrático medio de 0.03 y $R^2 = 0.82$.

Parámetro	Valor
a	8.24
b	-0.12
c	-0.016

Cuadro 8.1: Parámetros de la regresión logística de la dosis normalizada (a la dosis de prescripción) recibida por el 35 % del volumen de la vejiga. Recordar que la variable independiente es el volumen de intersección (normalizado).

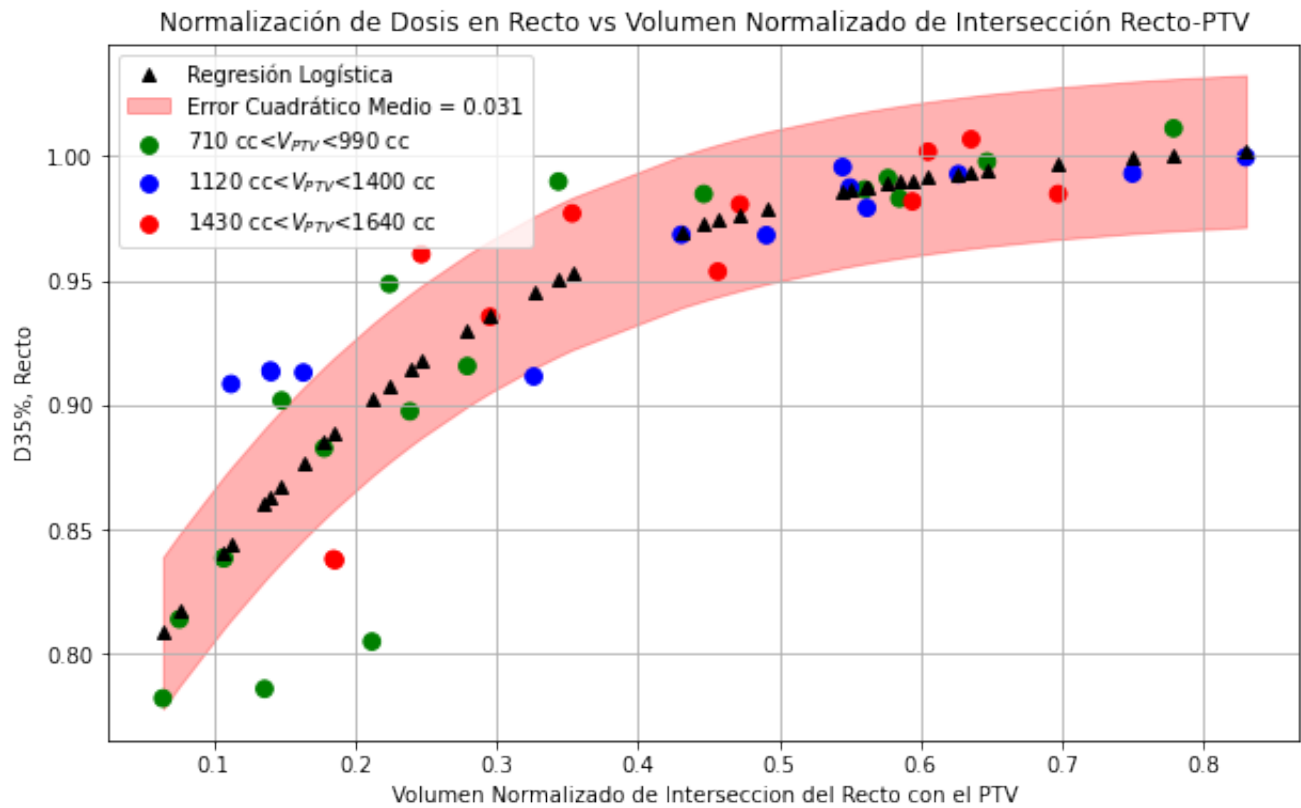


Figura 8.13: El ajuste de la función logística a la dosis en recto tiene un error cuadrático medio de 0.03 y $R^2 = 0.78$.

Parámetro	Valor
a	5.05
b	-0.21
c	0.01

Cuadro 8.2: Parámetros de la regresión logística de la dosis normalizada (a la dosis de prescripción) recibida por el 35 % del volumen del recto.

