Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
Facultad de Ciencias Físicas
Escuela Profesional de Física

Análisis comparativo entre las técnicas de tratamiento 3D CRT y VMAT en cáncer de mama con compromiso supraclavicular utilizando los sistemas de planificación XIO y MONACO

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciado en Física

AUTOR

José Antonio CENTENO RAMOS

ASESORES

Eduardo Bécquer CARRASCO SOLÍS

José Fernando MÁRQUEZ PACHAS

Lima, Perú

2021



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Centeno, J. (2021). *Análisis comparativo entre las técnicas de tratamiento 3D CRT y VMAT en cáncer de mama con compromiso supraclavicular utilizando los sistemas de planificación XIO y MONACO*. Tesis para optar el título de Licenciado en Física. Escuela Profesional de Física, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú.

Hoja de metadatos complementarios

Código ORCID del autor	0000 – 0003 – 3041 – 1743
DNI o pasaporte del autor	46757185
Código ORCID del asesor	0000 – 0001 – 6274 – 6789
DNI o pasaporte del asesor	–––
Grupo de investigación	–––
Agencia financiadora	INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS.
Ubicación geográfica donde se desarrolló la investigación	Coordenada Geográfica: Latitud: 12°6'44.3''S; Longitud: 76°59'54.05''W Ubicación: Av. Angamos 2520, Distrito de Surquillo, Provincia de Lima, Región Lima.
Año o rango de años en que se realizó la investigación	2018
Disciplinas OCDE	1.03.04 -- Física nuclear. https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#1.03.00 3.02.12 -- Radiología, Medicina nuclear, Imágenes médicas. https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.00 3.02.21 – Oncología. https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.00

Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS EN LA MODALIDAD VIRTUAL PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA

Siendo las 17:00 horas del miércoles 27 de enero del 2021, en la Sala de Sesión Virtual de la Facultad de Ciencias Físicas, bajo la Presidencia del Dr. Galo Patiño Camargo, el Dr. Raúl Félix Carita Montero (Miembro), el Mg. Eduardo Bécquer Carrasco Solís (Asesor), el Mg. José Fernando Márquez Pachas (Co-asesor) y el Mg. Eduardo Custodio Chung (Suplente), se dio inicio a la Sesión Pública Virtual de Sustentación de Tesis para la obtención del Título Profesional de Licenciado en Física, mediante la Modalidad M1-Por Sustentación y Aprobación de Tesis Profesional, del Bachiller:

JOSÉ ANTONIO CENTENO RAMOS

El Presidente del Jurado en primer lugar dio lectura al documento formal que designa al Jurado y aprueba el acto de sustentación de la Tesis, así como el Resumen del Expediente e invitó al citado Bachiller a realizar la presentación y exposición de su Tesis titulada:

"Análisis comparativo entre las técnicas de tratamiento 3D-CRT y VMAT en cáncer de mama con compromiso supraclavicular utilizando los sistemas de planificación Xio y Mónaco"

Concluida la exposición del candidato y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente del Jurado con el apoyo de la Unidad de Informática, invitó al Bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión Virtual, para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado el Dr. Galo Patiño Camargo invitó al candidato y al público en general a pasar a la Sala de Sesión Virtual, para dar lectura al Acta de Calificación, en cuyo contenido se ha registrado la nota obtenida por el bachiller, la misma que ha sido de:

18	**DIECIOCHO**
.....	.....
(NÚMERO)	(LETRAS)

Habiendo concluido la Sustentación de la Tesis, el Presidente del Jurado, remitirá el Acta al Vicedecano Académico de la Facultad de Ciencias Físicas, quien la suscribirá dando fe de la realización del acto virtual de manera remota.

El Acta de Calificación será remitida al Director de la Escuela Profesional de Física quien a su vez solicitará la aprobación del Consejo de Facultad para el otorgamiento del Título Profesional de Licenciado en Física al Bachiller José Antonio Centeno Ramos.

Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

Siendo las 18:06 horas, se dio por concluido el acto académico, expidiéndose tres (03) Actas originales de la Sustentación de la Tesis.

Ciudad Universitaria, 27 de enero de 2021.

Dr. Galo Patiño Camargo
PRESIDENTE

Dr. Raúl Félix Carita Montero
MIEMBRO

Mg. Eduardo Bécquer Carrasco Solís
ASESOR

Mg. José Fernando Márquez Pachas
CO-ASESOR

Mg. Eduardo Custodio Chung
SUPLENTE

UNMSM
Firmado digitalmente por LOZANO BARTRA Whualkuer Enrique FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 10.02.2021 10:04:54 -05:00

Dr. Whualkuer Enrique Lozano Bartra
VICEDECANO ACADÉMICO (E)

Datos de la plataforma virtual institucional del acto de sustentación:

Enlace:

https://zoom.us/j/94762684283?pwd=aldjNU1HNHY0eUhacWNUZzUzdEE4Zz09

ID de reunión: 947 6268 4283

Código de acceso: 025740

Grabación archivada en: https://fb.watch/3nTh2uDQbP/

TÍTULO:

"ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE LAS TÉCNICAS DE TRATAMIENTO 3D CRT Y VMAT EN CÁNCER DE MAMA CON COMPROMISO SUPRACLAVICULAR UTILIZANDO LOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN XIO Y MONACO"

ASESOR:

Mg. Carrasco Solís, Eduardo Bécquer.

CO ASESOR:

Mg. Márquez Pachas, Jose Fernando.

MIEMBROS DEL JURADO:

Dr. Galo Patiño Camargo (Presidente).
Dr. Raúl Felix Carita Montero (Miembro).
Mg. Eduardo Custodio Chung (Suplente).

DEFENSA:

27 de enero del 2021.

A mis padres Alejandrina Ramos Fernandez
y Julian Centeno Ludeña
por sus lecciones y experiencias, y
a mis hermanos por la paciencia
y el cariño brindado.

Agradecimientos

En primero lugar quiero agradecer al Mg. Eduardo B. Carrasco Solís, por su apoyo, paciencia, enseñanza, compromiso, exigencia y sobre todo su amistad, que fueron trascendentales para la realización del presente proyecto de tesis.

Quiero agradecer al Mg. Jose F. Marquez Pachas, por sus enseñanzas, su amistad, su interés en realizar este proyecto y la oportunidad brindada hacia mi persona.

Quiero agradecer al Dr. Galo Patiño Camargo, por su apoyo, enseñanzas, consejos y también su gran amistad, durante todo el periodo del proyecto.

Quiero agradecer al Mg. Eduardo Custodio y al Mg. Navor Figueroa, por sus consejos, enseñanzas, apoyo, amistad y confianza brindada.

Quiero agradecer al personal del área de radioterapia por el apoyo y las enseñanzas que me brindaron durante el tiempo que estuve dentro de las instalaciones del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), en especial al Mg. Carlos Herrera y al Lic. Jonathan Pacheco.

Quiero agradecer al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas por la oportunidad brindada durante mis practicas pre-profesionales y de esta manera facilitarme el uso de los equipos necesarios para este proyecto.

Índice de contenidos

Agradecimientos vii

Índice de contenidos ix

Índice de figuras xv

Índice de tablas xxi

Resumen xxiii

Abstract xxv

1. Introducción 1

1.1. Antecedentes 1

1.2. Objetivos 2

1.2.1. Objetivos específicos 2

2. Fundamento Teórico 3

2.1. Radiaciones Ionizantes 3

2.1.1. Radiación directamente e indirectamente ionizante 3

2.1.2. Transferencia lineal de energía (LET) 4

2.2. Interacción de las Partículas Cargadas con la Materia 4

2.2.1. Transferencia de energía de una partícula cargada sobre un medio 5

2.2.2. Poder de frenado (stoping power) 6

2.2.3. Rango de las partículas cargadas 9

2.3. Interacción de la Radiación Electromagnética con la Materia 9

2.3.1. Absorción fotoeléctrica 9

2.3.2. Dispersión compton 10

2.3.3. Producción de pares 11

2.4. Atenuación de Rayos X y Rayos Gamma 12

2.4.1. Coeficiente de atenuación lineal 12

2.4.2. Coeficiente de atenuación másico 12

2.4.3. Capa semirreductora (Half-Value Layer) y capa decimorreductora (Tenth-Value Layer) . . . 13
2.5. Magnitudes Dosimétricas . . . 14
2.5.1. Coeficiente de transferencia de energía másico y Kerma . . . 14
2.5.2. Depósito de energía y energía impartida . . . 14
2.5.3. Coeficiente de absorción de energía másico y dosis absorbida . . . 15
2.5.4. Exposición . . . 15
2.6. Descripción de un Haz de Fotones Clínico . . . 16
2.6.1. Distribución de dosis en profundidad debido a un haz de fotones 16
2.7. Radioterapia Conformada Tridimensional y Radioterapia de Intensidad Modulada . . . 17
2.7.1. Radioterapia conformada tridimensional . . . 18
2.7.2. Radioterapia de intensidad modulada . . . 18
2.8. Consideraciones clínicas para un haz de fotones . . . 18
2.8.1. Puntos de referencia . . . 18
2.8.2. Volúmenes o estructuras . . . 19
2.8.3. Curvas de Isodosis e Histograma Dosis - Volumen (DVH) . . . 20
2.8.4. Distribución de dosis . . . 21

3. Materiales **23**
3.1. Pacientes y Dosis Prescrita . . . 23
3.1.1. Selección de pacientes . . . 23
3.1.2. Prescripción de dosis . . . 23
3.1.3. Delimitación de estructuras anatómicas . . . 24
3.2. Sistema de Planificación de Tratamientos (Treatment Planning System - TPS) . . . 26
3.2.1. Sistema de planificación XIO . . . 27
3.2.2. Sistema de planificación MONACO . . . 27
3.3. Radioterapia Convencional 3D (3D CRT) vs la Terapia Volumétrica de Arcos Modulados (VMAT). . . . 28
3.4. Algoritmos de Cálculo . . . 29
3.4.1. Algoritmo de Convolución - Superposición . . . 29
3.4.2. Algoritmo Pencil Beam . . . 31
3.4.3. Algoritmo Monte Carlo . . . 32

4. Procedimiento Experimental **33**
4.1. Tratamientos Mediante la Técnica de Radioterapia Conformada en 3D. 33
4.2. Tratamientos Mediante la Terapia Volumétrica de Arcos Modulados . . 47

5. Resultados y Análisis **53**
5.1. Volúmenes de las regiones de interés (ROI) . . . 53
5.2. PTV . . . 54
5.2.1. PTV MAMA . . . 54
5.2.2. PTV SCV/ASCV . . . 57
5.3. Órganos de riesgo . . . 60
5.3.1. Pulmón Izquierdo . . . 60
5.3.2. Corazón . . . 63
5.3.3. Médula espinal . . . 66
5.3.4. Pulmón derecho . . . 69
5.4. Parámetros del PTV MAMA . . . 72
5.4.1. Índice de conformidad con respecto al grosor y la curvatura de mama interna . . . 72
5.4.2. Índice de homogeneidad con respecto al grosor y curvatura de mama interna . . . 73
5.4.3. Cobertura de dosis $V_{3805cGy}$ en el PTV MAMA con respecto al grosor y curvatura de mama interna. . . . 74
5.4.4. Cobertura de dosis en el pulmón izquierdo y corazón con respecto al grosor y curvatura de mama interna . . . 74

6. Conclusiones **79**
6.1. Recomendaciones . . . 80
6.2. Trabajos futuros . . . 80

A. Cálculo de Dosis en Haz de Fotones **81**
A.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) . . . 81
A.2. Razón Tejido - Fantoma TPR (Razón Tejido-Máximo TMR) . . . 82
A.3. Campo Cuadrado Equivalente (ESQ) . . . 83
A.4. Factor de Dispersión Máxima (PSF) . . . 84
A.5. Razón Tejido-Aire (TAR) . . . 84

B. Comparación Entre 2 Poblaciones Normales (Diferencias de Medias). **87**
B.1. Comparación de las Varianzas en Ambas Técnicas . . . 87
B.2. Prueba "t" de Student. . . . 88
B.2.1. Varianzas iguales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$) . . . 88
B.2.2. Varianzas desiguales ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$) . . . 90
B.3. "p" Valor . . . 92

C. Imágenes Obtenidas del TPS XIO - Técnica 3D CRT **95**
C.1. XIO - Paciente 1 . . . 96

C.2. XIO - Paciente 2 . . . 97
C.3. XIO - Paciente 3 . . . 98
C.4. XIO - Paciente 4 . . . 99
C.5. XIO - Paciente 5 . . . 100
C.6. XIO - Paciente 6 . . . 101
C.7. XIO - Paciente 7 . . . 102
C.8. XIO - Paciente 8 . . . 103
C.9. XIO - Paciente 9 . . . 104
C.10.XIO - Paciente 10 . . . 105
C.11.XIO - Paciente 11 . . . 106
C.12.XIO - Paciente 12 . . . 107
C.13.XIO - Paciente 13 . . . 108
C.14.XIO - Paciente 14 . . . 109
C.15.XIO - Paciente 15 . . . 110
C.16.XIO - Paciente 16 . . . 111
C.17.XIO - Paciente 17 . . . 112
C.18.XIO - Paciente 18 . . . 113
C.19.XIO - Paciente 19 . . . 114

D. Imágenes Obtenidas del TPS MONACO - Técnica VMAT **115**
D.1. MONACO - Paciente 1 . . . 116
D.2. MONACO - Paciente 2 . . . 117
D.3. MONACO - Paciente 3 . . . 118
D.4. MONACO - Paciente 4 . . . 119
D.5. MONACO - Paciente 5 . . . 120
D.6. MONACO - Paciente 6 . . . 121
D.7. MONACO - Paciente 7 . . . 122
D.8. MONACO - Paciente 8 . . . 123
D.9. MONACO - Paciente 9 . . . 124
D.10.MONACO - Paciente 10 . . . 125
D.11.MONACO - Paciente 11 . . . 126
D.12.MONACO - Paciente 12 . . . 127
D.13.MONACO - Paciente 13 . . . 128
D.14.MONACO - Paciente 14 . . . 129
D.15.MONACO - Paciente 15 . . . 130
D.16.MONACO - Paciente 16 . . . 131
D.17.MONACO - Paciente 17 . . . 132
D.18.MONACO - Paciente 18 . . . 133
D.19.MONACO - Paciente 19 . . . 134

E. Tabla de la Distribución "F" **135**

F. Tabla de la Distribución "t" de Student **137**

G. Tabla de la Distribución Normal **139**

Bibliografía **141**

Índice

Índice de figuras

2.1. Comparación de los tres tipos de colisión en el átomo para una partícula cargada. 6
2.2. La gráfica izquierda muestra el aumento del poder de frenado por radiación, cuando la energía cinética de los electrones aumenta; mientras que, la gráfica derecha indica que a bajas energías el poder de frenado colisional es alto y se vuelve prácticamente constante cuando aumenta la energía cinética de los electrones. 9
2.3. (a) Proceso de absorción fotoeléctrica y (b) Emisión de rayos X fluorescentes. 10
2.4. Proceso de dispersión Compton. 11
2.5. Proceso de Producción de Pares. 11
2.6. Coeficientes de atenuación másico en tejido blando para las interacciones de absorción fotoeléctrica, dispersión coherente de rayleigh, dispersión compton y producción de pares 13
2.7. Dosis en profundidad para una haz de fotones de 15MV. 17

3.1. Volúmenes obtenidos de la interfaz gráfica del planificador XIO. 24
3.2. Interfaz gráfica obtenido del planificador XIO. 27
3.3. Interfaz gráfica del sistema de planificación MONACO. 28
3.4. Dosis calculada por convolución para un medio homogéneo. 30

4.1. Campo tangente interno para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 34
4.2. Campo tangente externo para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 34
4.3. Campo tangente interno segmentado para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 34
4.4. Campo tangente externo segmentado para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 35
4.5. multiláminas de la tangente interna para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 35

4.6. multiláminas de la tangente externa para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 36
4.7. multiláminas de la tangente interna segmentada para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 36
4.8. multiláminas de la tangente externa segmentada para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 36
4.9. Campo anterior para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 39
4.10. Campo posterior oblicuo para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 39
4.11. Campo anterior segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 40
4.12. Campo posterior oblicuo segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 40
4.13. Multiláminas del campo anterior para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 41
4.14. Multiláminas del campo posterior oblicuo para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 41
4.15. Multiláminas del campo anterior segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 41
4.16. Multiláminas del campo posterior oblicuo segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 42
4.17. Todos los campos utilizados en el tratamiento de la paciente 11 y obtenidos de la interfaz gráfica XIO. 44
4.18. Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO. 44
4.19. Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO. 44
4.20. Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV TOTAL obtenido de la interfaz gráfica XIO. 45
4.21. Histograma Dosis - Volumen obtenido de la interfaz gráfica XIO. 45
4.22. Parámetros de la mama izquierda obtenidos de la interfaz gráfica XIO. 46
4.23. Información de la prescripción y campos, obtenidos de la interfaz gráfica MONACO. 47
4.24. Función de costo Target EUD obtenido de la interfaz MONACO. 49
4.25. Función de costo Quadratic Overdose obtenido de la interfaz MONACO. 49
4.26. Función de costo Target Penalty obtenido de la interfaz MONACO. . . 49
4.27. Función de costo Serial obtenido de la interfaz MONACO. 50
4.28. Función de costo Parallel obtenido de la interfaz MONACO. 50

4.29. Funciones de costo obtenidos del TPS MONACO. 50
4.30. Imagen del PTV MAMA obtenida de la interfaz gráfica MONACO. . . 51
4.31. Valores de dosis obtenidos del TPS MONACO. 51
4.32. Histograma Dosis - Volumen obtenidos de la interfaz gráfica MONACO. 52

5.1. Comparación en la cobertura de dosis al 95 % de la dosis prescrita con respecto al 95 % del volumen para el PTV MAMA. 57
5.2. Comparación en la cobertura de dosis al 95 % de la dosis prescrita con respecto al 95 % del volumen para el PTV SCV/ASCV. 60
5.3. Razón entre valores de porcentajes en el pulmón izquierdo para dosis iguales a 10 Gy, 20 Gy y 30 Gy. 63
5.4. Razón entre valores de porcentajes en el corazón para dosis iguales a 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy. 66
5.5. Razón entre valores de porcentajes en la médula espinal para dosis iguales a 5 Gy y 10 Gy. 69
5.6. Razón entre valores de porcentajes en el pulmón derecho para dosis iguales a 1 Gy y 2 Gy. 72
5.7. Dependencia del índice de conformidad con respecto al grosor y curvatura interna de la mama. 73
5.8. Dependencia del índice de conformidad con respecto al grosor y curvatura interna de la mama. 73
5.9. Resultados de la cobertura al 95 % de la dosis prescrita, con respecto al grosor y curvatura interna de la mama. 74
5.10. Resultados de la dosis al 30 % del pulmón izquierdo con respecto al grosor y curvatura interna de la mama. 75
5.11. Resultados de la dosis al 10 % del corazón con respecto al grosor y curvatura interna de la mama. 75

A.1. Porcentaje de dosis en profundidad. 81
A.2. Representación gráfica del TPR. 83
A.3. Representación gráfica del PSF. 84
A.4. Representación gráfica del TAR. 85

B.1. Representación de la distribución F. 88
B.2. Prueba de hipótesis para dos muestras con varianzas iguales. 90
B.3. Prueba de hipótesis para dos muestras con varianzas desiguales. 92
B.4. Prueba de hipótesis de dos muestras para el cálculo del "p" valor. . . . 92

C.1. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 1. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 96
C.2. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 2. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 97
C.3. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 3. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 98
C.4. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 4. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 99
C.5. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 5. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 100
C.6. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 6. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 101
C.7. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 7. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 102
C.8. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 8. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 103
C.9. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 9. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 104
C.10. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 10. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 105
C.11. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 11. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 106
C.12. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 12. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 107
C.13. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 13. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 108

C.14. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 14. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 109

C.15. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 15. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 110

C.16. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 16. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 111

C.17. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 17. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 112

C.18. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 18. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 113

C.19. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 19. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 114

D.1. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 1. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 116

D.2. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 2. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 117

D.3. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 3. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 118

D.4. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 4. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 119

D.5. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 5. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 120

D.6. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 6. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 121

D.7. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 7. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 122
D.8. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 8. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 123
D.9. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 9. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 124
D.10. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 10. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 125
D.11. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 11. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 126
D.12. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 12. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 127
D.13. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 13. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 128
D.14. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 14. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 129
D.15. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 15. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 130
D.16. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 16. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 131
D.17. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 17. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 132
D.18. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 18. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 133
D.19. Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 19. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen. . . 134

Índice de tablas

2.1. Valores LET en diversos haces de radiación. 4

3.1. Volumen del PTV MAMA, PTV ASCV/SCV, pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal; obtenidos del planificador XIO. . . . 25
3.2. Volumen del PTV MAMA, PTV ASCV/SCV, pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal; obtenidos del planificador MONACO. 26

4.1. Ángulos del gantry utilizados para el tratamiento del PTV MAMA. . . 37
4.2. Dosis por cada haz en el tratamiento del PTV MAMA. 38
4.3. Ángulo del gantry y el colimador utilizados para el PTV SCV/ASCV. . 42
4.4. Dosis por cada haz en el tratamiento del PTV SCV/ASCV. 43
4.5. Parámetros obtenidos de un corte axial centrado en la mama izquierda. 46
4.6. Ángulos iniciales del gantry, arcos recorridos por el gantry y ángulos de los colimadores utilizados para ambos PTV. 48

5.1. Comparación de volúmenes en XIO y MONACO. 54
5.2. Métricas de evaluación para el PTV MAMA. 55
5.3. Dosis al 50 %, 2 % y 98 % del volumen para el PTV MAMA. 55
5.4. Dosis al 95 % de la dosis prescrita, índice de conformidad e índice de homogeneidad para el PTV MAMA. 56
5.5. Métricas de evaluación para el PTV SCV/ASCV. 58
5.6. Dosis al 50 %, 2 % y 98 % del volumen para el PTV SCV/ASCV. 58
5.7. Dosis al 95 % de la dosis prescrita, índice de conformidad e índice de homogeneidad para el PTV SCV/ASCV. 59
5.8. Métricas de evaluación para el pulmón izquierdo. 61
5.9. Dosis media, dosis máxima y dosis al 30 % del volumen para el pulmón izquierdo. 61
5.10. Porcentajes del volumen para dosis de 10 Gy, 20 Gy y 30 Gy en el pulmón izquierdo. 62
5.11. Métricas de evaluación para el corazón. 64
5.12. Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el corazón. 64

5.13. Porcentaje del volumen para dosis de 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy en el corazón. 65
5.14. Métricas de evaluación para la médula espinal. 67
5.15. Dosis media, dosis máxima y dosis al 2 % del volumen para la médula espinal. 67
5.16. Porcentaje del volumen para dosis de 5 Gy y 10 Gy en la médula espinal. 68
5.17. Métricas de evaluación para el pulmón derecho. 70
5.18. Dosis media, dosis máxima y dosis al 15 % del volumen para el pulmón derecho. 70
5.19. Porcentaje del volumen para dosis de 1 Gy y 2 Gy en el pulmón derecho. 71
5.20. Parámetros obtenidos de un corte axial en el PTV MAMA. 76
5.21. Resultados obtenidos para el cálculo de la curvatura interna de mama. 77

B.1. Resultado de la distribución "F" y su regla de decisión. 93
B.2. Los valores del "t" crítico, "t" obtenido y la regla de decisión. 94

Resumen

El cáncer de mama es la neoplasia maligna más común en mujeres de todo el mundo y se estima un aumento de nuevos casos debido a una detección tardía y/o falta de diagnóstico; debido a ello, en la actualidad existen diversas técnicas como la radioterapia, para el tratamiento de dicha neoplasia. El objetivo de este proyecto es realizar un análisis comparativo entre las técnicas de tratamiento en radioterapia convencional 3D (3D CRT) y la terapia volumétrica de arcos modulados (VMAT) para el cáncer de mama izquierdo con compromiso axilo-supraclavicular. En la elaboración del proyecto se utilizaron los sistemas de planificación de tratamiento XIO y MONACO, ambos de la marca Elekta; el primero proporciona herramientas de planificación y revisión, y un cálculo de dosis rápida; mientras que el segundo permite optimizar la dosis con diferentes funciones mediante un algoritmo de cálculo más preciso. Seleccionamos diecinueve pacientes para ser simulados y planificados mediante la técnica 3D CRT y VMAT siendo el tipo de tratamiento hipofraccionado, de 4005 cGy, en 15 sesiones. Los tratamientos en 3D CRT se desarrollaron mediante cuatro campos estáticos, en la zona mamaria, y entre uno o cuatro campos, en la zona axilo-supraclavicular; mientras que para la técnica VMAT se emplearon entre uno o cuatro arcos dinámicos, en ambas zonas afectadas. Dentro de los resultados se obtuvo que la técnica VMAT tiene una mejor distribución de dosis; pero a dosis bajas la técnica 3D CRT resultó ser óptima, debido a que VMAT irradia más al paciente con dosis bajas. Con respecto al índice de homogeneidad e índice de conformidad; en la primera, VMAT resulto ser superior, mientras que la segunda no hay una diferencia estadísticamente significativa. En alusión a los órganos de riesgo (OARs); la $D_{30\,\%}$, $D_{15\,\%}$ y $D_{10\,\%}$ en el pulmón izquierdo, pulmón derecho y corazón, respectivamente, resultaron óptimos en la técnica 3D CRT; mientras que, la $D_{2\,\%}$ en la médula espinal resulto ser óptima en la técnica VMAT. Sin embargo, a dosis altas las coberturas del volumen se reducen rápidamente en VMAT a diferencia del pulmón derecho que resulto totalmente óptimo en 3D CRT. Por ello, se concluye según los datos del estudio que: los mejores resultados se obtuvieron mediante la técnica VMAT; sin embargo, la primera alternativa para el tratamiento en mama es la técnica 3D CRT, debido a que el volumen irradiado a dosis bajas es considerablemente pequeño.

Palabras clave: RADIOTERAPIA, TÉCNICAS DE TRATAMIENTO, SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

Abstract

Breast cancer is the most common malignant neoplasm in women around the world, and an increase in new cases is estimated due to late detection and/or lack of diagnosis; Because of this, at present there are various techniques such as radiotherapy, for the treatment of this neoplasm. The objective of this project is to carry out a comparative analysis between conventional 3D radiotherapy treatment techniques (3D CRT) and volumetric modulated arch therapy (VMAT) for left breast cancer with axillo-supraclavicular involvement. The Xio and Monaco planning systems are used to prepare this project; the first provides planning and review tools, and rapid dose calculation; while the latter allows to optimize the dose with different functions using a more accurate calculation algorithm. We selected nineteen patients to be simulated and planned using the 3D CRT and VMAT technique, the type of treatment being hypofractionated, 4005cGy, in 15 sessions. The 3D CRT treatments were developed using four static fields, in the mammary area, and between one or four fields, in the axillo-supraclavicular area; while for the VMAT technique, one or four dynamic arches were used in both affected areas. Within the results it was obtained that the VMAT technique has a better dose distribution; but at low doses the 3D CRT technique turned out to be optimal, because VMAT radiates more to the patient at low doses. With respect to the homogeneity index and the conformity index, in the first VMAT it turned out to be higher, while the second did not have a statistically significant difference. In allusion to risk organs (OARs); $D_{30}\%$, $D_{15}\%$ and $D_{10}\%$ in the left lung, right lung and heart, respectively, were optimal in the 3D CRT technique; while, the $D_2\%$ in the spinal cord was found to be optimal in the VMAT technique. However, at high doses the volume coverage is reduced rapidly in VMAT, unlike the right lung, which was totally optimal in 3D CRT. Therefore, it is concluded according to the data of the study that: the best results were obtained by the VMAT technique; However, the first alternative for breast treatment is the 3D CRT technique, because the volume irradiated at low doses is considerably small.

Keywords: RADIATION THERAPY, TREATMENT TECHNIQUES, PLANNING SYSTEMS

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes

El cáncer de mama en mujeres, es la neoplasia más frecuente del mundo, tiene una incidencia de 25.1 % y una mortalidad de 14.7 %. En el Perú esta neoplasia representa un 17.6 %, en comparación a otras neoplasias, y es responsable del 10.7 % de las muertes por cáncer de nuestro país, siendo la segunda causante de muerte en Lima Metropolitana. El tratamiento estandarizado del cáncer de mama, en estadios tempranos y avanzados, es la cirugía conservadora seguida de radioterapia; numerosos estudios de nivel I confirman que la irradiación de todo el volumen mamario restante disminuye la incidencia de recidivas locales y consigue tasas de supervivencia similares a las obtenidas con mastectomía [1, 2].

La radioterapia es uno de los tratamientos mas comunes contra el cáncer en donde se utilizan radiaciones ionizantes tales como: rayos X, rayos gamma, rayos de electrones o de protones; con el objetivo de dañar y/o eliminar las células neoplásicas. Con la vertiginosa innovación de la tecnología en la adquisición de imágenes como: la tomografía computarizada (TC), resonancia magnética nuclear (RNM) o la tomografía por emisión de positrones (PET); y junto al desarrollo de mejores técnicas de planificación como: la radioterapia conformada (3D CRT), radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la terapia volumétrica de arcos modulados (VMAT), entre otras; nos permite obtener una mejor distribución de dosis evitando la toxicidad en los órganos cercanos, tomando en cuenta la respiración y los movimientos involuntarios en los órganos internos [3, 4].

El presente proyecto de tesis consta de 6 capítulos, donde el desarrollo práctico fue realizado en las instalaciones del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, utilizando los sistemas de planificación de tratamientos XIO y MONACO, y las unidades

de tratamiento tipo aceleradores lineales de marca Elekta modelo Synergy e Infinity. En los siguientes capítulos se describirán los fundamentos teóricos y prácticos utilizados en el presente proyecto; el Capitulo 2 aborda el tema sobre la radiaciones ionizantes, la interacción de la radiación con la materia, la atenuación de fotones, las magnitudes dosimétricas, la descripción de un haz de fotones y los términos clínicos; el Capítulo 3 describe el tipo de paciente considerado en este proyecto, la prescripción de dosis, los sistemas de planificación utilizados y los algoritmos de cálculo; el Capitulo 4 muestra el procedimiento experimental en la técnica 3D CRT y la técnica VMAT; y finalmente, el Capítulo 5 presenta las conclusiones del proyecto.

1.2. Objetivos

El presente proyecto tiene como objetivo realizar una comparación de la eficacia entre las técnicas de tratamiento 3D CRT y VMAT, mediante los sistemas de planificación XIO y MONACO, cuantificando los resultados obtenidos de la dosis absorbida en ambas zonas afectadas y en los órganos de riesgo.

1.2.1. Objetivos específicos

- Determinar el valor del índice de conformidad e índice de homogeneidad.
- Realizar una comparación en el porcentaje del volumen comprometido con distintas dosis en los órganos de riesgo.
- Calcular el valor de la curvatura interna de mama.
- Analizar la consecuencia que tiene el grosor y la curvatura interna de la mama con los resultados.

Capítulo 2

Fundamento Teórico

El tratamiento con teleterapia implica la administración de altas dosis de radiación, a la zona afectada, durante un cierto periodo de tiempo. En este capítulo se van describir los conceptos físicos necesarios para la comprensión cualitativa y cuantitativa, enfocado a un tratamiento con teleterapia; tales como la interacción de la radiación con la materia, atenuación de fotones, magnitudes dosimétricas, descripción de un haz de fotones, distribución de dosis, radioterapia conformada 3D y de intensidad modulada, y por último, la terminología clínica.

2.1. Radiaciones Ionizantes

Las radiaciones ionizantes son aquellas que tienen la capacidad de liberar electrones ligados a los orbitales atómicos o moleculares; es decir, son capaces de excitar e ionizar los átomos de la materia con las que interactúan. Dichas radiaciones ionizantes se clasifican principalmente en dos categorías: directamente ionizante e indirectamente ionizante.

2.1.1. Radiación directamente e indirectamente ionizante

La radiación directamente ionizante tiene la capacidad de depositar su energía en un medio a través de un proceso único y directo. Dicho proceso se da mediante la interacción del tipo Coulomb entre la partícula cargada, directamente ionizante (electrones, protones, iones pesados), y los electrones orbitales de los átomos del medio. Mientras que, la radiación indirectamente ionizante deposita su energía en el medio a través de un proceso que consta de dos pasos:

- Primero, se libera una partícula cargada del medio (producidos a partir de la interacción con fotones y/o neutrones).
- Segundo, dichas partículas liberadas depositan su energía a través de interacciones directas (tipo Coulomb) con los electrones orbitales.

2.1.2. Transferencia lineal de energía (LET)

La densidad de ionización producida por la radiación ionizante en un material, depende de la transferencia lineal de energía (LET) del haz de radiación ionizante. De acuerdo a la densidad de ionización producida en el blanco existe dos categorías distintas de radiación ionizante y estas son:

- Baja radiación LET (también conocida como escasamente ionizante).
- Alta radiación LET (también conocida como densamente ionizante).

Esta LET se centra en la tasa lineal de absorción de energía a medida que la partícula cargada atraviesa el material. En la -Tabla 2.1- se visualiza una lista de diversos haces de radiación ionizantes (de bajo y alto LET) producidas en el tejido [5].

Tabla 2.1: Valores LET en diversos haces de radiación.

Baja Radiación LET	LET(keV/μ m)	Alta Radiación LET	LET(keV/μ m)
Rayos X: 250 kVp	2	Electrones: 1 keV	12,3
Rayos γ: Co 60	0,3	Neutrones:14 MeV	12
Rayos X: 3 MeV	0,3	Protones: 2 MeV	17
Electrones: 10 keV	2,3	Iones de carbono:100 MeV	160
Electrones:1 MeV	0.25	Iones pesados:	100-200

2.2. Interacción de las Partículas Cargadas con la Materia

Las radiaciones directamente ionizante (partículas cargadas) pierden su energía de una manera distinta a las radiaciones indirectamente ionizantes (rayos X, rayos γ y neutrones). La incidencia sobre un material, de un fotón o neutrón, puede ocurrir sin interacciones en absoluto y, por lo tanto, no existiría pérdida de energía. Por el contrario una partícula cargada rodeada por su campo eléctrico puede interactuar con uno o más electrones, o quizás con el núcleo, de prácticamente cada átomo con el que se encuentra. La mayoría de interacciones de la partícula incidente, transfiere

individualmente sólo pequeñas fracciones de energía cinética y es conveniente pensar que la partícula pierde dicha energía gradualmente en un proceso similar a la fricción, a menudo conocido como el "continuous slowing-down approximation"(CSDA) [6]. Para describir la perdida gradual de energía cinética, en una partícula cargada que atraviesa un medio, se utiliza un parámetro denominado poder de frenado (stoping power). Se conocen dos clases de poder de frenado:

- Poder de frenado colisional (Collision stoping power) que resulta de la interacción de partículas cargadas con electrones orbitales del blanco.
- Poder de frenado radiativo (Radiation stopping power) que resulta de la interacción de partículas cargadas con los núcleos del blanco.

Por último, el poder de frenado desempeña un papel importante en la dosimetría de radiación y va a depender de las propiedades de la partícula cargada como: su masa, carga, velocidad y energía; así tambien de las propiedades del medio como: su densidad y su número atómico.

2.2.1. Transferencia de energía de una partícula cargada sobre un medio

Cuando una partícula cargada viaja a través de un medio, experimenta interacciones coulombianas con los núcleos y electrones orbitales de dicho medio. Estas interacciones van a depender de la distancia que posee el parámetro de impacto clásico "b" (en la trayectoria de la partícula cargada), en comparación con el radio atómico clásico "a" (del átomo blanco). Las interacciones descritas recientemente se pueden dividir en tres categorías, ver -Figura 2.1-, y son los siguientes:

- La interacción de la fuerza Coulomb de la partícula cargada con el electrón orbital del átomo del blanco para $b \gg a$, se denomina colisión suave (soft collision).
- La interacción de la fuerza Coulomb de la partícula cargada con el electrón orbital del átomo del blanco para $b \approx a$, se denomina colisión dura (hard collision).
- La interacción de la fuerza Coulomb de la partícula cargada con el campo nuclear externo del átomo del blanco para $b \ll a$, se denomina colisión por radiación (Radiation collision).