9 Conclusiones

1. La técnica tradicional de indicarle al sistema los parámetros de optimización resultó ser la más efectiva. Con ella se crearon las plantillas para cada intervalo de volúmenes de PTV. Las plantillas pueden consultarse en la sección 10, y contienen los parámetros de optimización propuestos para planificar utilizando las técnicas IMRT o VMAT.
2. Se propone utilizar la técnica 3D en los intervalos de volúmenes de PTV pequeños ($710 \text{ cc} < V_{ptv} < 990 \text{ cc}$) y grandes ($1430 \text{ cc} < V_{ptv} < 1640 \text{ cc}$), con el fin de que el paciente pueda iniciar tratamiento más rápido sin exceder las dosis de restricción del protocolo RTOG 0418. Utilizando la técnica 3D conformal para el intervalo de volúmenes de PTV grandes tres de los cinco órganos estudiados tienen distribuciones de dosis que cumplen con las restricciones del protocolo RTOG 0418. Aunque con esta técnica y en este intervalo las cabezas femorales no cumplen con el protocolo tampoco lo hacen con la técnica IMRT, por lo que no hay una diferencia considerable entre estas técnicas. En el intervalo de volúmenes pequeños al aplicar la técnica 3D conformal resulta que la planificación supera ligeramente la condición de restricción del RTOG 0418 para el recto pero satisface las restricciones de los otros cuatro órganos en riesgo.
3. Se sugiere no utilizar la técnica 3D en el intervalo de volúmenes medianos ($1120 \text{ cc} < V_{ptv} < 1400 \text{ cc}$) pues el recto sobrepasa la restricción del protocolo y en algunos de los casos también la sobrepasan las cabezas femorales. En estos casos es mejor aplicar la técnica IMRT o VMAT utilizando la plantilla A.
4. El volumen del PTV no es una variable determinante al momento de exigir el cumplimiento de una restricción, lo mejor es observar el volumen de intersección entre el órgano en riesgo y el PTV. El menor volumen posible del órgano en riesgo cubierto por la dosis de restricción se describe con una función logística dependiente del volumen de intersección con el PTV, como en 8.1.

Bibliografía

- [1] Consejo Nacional de Lucha Contra el Cáncer. Política nacional contra el cáncer, plan nacional 2010-2015. *Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social*, 2010.
- [2] IAEA-TECDOC-1588. Transition from 2d radiotherapy to 3d conformal and intensity modulated radiotherapy. *IAEA*, 2008.
- [3] Faiz M. Khan. The physics of radiation therapy, 5th edition. 2014.
- [4] American Association of Physicists in Medicine. Standardizing nomenclatures in radiation oncology, the report of aapm task group 263. 2018.
- [5] Radiation Therapy Oncology Group of the American College of Radiology. Rtog 0418. a phase ii study of intensity modulated radiation therapy (imrt) to the pelvis +/- chemotherapy for post-operative patients with either endometrial or cervical carcinoma. 1993.
- [6] International Commission on Radiation Units and Measurements. Icru 50. prescribing, recording and reporting photon beam therapy. 1993.
- [7] International Commission on Radiation Units and Measurements. Icru 83. prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (imrt). 1993.
- [8] International Commission on Radiation Units and Measurements. Icru 62. prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to icru report 50). *Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social*, 1999.

10 Anexos

En esta sección se muestran las plantillas creadas en este proyecto en el siguiente orden:

1. Plantilla para los volúmenes pequeños nombrada en el sistema como *CERV HAL PEQ*, Figura 10.1.
2. Plantilla para los volúmenes medianos nombrada en el sistema como *CERV HAL MED FIN* y en este trabajo como *plantilla A*, Figura 10.2.
3. Plantilla para los volúmenes grandes nombrada en el sistema como *CERV HAL GRANDE*, Figura 10.3.
4. Plantilla para los volúmenes medianos nombrada en el sistema como *CERV MEDIANO B* y en este trabajo solo como *Plantilla B*, Figuras 10.4 y 10.5.
5. Plantilla para los volúmenes medianos nombrada en el sistema como *CERV MEDIANO C* y en este trabajo solo como *Plantilla C*, Figuras 10.6 y 10.7.