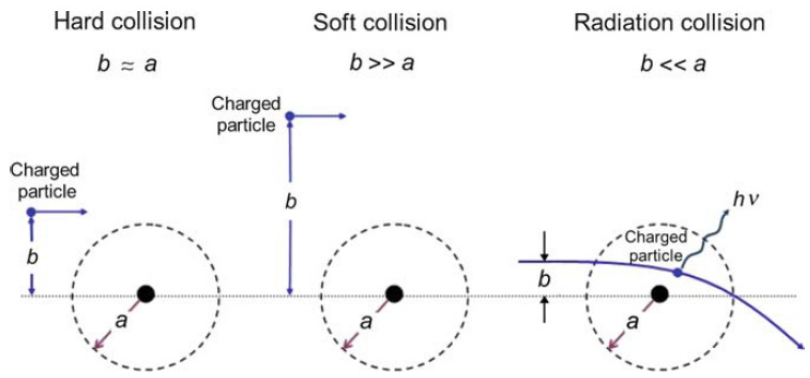


Figura 2.1: Comparación de los tres tipos de colisión en el átomo para una partícula cargada [7].

2.2.2. Poder de frenado (stoping power)

Una partícula cargada, que incide sobre un medio, va a transferir totalmente su energía cinética cuando esta experimenta una gran variedad de interacciones. Dichas interacciones, durante la trayectoria de la partícula, pueden ser alterada mediante dispersiones elásticas o inelásticas, y cada una de estas posibles interacciones se caracteriza por su sección eficaz σ (probabilidad). El poder de frenado lineal se representa de la siguiente manera:

$$-\frac{dE}{dx} \tag{2.1}$$

Que resulta ser la tasa de la energía perdida por unidad de longitud en la trayectoria de una partícula cargada sobre un medio o blanco (generalmente se expresa en cm). Luego, al dividir el poder de frenado lineal por la densidad del material da como resultado el poder de frenado en masa cuyas unidades están dadas en $MeV.cm^2.g^{-1}$.

$$S = -\frac{dE}{\rho dx} = -\frac{dE}{dl} \tag{2.2}$$

En general, el poder de frenado en masa que experimenta una partícula pesada se calcula de la siguiente manera:

$$S = -\frac{dE}{dl} = \sum_i N_i \sum_n \Delta E_{ni}\sigma_{ni} \tag{2.3}$$

Donde:

- σ_{ni} es la sección eficaz para una pérdida de energía.
- ΔE_{ni} es la energía perdida.
- $\sum_i$ indica la sumatoria de todas las posibles colisiones individuales.

- N_i es la densidad de átomos i, estos pueden ser átomos por unidad de volumen o por unidad de masa.

El poder de frenado total para una partícula cargada que viaja en un medio de número atómico Z a una energía E_k, será la suma del poder de frenado radiativo (S_{rad}) y el poder de frenado colisional (S_{col}).

$$S_{total} = S_{rad} + S_{col} \tag{2.4}$$

Considerando que el poder de frenado colisional se subdivide en poder de frenado suave (stoping power soft) y poder de frenado fuerte (stoping power hard); entonces la -Ecuación 2.4- se puede expresar de la siguiente manera:

$$S_{total} = S_{rad} + S_{col}^{hard} + S_{col}^{soft} \tag{2.5}$$

1.- Poder de frenado colisional. El poder de frenado de masa (por colisión) para electrones y positrones, según el Informe ICRU 37, se expresan de la siguiente manera:

$$S_{col} = 2\pi r_e^2 N_e \frac{m_e c^2}{\beta^2}[ln\frac{E_k}{I} + ln(1+\frac{\tau}{2}) + F^{\pm}(\tau) - \delta] \tag{2.6}$$

Para $F^-(\tau)$ se aplica a los electrones dándose de la siguiente manera.

$$F^-(\tau) = (1-\beta^2)[1 + \frac{\tau^2}{8} - (2\tau+1)ln2] \tag{2.7}$$

Mientras que $F^+(\tau)$se aplica a los positrones de la siguiente manera.

$$F^+(\tau) = 2ln2 - (\frac{\beta^2}{12})[23 + \frac{14}{\tau+2} + \frac{10}{(\tau+2)^2} + \frac{4}{(\tau+2)^3}] \tag{2.8}$$

Donde:

- r_e es el radio de electrones.
- m_e es la masa del electrón.
- N_e es la densidad de electrones ($N_e = ZN_A/A$)
- Z es el número atómico del blanco.
- A es la masa atómica.
- β es la velocidad del electrón o positrón normalizada a c ($\beta = v/c$).
- I es el potencial medio de ionización/excitación.

- E_k es la energía cinética con la que ingresa al medio una partícula cargada.

- τ es la energía cinética de electrones o positrones normalizada a $m_e c^2$.

2.- Poder de frenado radiativo. Es la tasa de producción de frenado o bremsstrahlung; esto se debe a la interacción de las partículas cargadas (electrones o positrones) con los núcleos atómicos y se expresan como el poder de frenado radiativo de masa S_{rad}.

$$S_{rad} = N_a \sigma_{rad} E_i \tag{2.9}$$

Donde:

- N_a es el número de átomos por unidad de masa.

- σ_{rad} es la sección eficaz total para la producción de frenado o bremsstrahlung.

- E_i es la energía total inicial de la partícula cargada.

Hans Bethe y Walter Heitler han demostrado en el año de 1930 que la sección transversal, para la emisión bremsstrahlung, tiene la misma forma en la teoría clásica y cuántica, siendo proporcional a:

$$\sigma_{rad} \propto \alpha r_e^2 Z^2 \tag{2.10}$$

En unidades de (cm^2/núcleo), donde:

- α es la estructura fina constante $[e^2/(4\pi\epsilon_o \hbar c) = 1/137]$.

- r_e es el radio clásico de los electrones $[e^2/(4\pi\epsilon_o mc^2) = 2{,}818 fm]$.

Entonces de la -Ecuación 2.9 y 2.10- se obtiene que:

$$S_{rad} = \alpha r_e^2 Z^2 \frac{N_A}{A} E_i B_{rad} \tag{2.11}$$

Donde:

- B_{rad} es una función lentamente variable de Z y E_i.

La -Figura 2.2- muestra la diferencia entre el poder de frenado colisional de masa y el poder de frenado radiativo para electrones en medios como agua, aluminio y plomo.

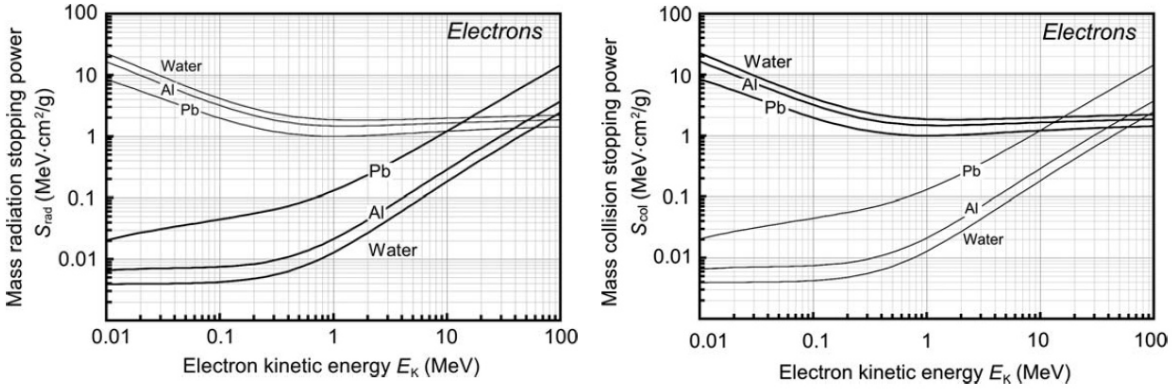


Figura 2.2: La gráfica izquierda muestra el aumento del poder de frenado por radiación, cuando la energía cinética de los electrones aumenta; mientras que, la gráfica derecha indica que a bajas energías el poder de frenado colisional es alto y se vuelve prácticamente constante cuando aumenta la energía cinética de los electrones. [7]

2.2.3. Rango de las partículas cargadas

El rango que experimenta una partícula cargada sobre un medio absorbente, es un concepto otorgado por el espesor del material que dicha partícula puede penetrar; aquello va a depender de la energía cinética, la masa y la carga de la partícula, como también, de la composición del medio con el que va a interactuar. Si consideramos partículas cargadas pesadas, estas no van a experimentar pérdidas por radiación ya que solo van a transferir pequeñas cantidades de energía en colisiones ionizantes individuales, y en consecuencia, sufrirán pequeñas desviaciones angulares. Por lo tanto, su camino a través de un medio absorbente es prácticamente rectilíneo. Mientras que las partículas cargadas livianas se comportan de una manera distinta, ya que experimentan colisiones ionizantes individuales y colisiones por radiación; es decir, los ángulos de dispersión son grandes. Por lo tanto, su recorrido a través del medio es caótico [7].

2.3. Interacción de la Radiación Electromagnética con la Materia

Existen cuatro tipos principales de interacción de fotones con la materia y son las siguientes: dispersión coherente de Rayleigh, absorción fotoeléctrica, dispersión Compton y producción de pares.

2.3.1. Absorción fotoeléctrica

El fenómeno de absorción fotoeléctrica se produce a partir de la interacción de un fotón incidente con uno de los electrones unidos al átomo (capa interna o enlazado). En este proceso el fotón va a transferir totalmente su energía cinética, y en consecuencia, el

electrón será liberado. Este electrón, llamado fotoelectrón, tendrá una energía cinética (E_e) igual a:

$$E_e = E_\gamma - E_b \tag{2.12}$$

Donde:

- E_γ es la energía total que transfiere el fotón.
- E_b es la energía de enlace del electrón.

Cuando el electrón de energía cinética (E_e) se libera, deja al átomo con un exceso de energía y crea una vacante que será ocupada por otro electrón de niveles superiores originando así rayos X característicos o una cascada de electrones Auger.

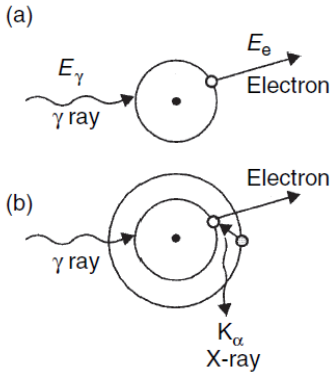


Figura 2.3: (a) Proceso de absorción fotoeléctrica y (b) Emisión de rayos X fluorescentes. fluorescentes [8].

2.3.2. Dispersión compton

La interacción mediante dispersión Compton ocurre cuando un fotón incidente transfiere parte de su energía a un electrón expulsándolo del átomo (generalmente a electrones de capas externas). El fotón sufre una colisión inelástica, y en consecuencia, el electrón se desvía de su trayectoria originando una radiación dispersada. Dicha radiación dispersada provoca ruido de fondo ocasionando un deterioro del contraste en las imágenes radiológicas. La energía impartida del electrón de retroceso (E_e) se da por la siguiente ecuación:

$$E_e = E_\gamma \left\{ 1 - \frac{1}{[1 + E_\gamma(1 - \cos\theta)/m_0c^2]} \right\} \tag{2.13}$$

Donde:

- E_γ es la energía del fotón incidente.
- θ es el ángulo de dispersión.

Teniendo en cuenta que la energía absorbida tiene un continuo de valores que varían dependiendo del ángulo de dispersión (entre $\theta = 0°$ y $\theta = 180°$).

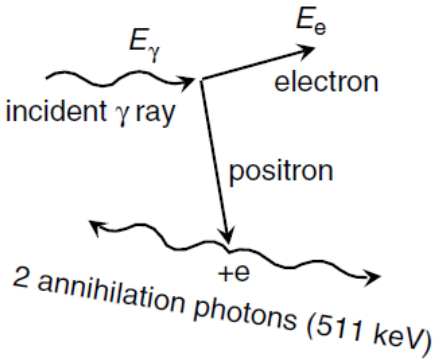


Figura 2.4: Proceso de dispersión Compton [8].

2.3.3. Producción de pares

Este proceso se produce mediante la absorción de un fotón que interactúa con el núcleo a través del campo Coulombiano; dicha absorción del fotón producirá un par de partículas (electrón y positrón). Este proceso solo se llevará a cabo si el fotón posee como mínimo la energía de la masa en reposo de ambas partículas equivalente a 1022 keV. La energía cinética total del electrón y el positrón, generados en este proceso, es de:

$$E_e = E_\gamma - 1022\text{keV} \tag{2.14}$$

En la producción de pares, al igual que la absorción fotoeléctrica, el fotón incidente es absorbido, pero debido al aniquilamiento del positrón se crean dos fotones con energías de 0.511 MeV. Esta interacción es predominante para energías superiores o del orden de los 10 MeV [8].

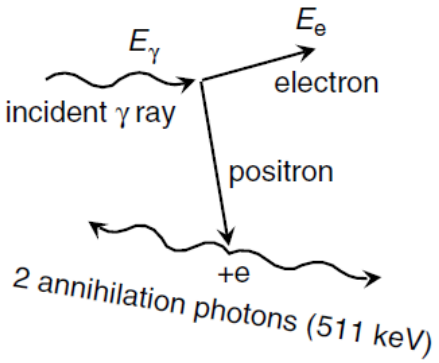


Figura 2.5: Proceso de Producción de Pares [8].

2.4. Atenuación de Rayos X y Rayos Gamma

La atenuación se produce mediante la absorción o dispersión de los fotones primarios, esto va a depender de la energía y del medio con el que interactúa. A bajas energías de fotones, menores a 26 keV, la interacción de absorción fotoeléctrica domina los procesos de atenuación en los tejidos blandos; si consideramos energías mayores a 1.02 MeV, el efecto que predomina es la dispersión Compton; y solo a energías muy altas de fotones la producción de pares contribuyen a la atenuación.

2.4.1. Coeficiente de atenuación lineal

El coeficiente de atenuación lineal es aquella fracción de fotones monoenergéticos absorbidos, o dispersados, por unidad de espesor del material.

$$\mu = \frac{n}{N\Delta x} \tag{2.15}$$

Donde:

- n es el número de fotones absorbidos o dispersados.
- N son los fotones incidentes.
- Δx es un valor muy pequeño de longitud.

En ámbitos generales, el coeficiente de atenuación lineal es la suma de los coeficientes de atenuación lineales e individuales para cada tipo de interacción:

$$\mu_{Rayleigh} + \mu_{abs.fot} + \mu_{dis.Compton} + \mu_{prod.pares} \tag{2.16}$$

Si consideremos un haz monoenergético de fotones incidentes sobre un material grueso o delgado; existe una relación exponencial entre el número de fotones incidentes (N_o) y los fotones que atraviesan el espesor sin interacción (N), siendo esta la siguiente:

$$N = N_o e^{-\mu x} \tag{2.17}$$

2.4.2. Coeficiente de atenuación másico

El coeficiente de atenuación lineal, normalizado a la unidad de densidad, se llama *coeficiente de atenuación másico* (μ/ρ) que generalmente se representan en unidades de cm^2/g. Utilizando el coeficiente de atenuación másico, la -Ecuación 2.17- también se puede representar de la siguiente manera [9].

$$N = N_o e^{-(\frac{\mu}{\rho})\rho x} \tag{2.18}$$

La -Figura 2.6- muestra los coeficientes de atenuaciones másicos para tejido blando.

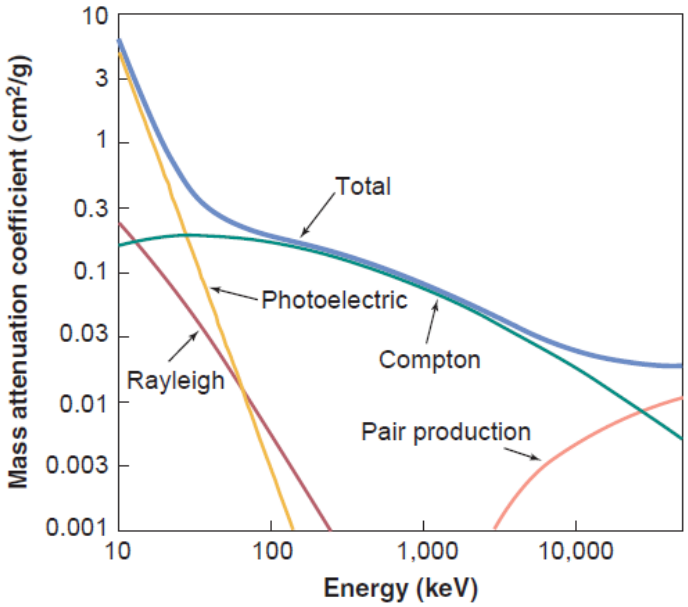


Figura 2.6: Coeficientes de atenuación másico en tejido blando para las interacciones de absorción fotoeléctrica, dispersión coherente de rayleigh, dispersión compton y producción de pares [9].

2.4.3. Capa semirreductora (Half-Value Layer) y capa decimorreductora (Tenth-Value Layer)

La capa semirreductora (HVL) y la capa décimorreductora (TVL) se definen como el grosor de un material, o absorbedor, que reduce el nivel de radiación inicial por un factor a la mitad y la décima parte, respectivamente. En otras palabras, la capa HVL y TVL son factores cuantitativos que permiten describir la capacidad de penetración de los fotones, como también la penetración a través de medios específicos. Estos factores van a depender de la energía (de los fotones) y del coeficiente de atenuación.

Los valores de dichos espesores HVL y TVL están dados por la -Ecuación 2.19 y 2.20- respectivamente [10]:

$$HVL = X_h = \frac{ln2}{\mu} \tag{2.19}$$

$$TVL = X_t = \frac{ln10}{\mu} \tag{2.20}$$

2.5. Magnitudes Dosimétricas

Cuando las radiaciones ionizantes interaccionan con el medio, dan como resultado el deposito de energía mediantes varios procesos. Por ello, es importante describir las magnitudes dosimétricas con sus respectivas unidades y así cuantificar los efectos producidos.

2.5.1. Coeficiente de transferencia de energía másico y Kerma

La energía transportada por los rayos X, o gamma, al interaccionar con el medio se transforman en energía cinética de partículas cargadas (electrones) mediante procesos como absorción fotoeléctrica, dispersión compton o producción de pares. Posteriormente los electrones liberados depositan su energía hasta perderla totalmente mediante ionización o excitación. Entonces, con lo ya mencionado, se puede definir el Kerma (K) como la energía cinética transferida a los electrones primarios a través de la interacción con los fotones, por unidad de masa, en un punto específico dentro de un volumen de interés (V); se puede expresar en unidades de Gray (Gy) o Julios por kilogramo (J/kg). Para representar matemáticamente el kerma de un haz monoenergético se tiene lo siguiente:

$$K = \Psi(\frac{\mu_{tr}}{\rho_o}) \tag{2.21}$$

Donde (μ_{tr}/ρ_o) es el coeficiente de transferencia de energía másico, que representa la energía cinética inicial de los electrones en un pequeño volumen del medio y Ψ es la fluencia de energía.

2.5.2. Depósito de energía y energía impartida

El depósito de energía (ϵ_i), es la energía depositada en una sola interacción.

$$\epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + Q \tag{2.22}$$

Donde:

- ϵ_{in} es la energía de la partícula ionizante incidente, sin considerar la energía en reposo.
- ϵ_{out} son todas las energías de las partículas ionizantes que abandonan la interacción (sin considerar la energía en reposo).
- Q es el cambio en las energías en reposo de los núcleos y de todas las partículas envueltas en la interacción ($Q > 0$: decrecimiento de la energía en reposo; $Q < 0$: incremento de la energía en reposo).

La energía impartida (ϵ), es la suma de todos la energía depositada en un volumen, dado por la -Ecuación 2.23-. Los depósitos de energía sobre los cuales se realiza la sumatoria pueden pertenecer a uno o más sucesos de deposición de energía procedentes.

$$\epsilon = \sum_i \epsilon_i \tag{2.23}$$

donde la sumatoria se aplica sobre todos los depósitos de energía (ϵ_i) en dicho volumen [11].

2.5.3. Coeficiente de absorción de energía másico y dosis absorbida

A diferencia del Kerma, la dosis absorbida en un medio se produce a partir de cualquier tipo de radiación ionizante en donde los electrones primarios transfieren su energía mediante una serie de colisiones hasta ser absorbidos totalmente. Dicha energía es conocida como la energía impartida dentro de un volumen de interés (V); sin embargo, los electrones antes de ceder totalmente su energía pueden producir radiación bremsstrahlung y estos pueden escapar del volumen. Entonces la dosis absorbida se define como la energía impartida (ϵ) de la radiación ionizante, por unidad de masa, del medio irradiado (m) y tiene la misma unidad del Kerma (Gy o J/kg).

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \tag{2.24}$$

De la misma manera que definimos el coeficiente de transferencia de energía másico (μ_{tr}/ρ_o), en la -Sección 2.5.1-. La energía transferida que absorbe un volumen determinado, es descrito como el coeficiente de absorción de energía másico (μ_{en}/ρ_o). Ambas están relacionadas mediante un factor $(1-g)$, donde g representa la fracción media de la energía transferida a los electrones que se pierde a través de procesos radiativos, y se representa de la siguiente manera [5, 6, 9].

$$\frac{\mu_{en}}{\rho_o} = \frac{\mu_{tr}}{\rho_o}(1-g) \tag{2.25}$$

2.5.4. Exposición

La exposición es una magnitud radiológica que cuantifica la capacidad que adquiere un haz de fotones para ionizar una masa de aire. La -Ecuación 2.26- expresa la cantidad de carga eléctrica de los electrones (dQ) que se genera por unidad de masa de aire (dm) [12].

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{2.26}$$

2.6. Descripción de un Haz de Fotones Clínico

La distribución de dosis no se pueden medir de manera directa; por ello, la importancia de conocer dichas distribuciones de dosis en un paciente sometido a un tratamiento con radioterapia, parte en el uso de detectores de radiación en un fantoma de tejido equivalente que relaciona la dosis en cualquier punto arbitrario, dentro del paciente, con la dosis conocida en un punto de calibración (o referencia) [13].

2.6.1. Distribución de dosis en profundidad debido a un haz de fotones

La distribución de la radiación, con respecto a la profundidad, va a depender de los mecanismos de interacción con la materia generados por los fotones y electrones secundarios. Cuando el haz de fotones incide sobre un fantoma, la dosis absorbida varia con la profundidad; dicha variación dependerá de muchas parámetros como: la energía del haz, tamaño de campo, profundidad, sistema de colimación del haz y la distancia fuente superficie (SSD). Una manera de caracterizar la distribución de dosis, en el eje central del haz, es normalizando la dosis (en profundidad) con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. Es decir, la cantidad de dosis porcentual a una profundidad se puede definir como el cociente (expresado como un porcentaje) de la dosis absorbida a cualquier profundidad "d" con la dosis absorbida a una profundidad de referencia "d_o"; esto se conoce como porcentaje de dosis en profundidad (PDD). La profundidad de referencia, para fotones de altas energías, generalmente se toma en la posición de la dosis absorbida máxima ($d_o = d_{max}$) [14]. Entonces, el PDD se define como:

$$P = \frac{d}{d_{max}} 100\,\% \tag{2.27}$$

La -Figura 2.7- muestra una curva, obtenida experimentalmente, de la dosis en profundidad de un medio absorbente (agua) para un haz de fotones de 15 MV con un tamaño de campo 10 x 10 cm^2 y una distancia fuente superficie de 90cm.

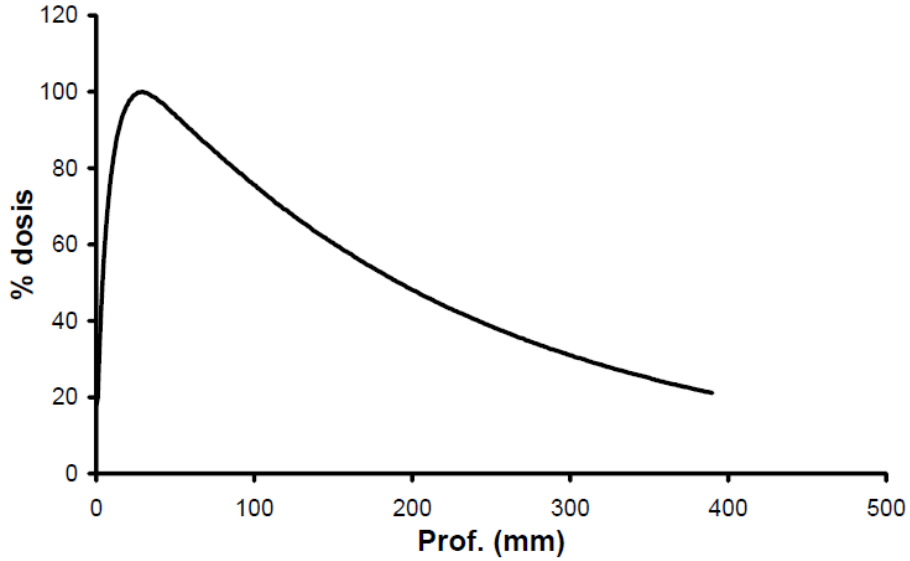


Figura 2.7: Dosis en profundidad para una haz de fotones de 15MV [15].

La curva de dosis en profundidad (o rendimiento en profundidad) nos muestra el aumento de dosis cuando el haz de radiación ingresa al medio y llega a un valor máximo. Este proceso se da a partir de una profundidad en superficie (D_s), igual a cero, donde la dosis no es nula; esto se debe a la contaminación electrónica que se producen por los fotones dispersados desde los colimadores, el filtro aplanador, el aire o los fotones retrodispersados del paciente. Posteriormente, la zona de ausencia de equilibrio electrónico, o también conocida como zona de build-up, se encuentra entre la superficie y la dosis máxima; dicha zona aumenta con la energía nominal del haz de fotones y es aproximadamente igual al rango de los electrones secundarios. Por ello, la distribución de energía depende básicamente de los electrones secundarios y, en menor medida, de la radiación primaria (fotones). Para finalizar, una vez que la dosis alcanza su valor máximo, que depende principalmente de la energía del haz y también del tamaño de campo, la dosis decrece de manera exponencial asociándose a un coeficiente de atenuación lineal efectivo μ_{ef} [15].

2.7. Radioterapia Conformada Tridimensional y Radioterapia de Intensidad Modulada

Para lograr un control tumoral sin generar efectos tóxicos en tejidos normales, es necesario obtener imágenes médicas óptimas. Actualmente los sistemas modernos de tomografía computarizada (TC) pueden proporcionar una resolución espacial isotrópica que da como resultado un conjunto de datos en imágenes. Las imágenes pueden ser axiales, coronales y sagitales; y así mismo, a partir de un conjunto de cortes se pueden reconstruir tridimensionalmente distintas estructuras como el GTV, CTV, PTV, órga-

nos, etc. Por ello, el uso de nuevas técnicas de imagen junto al desarrollo de mejores sistemas de planificación permiten obtener una mejor distribución de la dosis en el tumor evitando la toxicidad en los órganos cercanos. [9].

2.7.1. Radioterapia conformada tridimensional

La radioterapia convencional en 3D (3D CRT) se da a partir de la reconstrucción de volúmenes mediante el uso de la tomografía axial computarizada y así, posteriormente, crear campos de radiación con fluencia homogénea mediante el uso de un planificador que logre una cobertura óptima del tumor sin dañar los órganos cercanos. Para dar la protección a los órganos se han diseñado algunos mecanismos como el uso de bloques atenuadores de radiación fabricados de cerrobend, para cada paciente en especifico, o mediante multiláminas estáticas incorporadas en el acelerador lineal (Linac). No obstante, en muchos casos es necesario optimizar la distribución de dosis mediante el uso de la técnica field in field y/o cuñas [16].

2.7.2. Radioterapia de intensidad modulada

La radioterapia de intensidad modulada permite variar el nivel de fluencia dentro de un campo, en otras palabras, el campo total del haz de radiación se descompone virtualmente en pequeños tamaños de campo llamados beamlets, la fluencia dentro de cada beamlets es uniforme y distinto, generando un nivel de modulación de la fluencia total. Por lo tanto se pueden obtener distribuciones de dosis que tomen la forma del PTV que en muchos casos es compleja, no obstante, es difícil diseñar una configuración óptima de manera manual debido al gran numero de grados de libertad o posibles configuraciones de campo; por este motivo se emplean métodos de optimización de dosis mediante funciones objetivas físicas y biológicas [15, 17].

2.8. Consideraciones clínicas para un haz de fotones

El tratamiento mediante el uso de la radioterapia debe ser preciso; por ello debe haber una relación entre las posiciones de tejidos, órganos o volúmenes con las orientaciones de los haces mediante sistemas de coordenadas atribuidos al paciente, a la unidad de imagen y a la unidad de tratamiento.

2.8.1. Puntos de referencia

Al momento de realizar la planificación del paciente se deben considerar diversos factores como: la respiración, los movimientos involuntarios de tejidos y las variaciones características de la geometría del haz. Por ello, la localización del tumor mediante

marcadores es de gran importancia ya que no solo permiten identificar diversos órganos cercanos sino que también permiten colocar de manera idéntica, al paciente, cada vez que se acerca a efectuar su tratamiento. Estos marcadores son conocidos como puntos de referencia [18].

2.8.2. Volúmenes o estructuras

Para determinar los volúmenes de tratamiento en un paciente es importante definir y delimitar los tejidos, órganos y volúmenes, en donde a menudo se concentran células malignas; estos volúmenes de tratamientos son:

a) Volumen del tumor macroscópico (GTV)

El *"volumen del tumor macroscópico (GTV) es la extensión y localización expresa, palpable o demostrable del crecimiento maligno del tumor"* [18].

La importancia de localizar el GTV radica en la administración de dosis para conseguir un control tumoral, en tratamientos radicales, o disminuir la proliferación de las células malignas.

b) Volumen blanco clínico (CTV)

El *"volumen blanco clínico (CTV) es un volumen de tejido que contiene un GTV manifiesto y/o enfermedad maligna microscopica subclinica que debe ser eliminada"* [18].

La zona tumoral que rodea el GTV contiene pequeñas poblaciones o agrupaciones de células malignas que difícilmente son detectadas mediante imágenes. Por ello, el CTV abarca una mayor delimitación de volumen en comparación al GTV.

c) volumen blanco de planificación (PTV)

El *"volumen blanco de planificación (PTV) es un concepto geométrico, y se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiados de los haces de los haces, teniendo en cuenta los efectos netos de todas las posibles variaciones geométricas, de modo que se asegure que la dosis prescrita es realmente absorbida en el CTV"* [18].

El PTV es el volumen de mayor importancia cuando se realiza la planificación del paciente, debido a que no solo incluye el volumen del CTV sino que también toma en consideración otros factores como la respiración del paciente, los movimientos involuntarios y las variaciones características de la geometría del haz.

d) Volumen tratado

El *"volumen tratado es aquel volumen encerrado por una superficie de isodosis seleccionada y especificada por el oncólogo radioterapeuta como la apropiada para conseguir el propósito del tratamiento "* [18].

El volumen tratado se visualiza una vez terminado el procedimiento de planificación; lo ideal es que tenga las mismas dimensiones del PTV, pero en muchas ocasiones no suele incluirlo reduciendo la probabilidad del control tumoral. Por ello, un criterio muy importante para que un plan de tratamiento sea validado es que la variación de la dosis prescrita en el PTV no sea mayor al 7 % ni menor al 5 %. En resumen, la distribución de dosis debe estar entre el 95 % y el 107 % para asegurar un mejor control tumoral sin sobredosificar la los tejidos sanos.

e) Volumen irradiado

El *"volumen irradiado es aquel volumen de tejido que recibe una dosis considerablemente significativa en relación con la tolerancia del tejido normal"* [18].

El tamaño del volumen irradiado va a depender de la técnica de tratamiento. Por ello, una manera de reducir este tipo de volumen es mediante el uso de colimadores multiláminas (MLC) y/o bloques [18, 19].

2.8.3. Curvas de Isodosis e Histograma Dosis - Volumen (DVH)

Curvas de Isodosis

La curva de isodosis es un conjunto puntos, de igual dosis, que forman lineas en un plano. Estas curvas manifiestan el comportamiento del haz de radiación clínico, que se miden directamente en agua, y se pueden calcular mediante los perfiles de dosis o el porcentaje de dosis en profundidad.

Histograma Dosis - Volumen (DVH)

El DVH otorga la información contenida en la distribución de dosis y permite evaluar de manera cuantitativa los planes de tratamiento. En otras palabras, el DVH proporciona los valores de dosis dentro de un volumen definido que pueden ser de la neoplasia o de un órgano en particular cercano a la zona afectada. Dentro del planificador, los DVH se muestran generalmente como una gráfica en donde el porcentaje del volumen se encuentra en el eje de la ordenada y la dosis absorbida en el eje de la abscisa. [5]

2.8.4. Distribución de dosis

Para cualificar y cuantificar una distribución de dosis se debe tener en cuenta su variación, dentro de un volumen definido, y solo puede analizarse y evaluarse visualmente en la pantalla de una unidad de visualización gráfica debido a que los volúmenes como el GTV, CTV, PTV y OARs tienen una forma tridimensional.

Dosis máxima, media y mínima

Para determinar la dosis sobre un volumen específico, mediante un cálculo tridimensional, se debe considerar lo siguiente. Un volumen será clínicamente significativo cuando su diámetro mínimo supera los 15 mm, siempre y cuando se considere un volumen grande; es decir, para órganos grandes un volumen más pequeño a los 15 mm, en la mayoría de casos, no es relevante para la tolerancia normal del tejido. Sin embargo cuando el volumen del órgano en riesgo es más pequeño, debe considerarse relevante una dimensión menor a 15 mm. Por lo mencionado es fundamental analizar la dosis en los tejidos sanos, y así, limitar y evaluar los efectos secundarios del tratamiento.

Cuando la dosis máxima, fuera del PTV, excede la dosis prescrita se puede identificar un "punto caliente"; por otro lado, la dosis mínima es la dosis más pequeña en un volumen definido (en contraste con la ya mencionado), y la dosis objetivo mínima de planificación es la dosis más baja en el PTV; por último, la dosis media es el valor central de las dosis, considerando el cálculo de dosis mediante un gran número de puntos discretos (puntos de red) [17–19].

Capítulo 3

Materiales

En este capítulo se describirán a los pacientes seleccionados, la dosis prescrita, los límites de dosis en los órganos de riesgo, los resultados en la delimitaciones anatómicas del sistema de planificación de tratamiento XIO y MONACO (TPS XIO Y MONACO), la descripción de la interfaz gráfica XIO y MONACO, la diferencia en la técnica 3D CRT y VMAT, y por último, los algoritmos de cálculos utilizados. Considerando que ambos TPS pertenecen al Departamento de Radioterapia del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.

3.1. Pacientes y Dosis Prescrita

3.1.1. Selección de pacientes

Un total de diecinueve pacientes con cáncer de mama izquierdo con compromiso axilo-supraclavicular fueron seleccionados para realizar el presente proyecto de tesis. Inicialmente se obtuvieron las imágenes, de cada uno de los pacientes, mediante la tomografía computarizada (CT); posteriormente el médico radioncólogo prescribió la dosis y delimitó los órganos; y finalmente se realizó la planificación usando las técnicas en radioterapia convencional 3D y la terapia volumétrica de arcos modulados.

3.1.2. Prescripción de dosis

La dosis prescrita, para cada paciente, fue de 4005 cGy en el PTV MAMA y 4005 cGy en el PTV SCV/ASCV mediante un tratamiento hipofraccionado (en 15 fracciones) y una técnica isocéntrica. El objetivo para considerar un plan aceptado, fue lograr al menos un 95 % de cobertura en el PTV MAMA y el PTV SCV/ASCV sin dañar los órganos cercanos [20]. La tolerancia de dosis (constraints) en los órganos de riesgo se evaluó según los límites de dosis obtenidos del "*Guidelines for the treatment of breast cancer with radiotherapy - London Cancer*"[21], y se dio de la siguiente manera:

- Pulmón izquierdo $V_{18} \leq 30\,\%$
- Pulmón derecho $V_{2.5} \leq 15\,\%$
- Corazón $V_{13} \leq 10\,\%$
- Médula espinal $V_{44} < 2\,\%$

3.1.3. Delimitación de estructuras anatómicas

De lo ya mencionado en la -Subsección 3.1.1-, los órganos de riesgo (OARs), el volumen del tumor clínico (CTV) y el volumen blanco de planificación (PTV); fueron delimitados por el oncólogo radioterapeuta dentro del área de planificación del INEN, obteniendo como resultado lo siguiente.