Objectives								
Type	Color	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEUD a	Add
Point		Bladder	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Mean		FemoralHea...			1400.0	100		Remove ▼
Mean		FemoralHea...			1400.0	100		Remove ▼
Point		PTV_50	upper	0.0	5150.0	120		Remove ▼
Point		PTV_50	lower	100.0	5000.0	130		Remove ▼
Point		Rectum	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Point		BODY	upper	0.0	5200.0	800		Remove ▼
Mean		z_Rectum			2800.0	120		Remove ▼
Mean		z_Bladder			3000.0	80		Remove ▼
Point		z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	120		Remove ▼
Point		z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	130		Remove ▼

Figura 10.1: Plantilla para planificación IMRT y VMAT adecuada a PTVs con volumen pequeño, $710 \text{ cc} < V_{PTV} < 990 \text{ cc}$.

Objectives								
Type	Color	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEUD a	Add
Point	Yellow	Bladder	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Point	Green	FemoralHea...	upper	5.0	2500.0	70		Remove ▼
Mean	Green	FemoralHea...			1500.0	70		Remove ▼
Point	Light Green	FemoralHea...	upper	5.0	2500.0	70		Remove ▼
Mean	Light Green	FemoralHea...			1500.0	70		Remove ▼
Point	Brown	Rectum	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Point	Bright Green	BODY	upper	0.0	5200.0	600		Remove ▼
Point	Red	z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▼
Point	Red	z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	180		Remove ▼
Mean	Yellow	z_Bladder			3000.0	80		Remove ▼
Mean	Brown	z_Rectum			3000.0	90		Remove ▼
Point	Red	PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▼
Point	Red	PTV_50	lower	100.0	5000.0	160		Remove ▼

Figura 10.2: Plantilla A, elegida para planificación IMRT y VMAT adecuada a PTVs con volumen mediano, $1120 \text{ cc} < V_{PTV} < 1400 \text{ cc}$.

Objectives								
Type	Color	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEUD a	Add
Mean	Brown	z_Rectum			3000.0	80		Remove ▼
Mean	Yellow	z_Bladder			3000.0	80		Remove ▼
Point	Brown	Rectum	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Point	Yellow	Bladder	upper	0.0	5200.0	120		Remove ▼
Point	Bright Green	FemoralHea...	upper	5.0	3500.0	80		Remove ▼
Mean	Bright Green	FemoralHea...			2000.0	80		Remove ▼
Point	Bright Green	FemoralHea...	upper	5.0	3500.0	80		Remove ▼
Mean	Bright Green	FemoralHea...			2000.0	90		Remove ▼
Point	Bright Green	BODY	upper	0.0	5350.0	600		Remove ▼
Point	Red	PTV_1FIS	upper	0.0	5200.0	130		Remove ▼
Point	Red	PTV_1FIS	lower	100.0	5000.0	140		Remove ▼
Point	Red	z_PTV_50	upper	0.0	5200.0	130		Remove ▼
Point	Red	z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	150		Remove ▼

Figura 10.3: Plantilla para planificación IMRT y VMAT adecuada a PTVs con volumen grande, $1430 \text{ cc} < V_{PTV} < 2640 \text{ cc}$.

Objectives								
Type	Col...	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEU...	Add
Point		Bladder	upper	0.0	5200.0	200		Remove ▾
Point		Bladder	upper	83.4	2951.1	200		Remove ▾
Point		Bladder	upper	37.6	4514.2	200		Remove ▾
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	60		Remove ▾
Mean		FemoralHea...			1100.0	60		Remove ▾
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	60		Remove ▾
Mean		FemoralHea...			1100.0	60		Remove ▾
Point		PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▾
Point		PTV_50	lower	100.0	5000.0	160		Remove ▾
Point		Rectum	upper	0.0	5200.0	140		Remove ▾
Point		Rectum	upper	69.5	4300.0	140		Remove ▾
Point		Rectum	upper	25.8	4700.0	140		Remove ▾
Point		BODY	upper	0.0	5200.0	600		Remove ▾
Point		z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▾
Point		z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	180		Remove ▾
Mean		z_Bladder			3000.0	200		Remove ▾
Point		z_Bladder	upper	39.1	2946.9	200		Remove ▾
Point		z_Bladder	upper	10.1	3812.7	200		Remove ▾
Mean		z_Rectum			3500.0	140		Remove ▾
Point		z_Rectum	upper	80.0	3000.0	140		Remove ▾

Figura 10.4: Plantilla B resultante de la sección 7.1, para volúmenes medianos, $1120 \text{ cc} < V_{PTV} < 1400 \text{ cc}$.