La -Tabla 3.1- muestra los volúmenes obtenidos del planificador XIO; el volumen máximo del PTV MAMA fue de 1050.95 cm^3, el más pequeño fue de 300.74 cm^3 y el promedio fue de 696.31 $\pm$ 204.61 cm^3; mientras que el volumen máximo del PTV SCV/ASCV fue de 299.09 cm^3, el más pequeño fue de 75.56 cm^3 y el promedio fue de 183.04 $\pm$ 62.34 cm^3. De igual manera, la -Tabla 3.2- muestra los volúmenes obtenidos del planificador MONACO; el volumen máximo del PTV MAMA fue 1052.98 cm^3, el más pequeño fue 300.74 cm^3 y el promedio fue de 695.42 $\pm$ 203.08 cm^3; mientras que, el volumen máximo del PTV SCV/ASCV fue 299.45 cm^3, el más pequeño fue 75.56 cm^3 y el promedio fue de 182.92 $\pm$ 62.19 cm^3. Por otra parte, en los órganos de riesgo se consideraron los volúmenes de las siguientes estructuras: pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal. La -Figura 3.1- muestra una representación gráfica de los volúmenes evaluados en cada paciente.

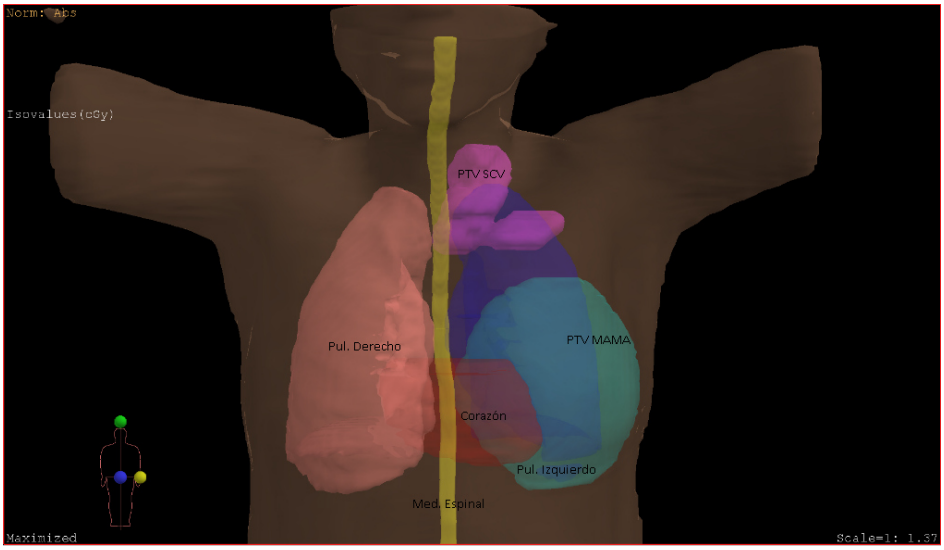


Figura 3.1: Volúmenes obtenidos de la interfaz gráfica del planificador XIO.

Tabla 3.1: Volumen del PTV MAMA, PTV SCV/ASCV, pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal; obtenidos del planificador XIO.

Pacientes	PTV MAMA (cm^3)	PTV SCV/ASCV (cm^3)	Pulmón Izquierdo (cm^3)	Pulmón Derecho (cm^3)	Corazón (cm^3)	Médula Espinal (cm^3)
1	832.06	211.43	1079.12	1449.29	534.03	43.62
2	1006.77	149.47	1371.49	1726.45	779.1	40.95
3	1050.95	240.26	803.87	1073	616.73	28.3
4	300.74	75.56	1180.82	1276.92	331.63	50.14
5	732.29	277.15	911.21	1061.91	572.64	30.9
6	784.06	133.07	1021.67	1029.56	428.21	24.08
7	798.83	110.45	1167.89	1223.19	551.96	22.72
8	543.07	201.53	1504.556	1609.09	413.956	36.04
9	925.83	157.79	1106.39	1674.36	566.056	49.91
10	565.6	150.84	1079.41	1276.29	554.25	36.12
11	692.98	299.09	1256.5	1475.82	562.73	23.92
12	598.35	129.44	1044.87	1237.51	562.79	26.45
13	440.42	181.58	1139.53	1512.06	578.81	34.9
14	549.83	174.9	1230.1	1515.95	605.1	28.64
15	725.1	239.36	1036.2	1342.29	622.09	35.91
16	800.23	278.21	1072.02	1386.83	665.63	29.33
17	902.41	130.8	966.96	1122.23	603.56	29.19
18	553.93	131.2	1293.95	1578.98	596.63	35.93
19	426.44	205.65	1213.35	1713.48	526.31	32.28
promedio	696.31	183.04	1130.52	1383.43	561.69	33.65
Des. Estándar	204.61	62.34	163.34	225.10	95.68	8.07

Tabla 3.2: Volumen del PTV MAMA, PTV ASCV/SCV, pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal; obtenidos del planificador MONACO.

Pacientes	PTV MAMA (cm^3)	PTV SCV/ASCV (cm^3)	Pulmón Izquierdo (cm^3)	Pulmón Derecho (cm^3)	Corazón (cm^3)	Médula Espinal (cm^3)
1	830.29	210.74	1079.01	1449.06	533.69	43.37
2	1004.67	149.69	1371.80	1726.78	779.15	41.16
3	1052.98	239.62	802.92	1074.56	616.39	28.32
4	300.74	75.56	1180.82	1276.92	331.62	50.15
5	733.50	276.24	911.50	1062.11	572.66	30.97
6	784.47	133.32	1022.85	1030.37	428.22	24.11
7	799.92	110.33	1167.44	1222.95	552.12	22.72
8	542.10	201.09	1504.11	1609.27	413.56	36.08
9	906.21	157.82	1111.37	1678.89	571.25	50.07
10	567.39	151.08	1079.43	1276.26	554.33	36.33
11	691.38	299.45	1255.23	1474.87	559.66	23.86
12	599.47	129.95	1045.20	1237.34	562.86	26.51
13	443.47	181.15	1139.19	1511.81	578.97	34.88
14	551.52	175.20	1230.29	1515.94	604.98	28.53
15	723.77	238.28	1035.92	1341.86	622.28	36.05
16	801.56	278.76	1072.17	1386.82	665.74	29.31
17	900.29	130.73	966.99	1121.95	603.63	29.10
18	553.50	131.24	1294.36	1579.01	596.68	35.84
19	425.79	205.22	1212.47	1713.40	526.14	32.34
promedio	695.42	182.92	1130.69	1383.69	561.79	33.67
Des. Estándar	203.08	62.19	163.25	225.26	95.75	8.09

3.2. Sistema de Planificación de Tratamientos (Treatment Planning System - TPS)

Para realizar el tratamiento con teleterapia en un paciente con cáncer, es imprescindible disponer de un plan de tratamiento. Dicho plan de tratamiento permite especificar cómo se aplicarán las fuentes de radiación al paciente e incluye los siguientes elementos:

- Información del paciente
- Información de las fuentes de radiación utilizadas (haces de teleterapia)
- Información descriptiva sobre cómo se aplicará la radiación al paciente.

3.2.1. Sistema de planificación XIO

El sistema de planificación de tratamiento XIO (TPS XIO) es utilizado para realizar planes de tratamientos en pacientes con distintos tipos de cáncer. Dicho sistema posee una interfaz que incluye la barra de herramientas principal (botones de contorno, creación de haces, puerto, Dosis e IMRT), barra de herramientas auxiliar (dibujar, pincel, digitalizador, editar, segmentación automática y umbral automático), el área de gráficos (mediante planos ortogonales que pueden ser transversales, sagitales y coronales), los cuadros de listas de control, los controles deslizantes de brillo/contraste, la barra de estado y el histograma dosis - volumen (DVH), ver -Figura 3.2-. Las principales características del TPS XIO es realizar planificaciones en 2-D y 3-D, usar algoritmos de cálculo de convolución/superposición y realizar un cálculo rápido y preciso de la dosis.

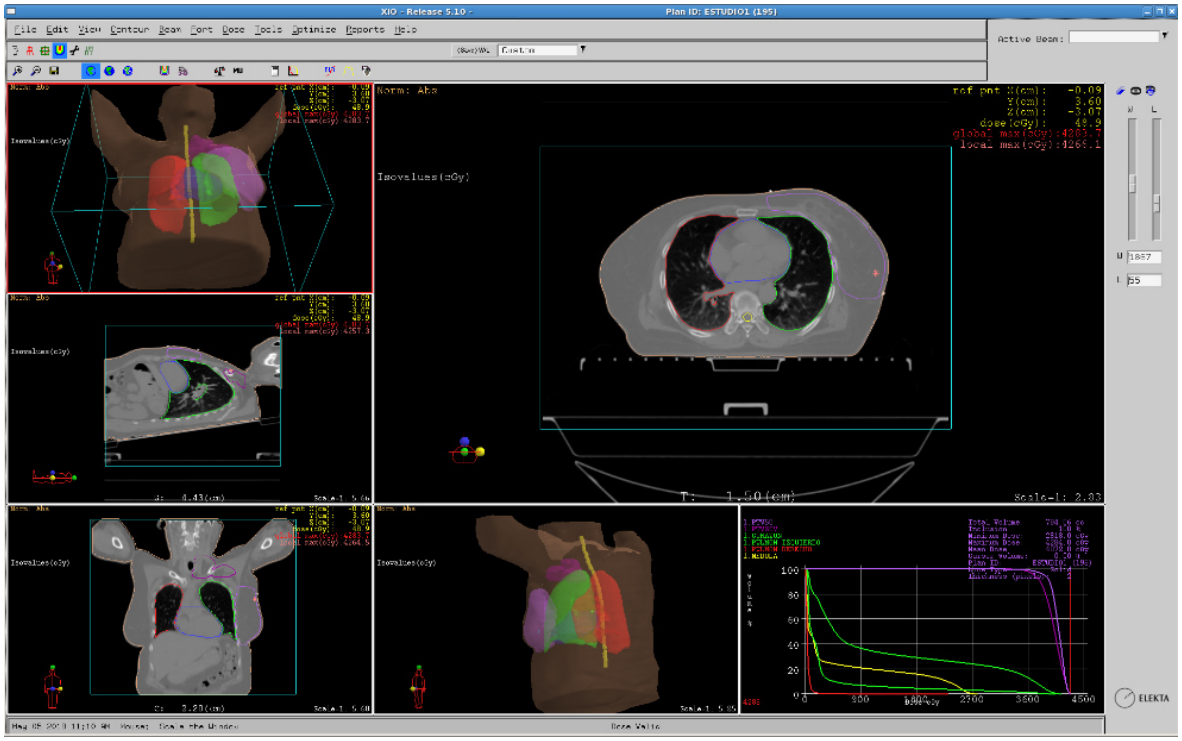


Figura 3.2: Interfaz gráfica obtenido del planificador XIO.

3.2.2. Sistema de planificación MONACO

El sistema de planificación de tratamiento MONACO (TPS MONACO), también utilizado para tratamientos contra el cáncer, posee una interfaz que incluye la barra de herramientas principal (herramientas, espacio de trabajo, fusión, contorno, opciones, planificación y salida), barra de herramientas auxiliar (exportar DICOM, exportar DVH, plano de dosis, imprimir plan, imprimir DVH, imprimir estructuras, estadística de fluencia, indice DVH, resumen de haz, resumen del segmento, restricciones de IMRT, punto de interes/marcadores, resumen del punto de control, margen automático

e imprimir pantalla), el área de gráficos (planos transversales, sagitales y coronales), los cuadros de listas de estructuras, los controles de dosis y el histograma dosis - volumen (DVH), ver -Figura 3.3-. Este sistema logra una adecuada optimización de dosis con diferentes funciones y objetivos que involucran múltiples conceptos físicos y radiobiológicos; asimismo, tiene un secuencia inteligente, es decir, alcanza una optimización de la posición de las láminas por medio de un análisis sensitivo y utiliza un cálculo de dosis mediante el algoritmo Monte Carlo.

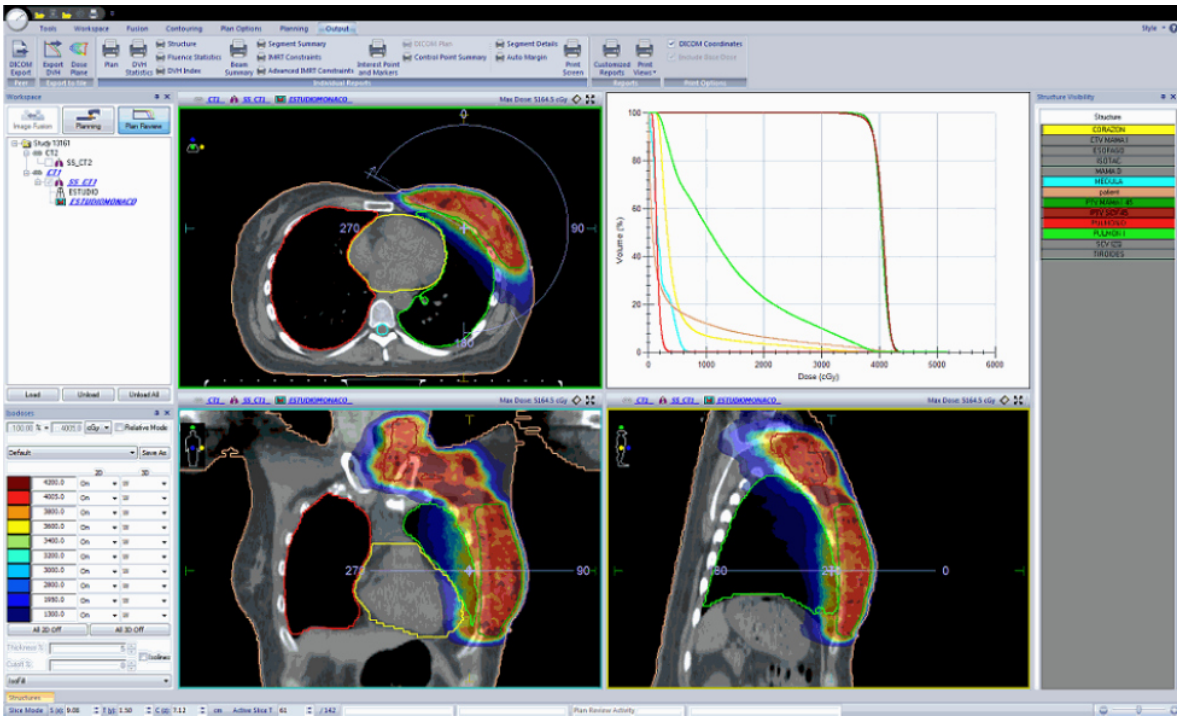


Figura 3.3: Interfaz gráfica del sistema de planificación MONACO.

3.3. Radioterapia Convencional 3D (3D CRT) vs la Terapia Volumétrica de Arcos Modulados (VMAT).

La técnica de radioterapia convencional en 3D, detallado en la -Sección 2.7-, se encuentra incluido en el TPS XIO. Esta técnica utiliza campos estáticos que pueden rotar 360°, calcula la dosis de los haces de radiación mediante el algoritmo convolución/superposición y modula la distribución de dosis mediante el uso de multilaminas (MLC) estáticas o cuñas [16, 22]. Mientras que la terapia volumétrica de arcos modulados (VMAT), incluido en el TPS MÓNACO, utiliza arcos parciales (o totales) y asi mismo irradia al paciente mediante el uso de multiláminas dinámicas alcanzando una cobertura óptima del PTV y una mínima dosis en los órganos de riesgo. La técnica VMAT es una consecuencia de la aplicación en la radioterapia de intensidad modulada (IMRT),

ya descrita en la -Sección 2.7-, y realiza el cálculo de dosis empleando inicialmente el algoritmo pencil beam y posteriormente el algoritmo Monte Carlo [3, 23].

3.4. Algoritmos de Cálculo

En general, los algoritmos en el cálculo de las distribuciones de dosis están basados en la información geométrica real, para las máquinas de tratamiento, y en los datos dosimétricos medidos que, en consecuencia, reproducen condiciones del tratamiento para pronosticar dosis reales entregadas a los pacientes.

3.4.1. Algoritmo de Convolución - Superposición

El modelo de convolución/superposición se utiliza para los cálculos de dosis a partir de un proceso de generación, de dicha dosis, que consta de dos pasos: Primero, los fotones que se transmiten al medio pierden parte de su energía, y estas energías perdidas son transferidas y depositadas en volúmenes confinados del medio (conjunto de voxeles). Entonces tendríamos una energía total liberada, por unidad de masa, que es el concepto de "$TERMA$". Segundo, la interacción de los fotones en el medio producen electrones que interaccionan en todas las direcciones transfiriendo sus energías a los voxeles cercanos. La acumulación de todas las energías transferidas, en los voxels, se conoce como "núcleo". Por lo tanto, las dosis totales depositadas en el medio pueden expresarse a través de la convolución en la distribución del TERMA y el núcleo. Entonces podemos expresar de manera matemática la integral de convolución para un haz polienergético. [24, 25]

$$D(r) = \int_E \iiint_V T_E(s) h(E, r-s) \mathrm{d}^3 s \mathrm{d}E \tag{3.1}$$

Donde:

- T_E es el TERMA.
- E es la energía.
- $h(E, r-s)$ es el núcleo puntual de convolución para la energía E.

El TERMA esta dado de la siguiente manera.

$$T_E = \frac{\mu}{\rho}(E, r)\Psi_E(r) \tag{3.2}$$

Donde:

- $\mu/\rho(E,r)$ es el coeficiente de atenuación másico de los fotones primarios de energía E.
- $\Psi_E(r)$ es la fluencia de energía.

Debido que el TERMA es el factor principal para determinar la forma de la distribución de la dosis calculada. Entonces en los haces polienergéticos es importante incluir la influencia espectral en la distribución del terma [26, 27]. Por ello se realizó un cálculo completo del TERMA polienergético, demostrando que un núcleo polienergético debía promediarse utilizando contribuciones ponderadas del TERMA [28]. Por lo tanto, la separación del proceso de difusión de energía en una convolución de dosis primaria y una convolución de dosis dispersa, produce resultados muy precisos [15, 24]. En esencia se puede definir la siguiente aproximación a partir de la -Ecuación 3.1-.

$$D(r) \approx \iiint_V P(s)\tilde{h}_p(E, r-s))\mathrm{d}^3s + \iiint_V S(s)\tilde{h}_s(E, r-s))\mathrm{d}^3s \tag{3.3}$$

Donde, las distribuciones de energía liberadas por radiación primaria es P y la radiación dispersada es S. Entonces.

$$P(r) = \int T_E(r)\frac{\mu_{en}}{\mu}(E)\mathrm{d}E \tag{3.4}$$

$$S(r) = \int T_E(r)(\frac{1-\mu_{en}}{\mu}(E))\mathrm{d}E \tag{3.5}$$

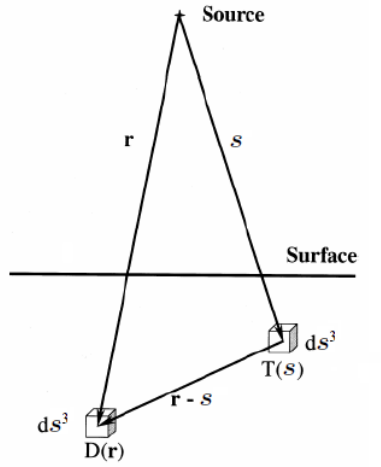


Figura 3.4: Dosis calculada por convolución para un medio homogéneo [15].

Convolución Collapse Cone.

Debido a las inhomogeneidades del medio, la separación entre dos puntos no corresponden a una distancia geométrica, ya que existen distintas densidades; entonces el núcleo deja de ser invariante, pasando de una representación de convolución a una de superposición. Cuando se realizaron los cálculos en los núcleos, para haces monoenergéticos, existen diversas posibilidades del espectro polienergético del acelerador. Por ello se empleó una formula analítica para el núcleo puntual polienergético ajustado a partir de los núcleos monoenergéticos, conociendo el espectro del acelerador, donde se modelo el núcleo mediado por partículas transportadas rectilineamente con la atenuación exponencial y la divergencia del inverso al cuadrado.

$$h(r) = \frac{A_\theta e^{-a_\theta} + B_\theta e^{-b_\theta}}{r^2} \tag{3.6}$$

El primer término describe principalmente la fracción de dosis primaria y el segundo término la de dispersión, así mismo, A_θ, a_θ, B_θ y b_θ son los parámetros de ajuste en función del ángulo de dispersión.

El método collapse cone emplea una discretización angular del núcleo que junto con la parametrización de la -Ecuación 3.6- permite un enfoque eficiente para el transporte y la deposición de energía. La discretización angular de un núcleo puntual parametrizado produce, para cada sector angular discreto (cono) Ω, la deposición de energía por distancia radial como:

$$\iint_{\Omega_i} \frac{h_{\rho_0}}{\rho}(r,\Omega) r^2 \mathrm{d}^2\Omega = A_{\Omega_i} e^{-a_{\Omega_i} r} + B_{\Omega_i} e^{-b_{\Omega_i} r} \tag{3.7}$$

Notar que el cuadrado inverso del radio se cancela debido a la creciente sección transversal de Ω_i con el radio creciente [15, 24, 29, 30].

3.4.2. Algoritmo Pencil Beam

Este algoritmo esta basado en la representación de la energía depositada en un medio semi-infinito por un haz de fotones a lo largo de una recta. La -Ecuación 3.8- muestra la formulación general de cálculo de la dosis en radioterapia para este algoritmo. Dicho cálculo parte del ajuste analítico de núcleos monoenergéticos para el núcleo pencil beam [31].

$$D(r) = \iint_s \iint_E \iint_\Omega \sum_m \Psi^m_{E,\Omega}(s) \frac{p^m}{\rho}(E,\Omega,s,r) \mathrm{d}^2\Omega \mathrm{d}E \mathrm{d}^2 s \tag{3.8}$$

Donde:

- $\Psi^m_{E,\Omega}(s)$ es la fluencia energética de energía E con dirección Ω.

- $(p^m/\rho)(E, \Omega, s, r)$ es el núcleo pencil correspondiente a la energía depositada por unidad de masa en r, debido a las partículas primarias que ingresan en el paciente en s.

También se probó que la dosis en puntos arbitrarios se puede interpolar mediante una técnica de ponderación que está representado esencialmente por la dosis primaria y la dosis dispersa; teniendo en cuenta que, los núcleos pencil se pueden parametrizar con precisión expresándolos mediante las coordenadas cilíndricas (r,z) [32, 33].

$$\frac{p}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r} \tag{3.9}$$

Donde:

- A_z, B_z, a_z y b_z son parámetros en función de la profundidad.

Por otra parte, la precisión de este modelo tienen dos grandes limitaciones que son las hetereogeneidades y los cálculos de la dosis dispersas [34]. No obstante la flexibilidad para modelar la variaciones de fluencias laterales, en combinación con la eficiencia computacional, han hecho que el método del núcleo pencil sea muy utilizado; en particular, para su uso en la optimización de la modulación de intensidad [35, 36]. Por lo tanto el algoritmo pencil beam es notablemente rápido teniendo una amplia ventaja para cálculos en medios homogéneos [15, 24].

3.4.3. Algoritmo Monte Carlo

La simulación Monte Carlo (MC) es una método cuantitativo que vincula la estadística y la computación mediante modelos matemáticos. Es consecuencia, el código MC no puede predecir el tipo de interacción que se va a producir, sino que solo puede asignar una probabilidad a cada uno de los posibles sucesos basándose en las distribuciones de probabilidad. El código MC también genera, por cada evento, un número aleatorio de funciones de densidad de probabilidad que definen el tipo de interacción y otros parámetros. Luego calcula el valor esperado de todos los eventos, que teóricamente siguen todas las interacciones. Entonces se concluye que el método MC permite calcular la dosis con mayor exactitud pero el tiempo de calculo es computacionalmente lento, ya que los núcleos se calculan una sola vez mientras se van almacenando en la memoria [15, 37].

Capítulo 4

Procedimiento Experimental

El presente capítulo describe el procedimiento realizado en la técnica 3D CRT y VMAT; también muestra las tablas de cada una de las 19 pacientes, con los ángulos y/o las dosis; y por último, muestra los parámetros considerados para el cálculo en la curvatura de la mama interna.

4.1. Tratamientos Mediante la Técnica de Radioterapia Conformada en 3D.

El método más óptimo de entregar la dosis prescrita, de 4005 cGy, en la mama izquierda y la zona supraclavicular es realizando independientemente el tratamiento, en cada zona, mediante el uso de una radioterapia isocéntrica externa. La planificación en la entrega de la dosis prescrita al PTV MAMA se da mediante 4 campos tangenciales (2 campos tangentes internos y 2 campos tangentes externos).

La -Tabla 4.1- muestra los ángulos obtenidos de cada campo tangente. Entre dichos resultados se obtuvo que el menor y mayor ángulo de la tangente interna fue 299.6° y 318.5°, respectivamente; de igual manera el menor y mayor ángulo de la tangente externa fue de 122° y 139.1°, respectivamente. De los 4 campos tangenciales utilizados, 2 de ellos (un campo tangente externo y uno interno) tienen dosis altas, ver -Figura 4.1 y 4.2-; mientras que los 2 campos restantes son copias idénticas de los campos mencionados, poseen dosis bajas y son llamados campos segmentados, ver -Figura 4.3 y 4.4-. Esta manera de segmentar los campos de radiación permiten eliminar las zonas de altas dosis (puntos calientes), y así mismo obtener una cobertura entre isodosis al 95 % y 107 % de la dosis prescrita. Las dosis de los campos tangentes se observan en la -Tabla 4.2-.

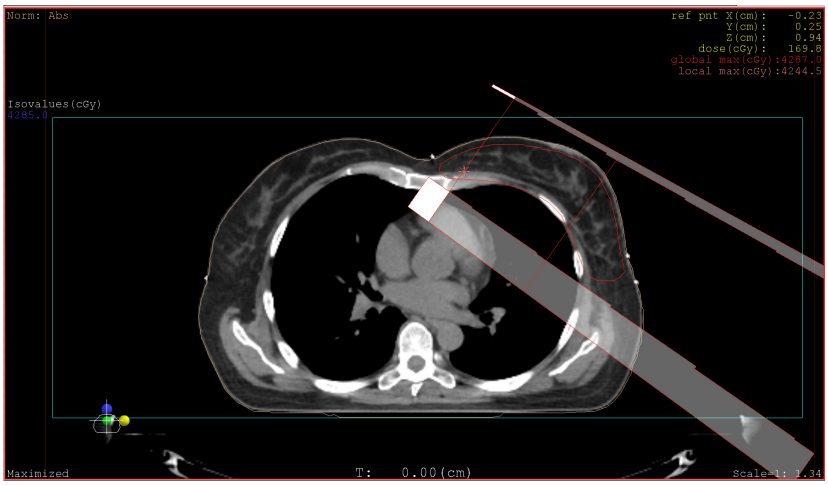


Figura 4.1: Campo tangente interno para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

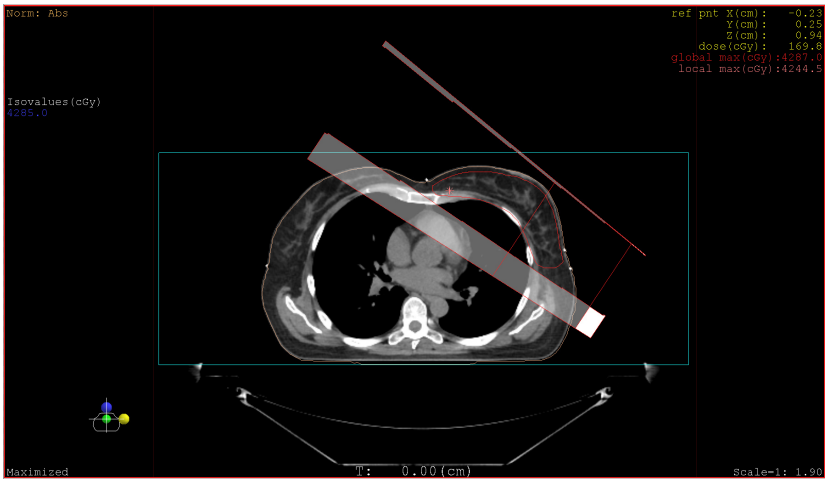


Figura 4.2: Campo tangente externo para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

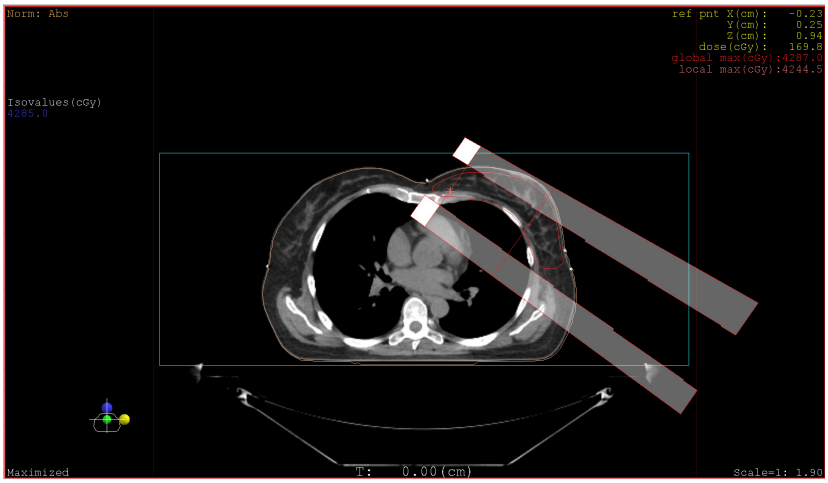


Figura 4.3: Campo tangente interno segmentado para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

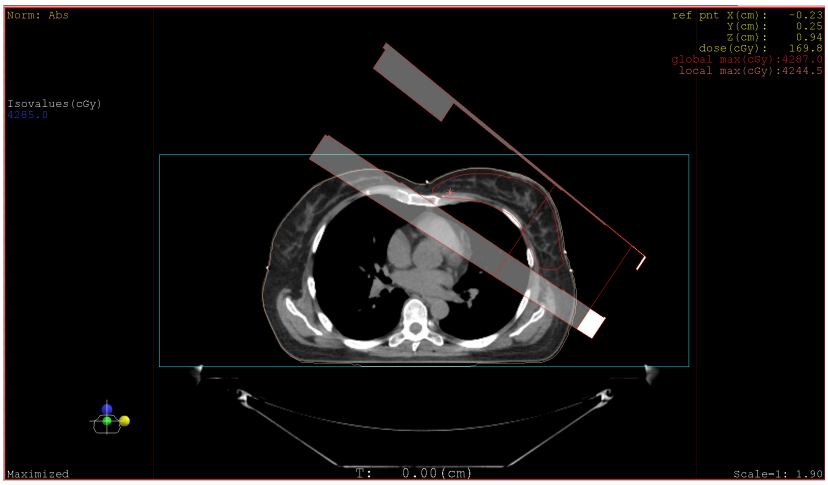


Figura 4.4: Campo tangente externo segmentado para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

Luego de establecer los campos, se usaron las multiláminas para generar margenes óptimos con la finalidad de cubrir únicamente el PTV MAMA sin exponer los órganos cercanos como: el corazón, pulmón izquierdo, pulmón derecho y médula espinal. El tamaño del margen externo al cuerpo del paciente tendrá un valor de 0,8 cm (para todos los campos). El valor del margen interno, cercanos al pulmón izquierdo o corazón, varia según la dosis generada en dichos órganos; es decir, las multiláminas deben ajustarse de tal manera que cumplan las restricciones establecidas en la -Subsección 3.1.2-, ver -Figura 4.5 y 4.6-. Para el caso de los campos segmentados, al ser de bajas dosis cumplen el objetivo de cubrir zonas calientes, ver -Figura 4.7 y 4.8-. Durante el proceso de ajuste, en los margenes, se evalúa la distribución de dosis del tumor mediante las curvas de isodosis con la finalidad de obtener una cobertura del PTV no menor al 95 %. Por último se verifica la cobertura del PTV MAMA y se analiza los valores obtenidos por medio del histograma dosis - volumen.

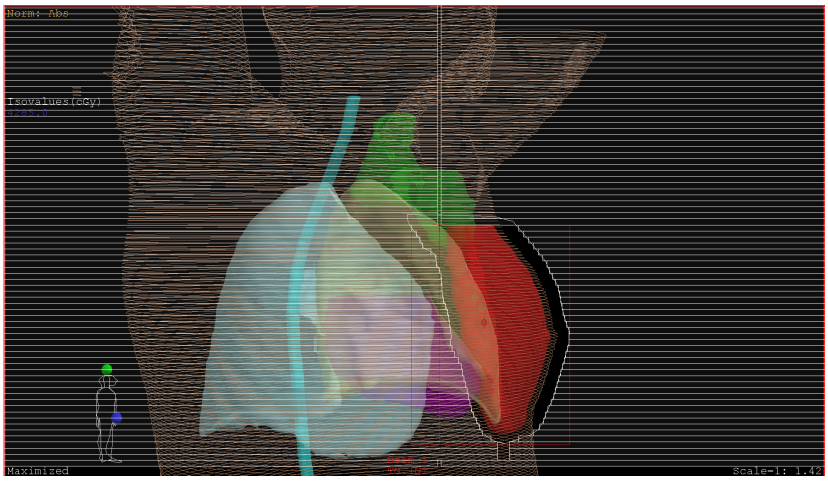


Figura 4.5: multiláminas de la tangente interna para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

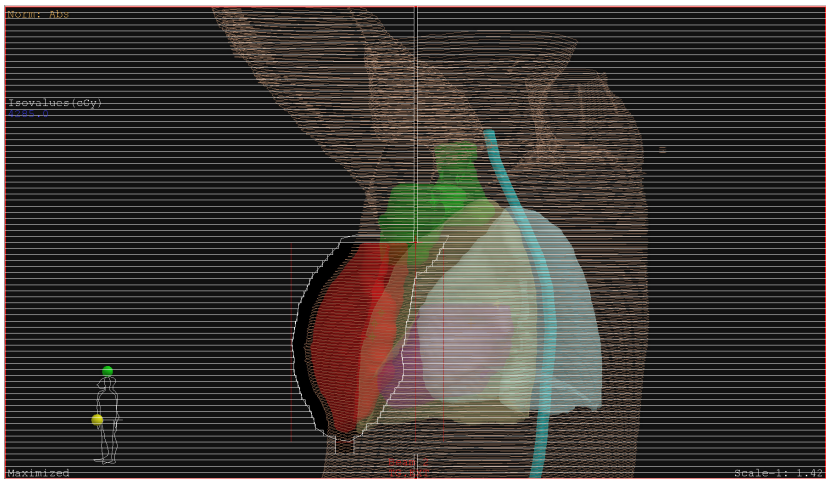


Figura 4.6: multiláminas de la tangente externa para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

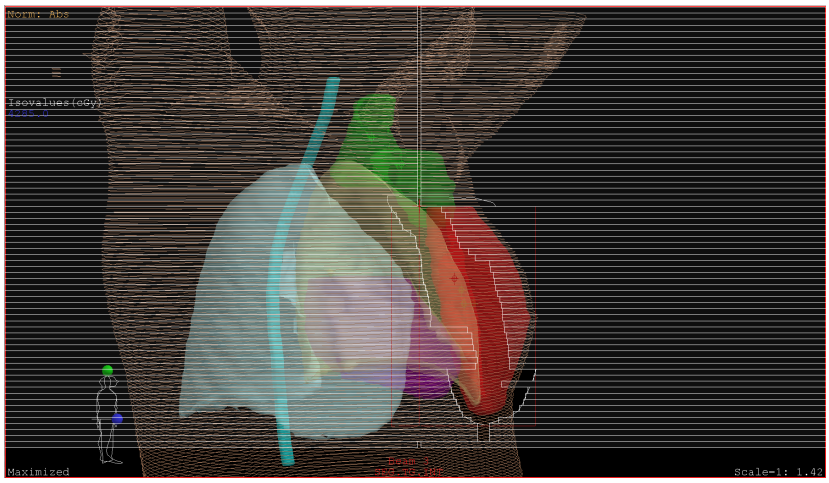


Figura 4.7: multiláminas de la tangente interna segmentada para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

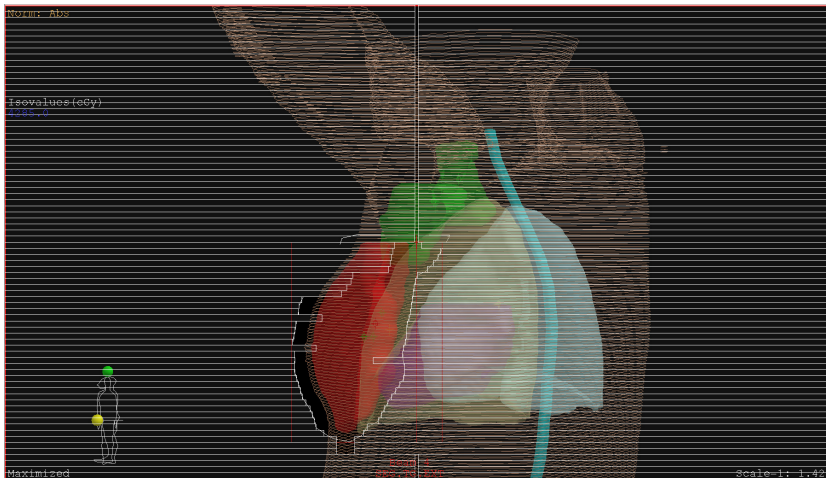


Figura 4.8: multiláminas de la tangente externa segmentada para el tratamiento del PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

Otra manera de optimizar la distribución de dosis es mediante el uso del punto de prescripción de un haz de radiación. Cada campo creado por el operador posee un punto de prescripción (o peso) y este puede ser reubicado dentro del PTV. La dosis otorgada por cada haz incide en el punto de prescripción, de ahí parte la distribución de dosis mediante el cálculo del sistema de planificación considerando las densidades que proporciona la imagen (mediante los tonos de grises). Si este peso se mueve bruscamente, la cobertura del PTV (en este caso PTV MAMA) no tendrá los valores esperados.