Objectives								
Type	Col...	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEU...	Add
Point		Bladder	upper	83.4	2951.1	200		Remove ▾
Point		Bladder	upper	37.6	4514.2	200		Remove ▾
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	60		Remove ▾
Mean		FemoralHea...			1100.0	60		Remove ▾
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	60		Remove ▾
Mean		FemoralHea...			1100.0	60		Remove ▾
Point		PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▾
Point		PTV_50	lower	100.0	5000.0	160		Remove ▾
Point		Rectum	upper	0.0	5200.0	140		Remove ▾
Point		Rectum	upper	69.5	4300.0	140		Remove ▾
Point		Rectum	upper	25.8	4700.0	140		Remove ▾
Point		BODY	upper	0.0	5200.0	600		Remove ▾
Point		z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove ▾
Point		z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	180		Remove ▾
Mean		z_Bladder			3000.0	200		Remove ▾
Point		z_Bladder	upper	39.1	2946.9	200		Remove ▾
Point		z_Bladder	upper	10.1	3812.7	200		Remove ▾
Mean		z_Rectum			3500.0	140		Remove ▾
Point		z_Rectum	upper	80.0	3000.0	140		Remove ▾
Point		z_Rectum	upper	51.0	3200.0	140		Remove ▾

Figura 10.5: Continuación de la Plantilla B.

Objectives								
Type	Col...	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEU...	Add
Point		Bladder	upper	0.0	5200.0	200		Remove
Point		Bladder	upper	83.4	2951.1	200		Remove
Point		Bladder	upper	37.6	4514.2	200		Remove
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	100		Remove
Mean		FemoralHea...			1100.0	100		Remove
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	100		Remove
Mean		FemoralHea...			1100.0	100		Remove
Point		PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove
Point		PTV_50	lower	100.0	5000.0	160		Remove
Point		Rectum	upper	0.0	5200.0	140		Remove
Point		Rectum	upper	69.5	4300.0	140		Remove
Point		Rectum	upper	25.8	4700.0	140		Remove
Point		BODY	upper	0.0	5200.0	600		Remove
Point		z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove
Point		z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	180		Remove
Mean		z_Bladder			3000.0	200		Remove
Point		z_Bladder	upper	39.1	2946.9	200		Remove
Point		z_Bladder	upper	10.1	3812.7	200		Remove
Mean		z_Rectum			3500.0	140		Remove

Figura 10.6: Plantilla C, para volúmenes medianos. Es igual que B pero con mayor prioridad a las cabezas femorales

Objectives								
Type	Col...	Structure	Limit	Vol [%]	[cGy]	Priority	gEU...	Add
Point		Bladder	upper	37.6	4514.2	200		Remove
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	100		Remove
Mean		FemoralHea...			1100.0	100		Remove
Point		FemoralHea...	upper	5.0	3400.0	100		Remove
Mean		FemoralHea...			1100.0	100		Remove
Point		PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove
Point		PTV_50	lower	100.0	5000.0	160		Remove
Point		Rectum	upper	0.0	5200.0	140		Remove
Point		Rectum	upper	69.5	4300.0	140		Remove
Point		Rectum	upper	25.8	4700.0	140		Remove
Point		BODY	upper	0.0	5200.0	600		Remove
Point		z_PTV_50	upper	0.0	5150.0	140		Remove
Point		z_PTV_50	lower	100.0	5000.0	180		Remove
Mean		z_Bladder			3000.0	200		Remove
Point		z_Bladder	upper	39.1	2946.9	200		Remove
Point		z_Bladder	upper	10.1	3812.7	200		Remove
Mean		z_Rectum			3500.0	140		Remove
Point		z_Rectum	upper	80.0	3000.0	140		Remove
Point		z_Rectum	upper	51.0	3200.0	140		Remove

Figura 10.7: Continuación de la Plantilla C.

A continuación un poco del código utilizado para crear los DVH's de las estructuras.