Tabla 4.1: Ángulos del gantry utilizados para el tratamiento del PTV MAMA.

Pacientes	Tangente Interno / Tangente Segmentado Interno	Tangente Externo / Tangente Segmentado Externo
1	312.0°	136.0°
2	308.0°	129.0°
3	307.0°	129.0°
4	305.0°	124.0°
5	307.9°	129.2°
6	318.5°	139.1°
7	302.3°	123.0°
8	314.6°	137.0°
9	302.0°	123.0°
10	299.6°	119.0°
11	304.9°	123.6°
12	303.8°	123.5°
13	302.5°	122.0°
14	311.3°	133.4°
15	311.8°	133.5°
16	313.8°	134.2°
17	304.5°	123.4°
18	305.5°	125.0°
19	316.9°	138.0°
promedio	308° ± 5.4°	128.7° ± 6.3°

Tabla 4.2: Dosis por cada haz en el tratamiento del PTV MAMA.

Pacientes	Tangente Interno (cGy)	Tangente Externo (cGy)	Tangente Interno Segmentado (cGy)	Tangente Externo Segmentado (cGy)
1	1855	1750	200	200
2	1850	1755	200	200
3	1800	1805	200	200
4	1805	1800	200	200
5	1805	1800	200	200
6	1805	1800	200	200
7	1800	1805	200	200
8	1905	1700	200	200
9	1805	1800	200	200
10	1805	1800	200	200
11	1805	1800	200	200
12	1805	1800	200	200
13	1805	1800	200	200
14	1805	1800	200	200
15	1805	1800	200	200
16	1805	1800	200	200
17	1805	1800	200	200
18	1805	1800	200	200
19	1805	1800	200	200
promedio	1814.7 $\pm$ 26.6	1790.3 $\pm$ 26.6	200	200

El siguiente paso es deshabilitar los campos utilizados en el PTV MAMA y crear nuevos campos para el PTV SCV/ASCV. Se crearon como mínimo y máximo 2 y 4 campos, respectivamente; algunos campos fueron segmentados y/o se implemento el uso de cuñas. El menor ángulo de rotación del gantry fue de 0° y el mayor de 350°; mientras que, los ángulos en el colimador fueron de 0°, 90° y 270°; estos últimos se deben al sentido de la cuña interna en el acelerador lineal. La cantidad de campos varía dependiendo de la ubicación, tamaño y forma del tumor. El ángulo del gantry, la dosis y la cantidad de campos se visualizan en la -Tabla 4.3 y 4.4-.

Por ejemplo en un plan de tratamiento, la cantidad de campos utilizados fue de cuatro. El campo 1, ver -Figura 4.9-, es un campo anterior (o ventral) con ángulos de gantry igual a 0° y colimador de 90°; el campo 2, ver -Figura 4.10-, es un campo posterior oblicuo (o dorsal oblicuo) con ángulos de gantry igual a 139° y colimador de 270°; El campo 3 y 4, ver -Figura 4.11 y 4.12-, son segmentos del campo 1 y 2, y por lo tanto, poseen los mismos ángulos (correspondiente a cada campo), pero con dosis bajas.

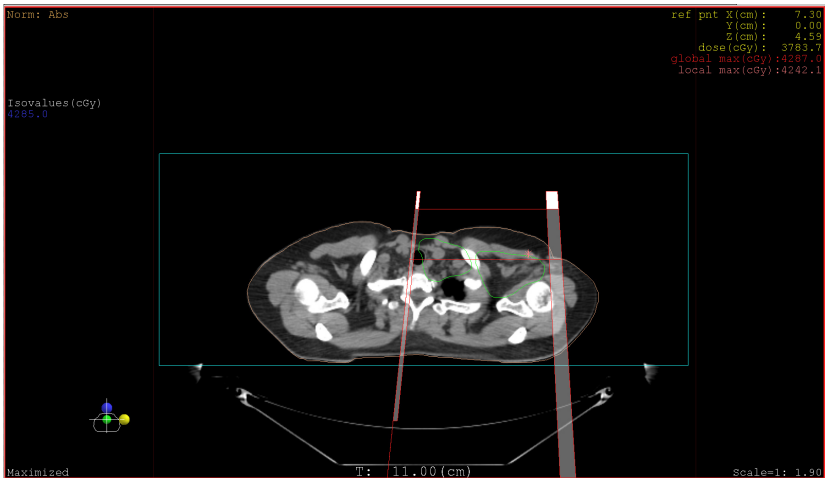


Figura 4.9: Campo anterior para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

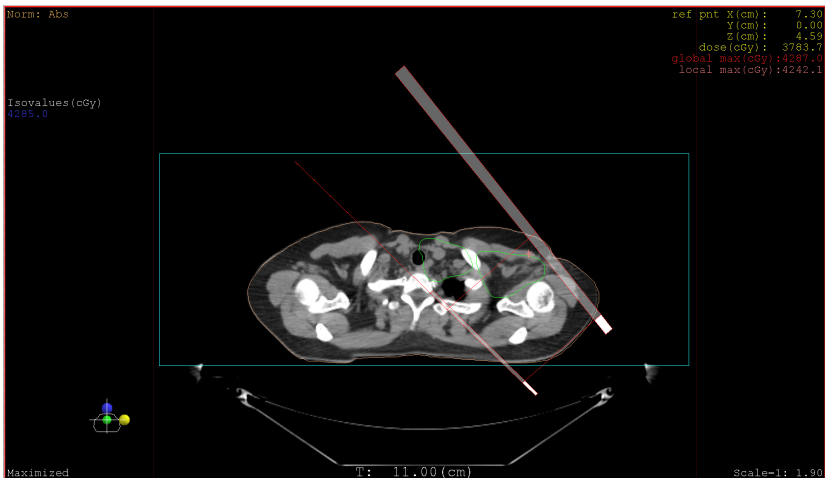


Figura 4.10: Campo posterior oblicuo para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

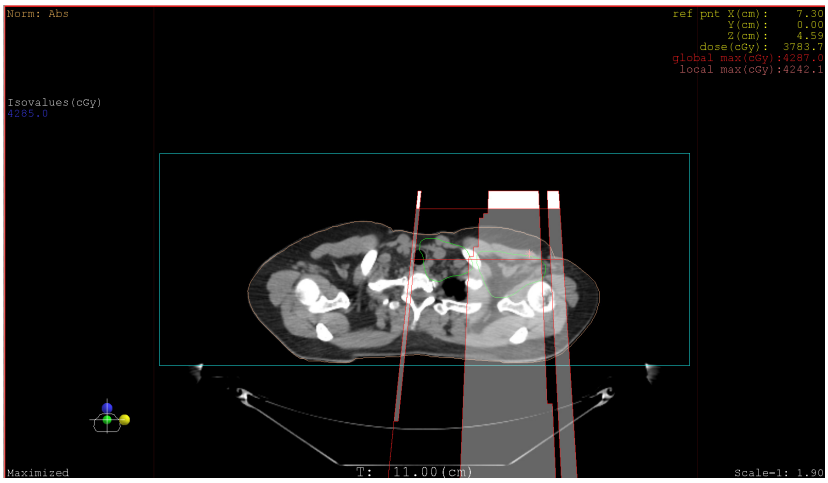


Figura 4.11: Campo anterior segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

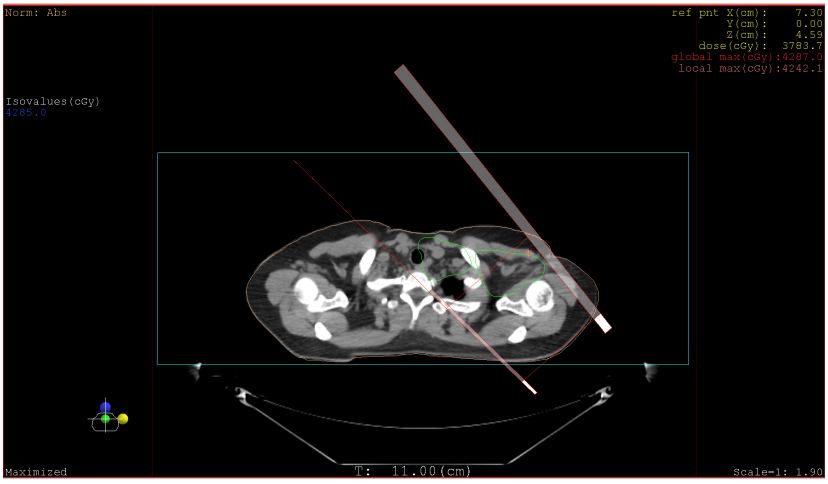


Figura 4.12: Campo posterior oblicuo segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

Al igual que el PTV MAMA se deben adecuar los margenes utilizando las multiláminas, cuya finalidad es cubrir el PTV SCV/ASCV reduciendo la toxicidad en los órganos cercanos sin descuidar la distribución de dosis en el PTV. Las -Figuras 4.13, 4.14, 4.15 y 4.16- muestra los puntos de prescripción y como se adecuaron los margenes para el campo anterior, campo posterior oblicuo, campo anterior segmentado y campo posterior oblicuo segmentado, respectivamente.

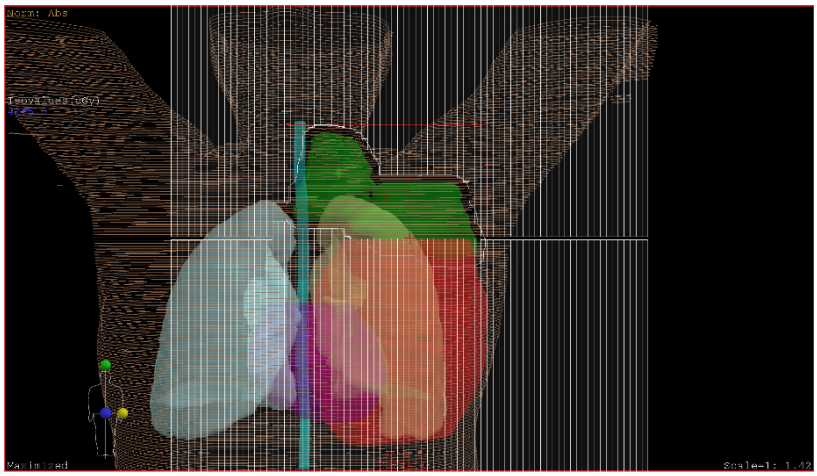


Figura 4.13: Multiláminas del campo anterior para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

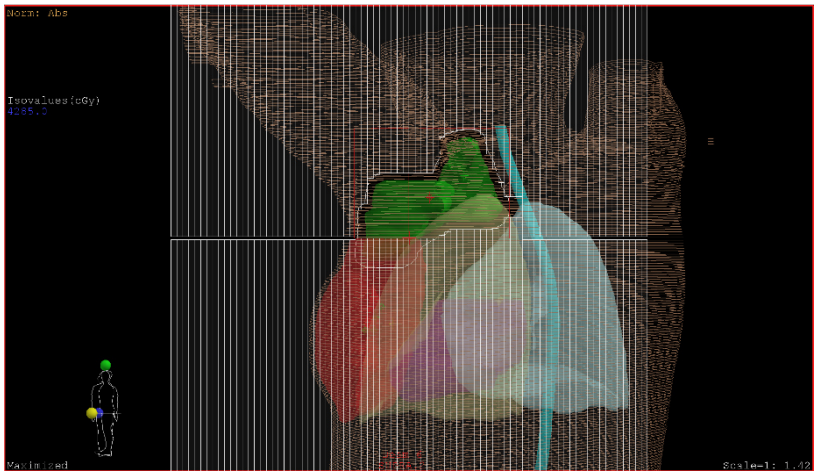


Figura 4.14: Multiláminas del campo posterior oblicuo para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

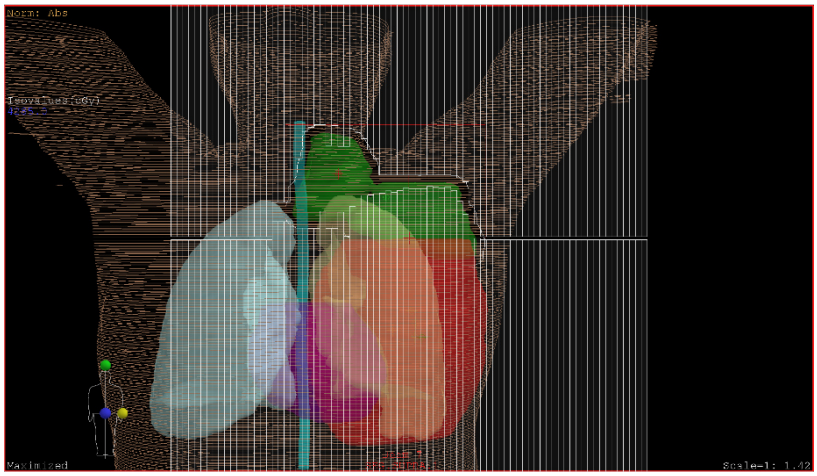


Figura 4.15: Multiláminas del campo anterior segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

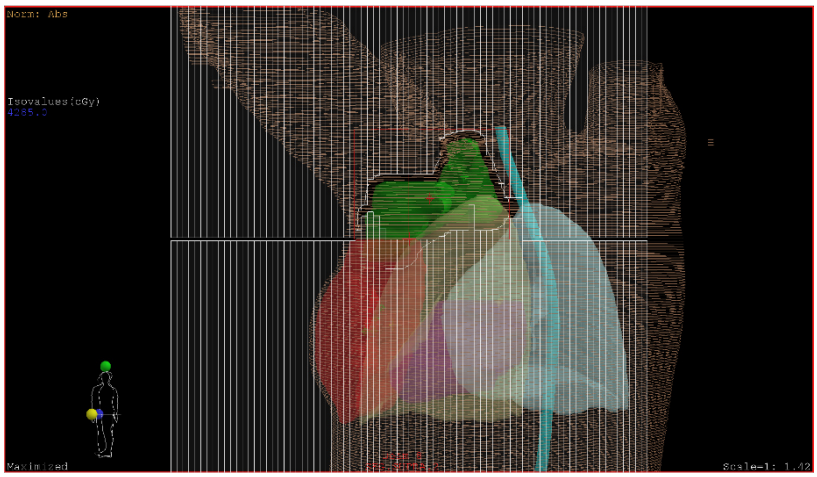


Figura 4.16: Multiláminas del campo posterior oblicuo segmentado para el tratamiento del PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

Tabla 4.3: Ángulo del gantry y el colimador utilizados para el PTV SCV/ASCV.

Pac.	Campo 1 Ángulo Gantry / Ángulo colimador	Campo 2 Ángulo Gantry / Ángulo colimador	Campo 3 Ángulo Gantry / Ángulo colimador	Campo 4 Ángulo Gantry / Ángulo colimador
1	$324.^o3/90^o$	$10.2^o/270^o$	$163.9^o/0^o$	-
2	$15^o/270.0^o$	$340^o/90.0^o$	$150^o/270.0^o$	-
3	$324.0^o/90.0^o$	$21.0^o/270.0^o$	$165.0^o/90.0^o$	$21.0^o/270.0^o$
4	$0.0^o/90.0^o$	$0.0^o/90.0^o$	-	-
5	$332.6^o/90.0^o$	$21.0^o/270.0^o$	$170.0^o/0.0^o$	$332.6^o/90.0^o$
6	$0.0^o/90.0^o$	$137.3^o/90.0^o$	$0.0^o/90.0^o$	-
7	$5.0^o/90.0^o$	$122.2^o/0.0^o$	$5.0^o/90.0^o$	-
8	$325.0^o/90.0^o$	$40.0^o/90.0^o$	$145.0^o/0.0^o$	-
9	$346.0^o/270.0^o$	$13.3^o/90.0^o$	$148.1^o/270.0^o$	$13.3^o/90.0^o$
10	$5.7^o/270.0^o$	$143.0^o/270.0^o$	-	-
11	$0.0^o/90.0^o$	$139.0^o/270.0^o$	$0.0^o/90.0^o$	$139.0^o/270.0^o$
12	$350.0^o/270.0^o$	$125.5^o/0.0^o$	-	-
13	$0.0^o/270.0^o$	$157.2^o/0.0^o$	$0.0^o/270.0^o$	-
14	$8.0^o/270.0^o$	$121.0^o/270.0^o$	$350.0^o/90.0^o$	$8.0^o/270.0^o$
15	$0.0^o/270.0^o$	$135.0^o/270.0^o$	$0.0^o/270.0^o$	-
16	$0.0^o/270.0^o$	$50.0^o/270.0^o$	$147.9^o/270.0^o$	$0.0^o/270.0^o$
17	$0.0^o/270.0^o$	$140.0^o/270.0^o$	-	-
18	$0.0^o/90.0^o$	$147.3^o/90.0^o$	$0.0^o/90.0^o$	-
19	$0.0^o/270.0^o$	$166.5^o/270.0^o$	$0.0^o/270.0^o$	-

Tabla 4.4: Dosis por cada haz en el tratamiento del PTV SCV/ASCV.