Código para Comparación de DVH's Promedio

5 de marzo de 2022

```
[1]: import numpy as np
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import math
```

```
[2]: from matplotlib import pyplot as plt
```

```
[3]: A1 = pd.read_csv("20_Med.txt", delim_whitespace=True)
A2 = pd.read_csv("20Pareto.txt", delim_whitespace=True)
A3 = pd.read_csv("20ParetoB.txt", delim_whitespace=True)

DICCS1 = [A1]
DICCS2 = [A2]
DICCS3 = [A3]

L1 = 21
L2 = 31
for i in range(L1, L2+1):
    if i!=25:
        B1 = pd.read_csv(str(i)+"_Med.txt", delim_whitespace=True)
        A1 = A1 + B1
        B2 = pd.read_csv(str(i)+"Pareto.txt", delim_whitespace=True)
        A2 = A2 + B2          #hacer lista de diccionarios
        B3 = pd.read_csv(str(i)+"ParetoB.txt", delim_whitespace=True)
        A3 = A3 + B3          #hacer lista de diccionarios
        DICCS1.append(B1)
        DICCS2.append(B2)
        DICCS3.append(B3)
A1 = A1.dropna()
A2 = A2.dropna()
A3 = A3.dropna()

promedio1 = A1/(L2-L1 + 1)
promedio2 = A2/(L2-L1 + 1)
promedio3 = A3/(L2-L1 + 1)
```

```
[4]: desviacion1 = []

for j in range(len(promedio1["Dose_[cGy]"))):
    ratios1 = []
    for i in DICCS1:
        ratios1.append(i["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"][j]) #j esimo valor
    desviacion1.append(np.std(ratios1))
promedio1["Desviacion_Estandar"] = desviacion1 #tomar el promedio de los promedios?
```

```
[5]: desviacion2 = []

for j in range(len(promedio2["Dose_[cGy]"))):
    ratios2 = []
    for i in DICCS2:
        ratios2.append(i["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"][j]) #j esimo valor
```

```
desviacion2.append(np.std(ratios2))
promedio2["Desviacion_Estandar"] = desviacion2 #tomar el promedio de los promedios?
```

```
[6]: desviacion3 = []

for j in range(len(promedio3["Dose_[cGy]"))):
    ratios3 = []
    for i in DICCS3:
        ratios3.append(i["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"][j]) #j esimo valor
    desviacion3.append(np.std(ratios3))
promedio3["Desviacion_Estandar"] = desviacion3 #tomar el promedio de los promedios?
```

```
[7]: from matplotlib.pyplot import figure
```

```
[9]: vol_prom1 = promedio1["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"]
vol_prom2 = promedio2["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"]
vol_prom3 = promedio3["Ratio_of_Total_Structure_Volume_[%]"]

dosis1 = promedio1["Relative_dose_[%]"]
dosis2 = promedio2["Relative_dose_[%]"]
dosis3 = promedio3["Relative_dose_[%]"]

desvmed1= desviacion1/np.sqrt(L2+1-L1) #Desviacion estandar de la media
desvmed2= desviacion2/np.sqrt(L2+1-L1) #Desviacion estandar de la media
desvmed3= desviacion3/np.sqrt(L2+1-L1) #Desviacion estandar de la media

figure(figsize=(15, 10), dpi=80)

plt.plot(dosis1, vol_prom1, lw=2, label='Recto, plantilla A', color='blue')
plt.plot(dosis2, vol_prom2, lw=2, label='Recto, plantilla B', color='red')
plt.plot(dosis3, vol_prom3, lw=2, label='Recto, plantilla C', color='green')

plt.fill_between(dosis1, vol_prom1+desvmed1, vol_prom1-desvmed1, facecolor='blue',
    ↪alpha=0.5)
plt.fill_between(dosis2, vol_prom2+desvmed2, vol_prom2-desvmed2, facecolor='red',
    ↪alpha=0.5)
plt.fill_between(dosis3, vol_prom3+desvmed3, vol_prom3-desvmed3, facecolor='green',
    ↪alpha=0.5)

plt.title(r'DVH-Recto')
plt.legend(loc='upper left')
plt.xlabel('Relative Dosis [%]')
plt.ylabel('Relative Volume [%]')
plt.grid()
plt.savefig('Rectum.eps', bbox_inches='tight')
plt.savefig('Rectum.png', bbox_inches='tight')

plt.show()
```