Pacientes	campo 1 (cGy)	Campo 2 (cGy)	Campo 3 (cGy)	Campo 4 (cGy)
1	2005	1200	800	-
2	1900	1200	905	-
3	1650	1350	805	200
4	3805	200	-	-
5	2000	1000	805	200
6	3000	805	200	-
7	3005	800	200	-
8	1700	1500	805	-
9	1200	1800	805	200
10	3200	805	-	-
11	3000	605	200	200
12	3200	805	-	-
13	3000	805	200	-
14	1500	805	1500	200
15	3000	805	200	-
16	2000	1000	805	200
17	3200	805	-	-
18	3000	805	200	-
19	3000	805	200	-

Antes de dar por finalizado el proceso de planificación, se activaron conjuntamente todos los campos generados, ver -Figura 4.17-, y se verificó la cobertura de dosis en ambos PTV. Si surgen nuevos puntos calientes, se los suprime mediante el uso de multiláminas o modificando el punto de prescripción. La -Figura 4.18, 4.19 y 4.20- muestran la cobertura del volumen al 95 % de la dosis prescrita ($V_{95\,\%}$) en el PTV MAMA, PTV SCV/ASCV y el PTV TOTAL, respectivamente. Por último, se analiza las dosis en los órganos de riesgo y se evalúa las dosis mediante el histograma dosis - volumen, ver -Figura 4.21-.

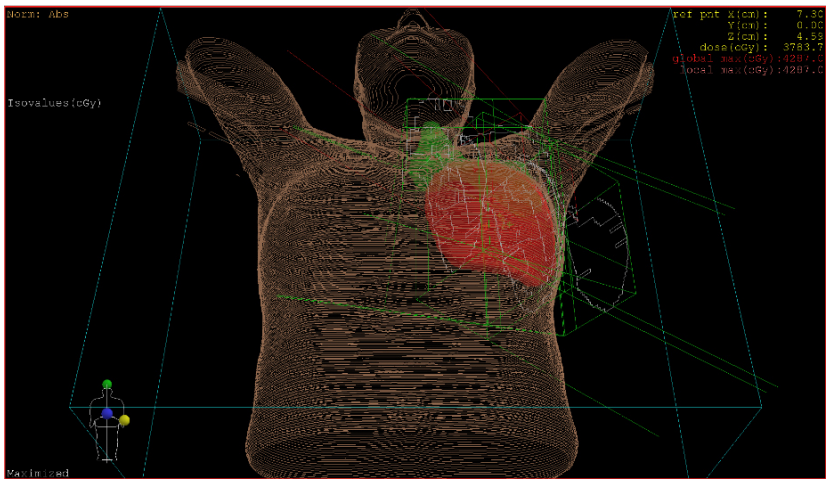


Figura 4.17: Todos los campos utilizados en el tratamiento de la paciente 11 y obtenidos de la interfaz gráfica XIO.

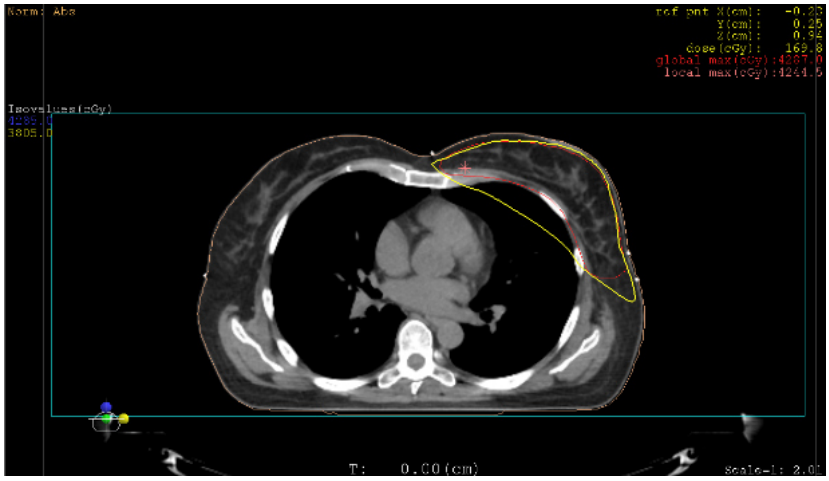


Figura 4.18: Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV MAMA obtenido de la interfaz gráfica XIO.

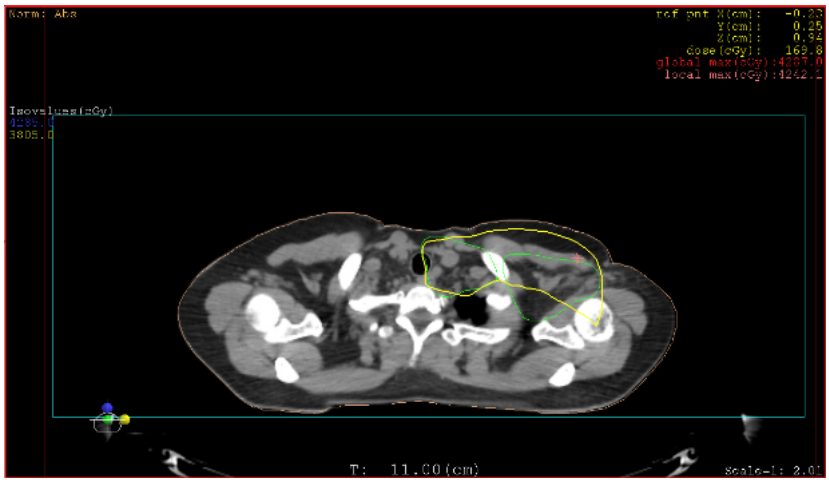


Figura 4.19: Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV SCV/ASCV obtenido de la interfaz gráfica XIO.

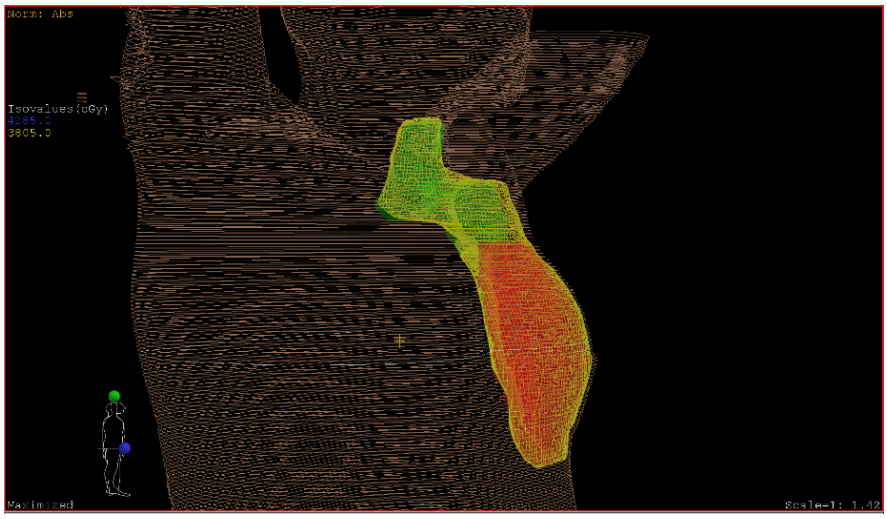


Figura 4.20: Isodosis al 95 % de la dosis prescrita en el PTV TOTAL obtenido de la interfaz gráfica XIO.

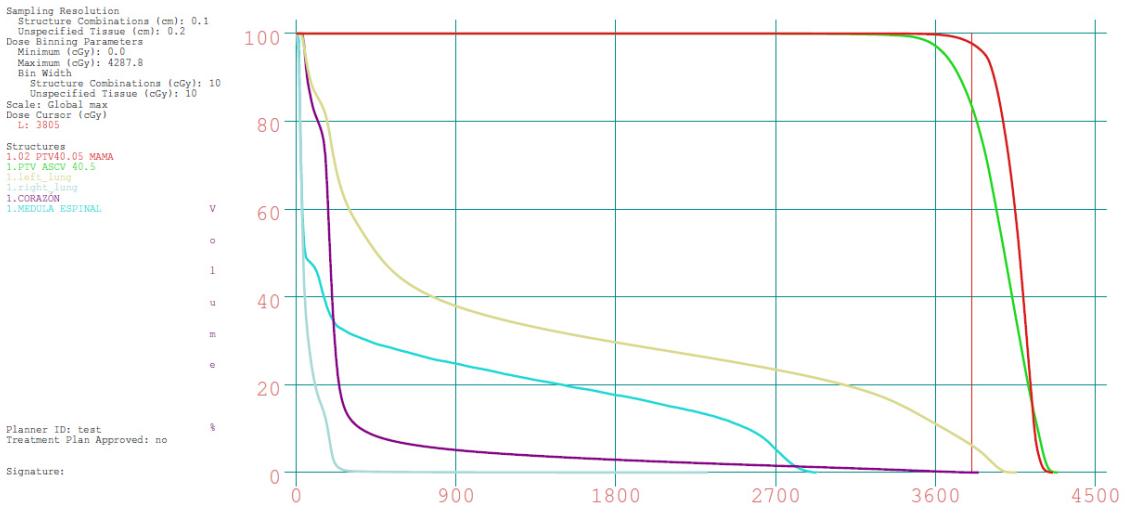


Figura 4.21: Histograma Dosis - Volumen obtenido de la interfaz gráfica XIO.

Un agregado para este proyecto fue medir algunos parámetros de la mama como: la distancia de los extremos del arco interno, el grosor y la cuerda entre los extremos del arco interno con el mismo; para así calcular la curvatura interna de la mama (considerando la curvatura interna como un arco de circunferencia). También se midieron las distancias de los extremos entre los términos direccionales anatómicos antero-posterior y las distancias de los extremos entre los términos direccionales anatómicas laterales, obtenidas de un corte axial centrado en la mama izquierda. La -Figura 4.22- muestra como se obtuvieron los parámetros mencionados y la -Tabla 4.5- los resultados obtenidos.

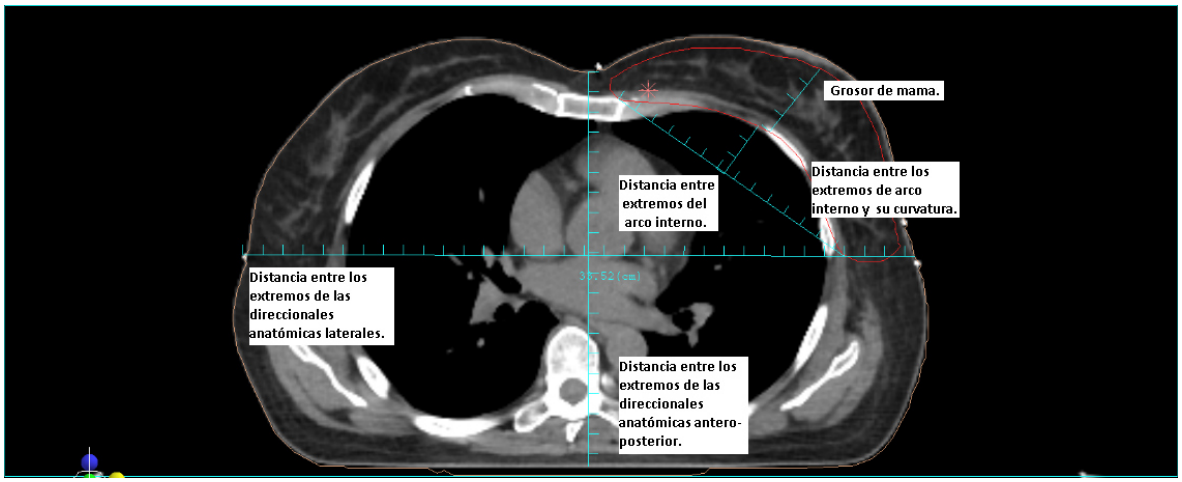


Figura 4.22: Parámetros de la mama izquierda obtenidos de la interfaz gráfica XIO.

Tabla 4.5: Parámetros obtenidos de un corte axial centrado en la mama izquierda.

Pac.	Distancia entre los extremos (cm)	Distancia central (cm)	Grosor (cm)	Distancia entre los extremos laterales (cm)	Distancia entre los extremos antero-posterior (cm)
1	13.83	2.87	5.30	34.33	20.17
2	13.31	1.88	5.95	40.57	26.21
3	15.71	1.86	6.41	38.06	23.41
4	11.49	2.26	3.09	29.17	18.58
5	14.85	2.38	4.97	39.72	23.18
6	13.19	3.05	5.07	35.37	20.12
7	14.10	2.39	4.18	36.52	21.56
8	13.41	2.25	0.05	34.74	21.68
9	15.10	2.94	4.86	36.91	22.76
10	12.77	2.10	3.71	31.27	19.15
11	13.71	2.99	3.99	33.52	19.65
12	14.08	2.87	3.54	35.54	20.94
13	13.04	1.79	3.53	34.40	20.80
14	13.85	2.98	4.29	31.29	22.53
15	14.07	2.73	3.58	32.58	21.77
16	14.41	3.42	4.41	35.78	23.72
17	15.02	2.74	4.77	37.35	22.03
18	13.12	2.05	3.45	34.78	20.53
19	11.24	1.81	3.97	32.48	21.43
promedio	13.69	2.47	4.10	35.00	21.67
Des. Estándar	1.13	0.50	1.33	2.91	1.82

4.2. Tratamientos Mediante la Terapia Volumétrica de Arcos Modulados

Para realizar la planificación del paciente mediante la técnica VMAT, es necesario adquirir las imágenes TC por medio de sistemas de registro y verificación (Record and verify systems). Posteriormente, mediante las opciones integradas en la consola del planificador, seleccionamos el uso de la técnica VMAT e imprimimos la dosis prescrita en el isocentro; este último lo ubicamos en el centro del PTV MAMA (preferentemente). Los parámetros iniciales del haz se modificaron acorde al tipo de tumor del plan de tratamiento, y estos son: la cantidad de arcos, la unidad de tratamiento, tipo de radiación, energía, ángulo recorrido por el gantry y ángulo del colimador, ver -Figura 4.23-.

La cantidad de arcos utilizados en cada uno de los pacientes varía de uno a cuatro, la unidad de tratamiento fue elekta infinity (para haces de fotones con energías de 6 MV), el menor ángulo recorrido por el gantry fue de 207.4°, en sentido antihorario, mientras que el mayor valor fue de 240°, en sentido horario (ambos sentidos se toman con respecto al corte axial), y por último, el menor y mayor ángulo del colimador fue de 5° y 100°, respectivamente. La -Tabla 4.6- muestra los ángulos del gantry, los arcos recorrido por el gantry y los ángulos del colimador.

Prescription Information: [A]

Rx Site	Prescribe To:	Rx Dose (cGy)	Fractional Dose (cGy)	Number of Fractions
PTV 60	Plan Isocenter	4005.0	267.0	15

Actual Dose(cGy): 3918.6

Rescale: 100.00 % of 4005.0 cGy to the Mean of PTV MAMA
Dose rescaled by a ratio of 0.994

Algorithm: Monte Carlo Photon

Statistical Uncertainty (%) per Calculation: 3.00

Delivery Mode: VMAT

Beam Information

Scan Reference Coordinates (cm): No Scan Reference Point has been selected

Seq.	Description	Treatment Unit	Modality	Energy	Gantry (deg)	Coll. (deg)	Couch (deg)	Isocenter X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	# of Segs	MU/Fx
1	ARC1	03InfinityIMRT	Photon	6.0 MV	300.0/240.0	5.0	0.0	10.03	-7.23	0.45	114	777.08
2	ARC2	03InfinityIMRT	Photon	6.0 MV	150.0/-210.0	45.0	0.0	10.03	-7.23	0.45	92	515.92
3	ARC3	03InfinityIMRT	Photon	6.0 MV	300.0/208.1	88.0	0.0	10.03	-7.23	0.45	85	223.40
										Total:	291	1516.40

Figura 4.23: Información de la prescripción y campos, obtenidos de la interfaz gráfica MONACO.

Tabla 4.6: Ángulos iniciales del gantry, arcos recorridos por el gantry y ángulos de los colimadores utilizados para ambos PTV.

	Ángulo de inicio/ Ángulo recorrido (Gantry)				Ángulo (Colimador)			
Pac.	Arco 1	Arco 2	Arco 3	Arco 4	Arco 1	Arco 2	Arco 3	Arco 4
1	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-
2	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-
3	300°/240°	150°/−210°	300°/208.1°	-	5°	45°	88°	-
4	300°/240°	147.5°/-207.5°	300°/207.7°	-	5°	45°	88°	-
5	300°/240°	150°/−210°	300°/210°	-	5°	45°	88°	-
6	300°/210°	-	-	-	5°	-	-	-
7	300°/210°	-	-	-	5°	-	-	-
8	300°/210°	150°/−210°	300°/210°	-	5°	45°	88°	-
9	300°/210°	-	-	-	5°	-	-	-
10	300°/220°	-	-	-	5°	-	-	-
11	300°/210°	-	-	-	10°	-	-	-
12	300°/210°	-	-	-	10°	-	-	-
13	300°/240°	150°/−210°	300°/210°	-	5°	45°	88°	-
14	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-
15	300°/220°	-	-	-	10°	-	-	-
16	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-
17	300°/240°	147.4°/-207.4°	300°/210°	150°/-207.8°	5°	45°	88°	100°
18	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-
19	300°/240°	-	-	-	5°	-	-	-

Seguidamente, luego de haber ajustado los parámetros del haz, insertamos las funciones de costos biológicas y/o físicas necesarias para el tratamiento mediante la opción de restricción de IMRT. Las funciones de costos utilizadas en este proyecto se visualizan en la -Figura 4.29-, y se describirán a continuación.

La Función **Target EUD** es una función de costo biológica que se utiliza principalmente para la región del PTV, ya que define la estructura del mismo como un objetivo; por ello, este sistema de la función genera automáticamente el tamaño de campo correspondiente a la estructura. Para hacer uso de esta función es necesario ingresar la dosis prescrita del plan de tratamiento y la sensibilidad celular, ver -Figura 4.24-.

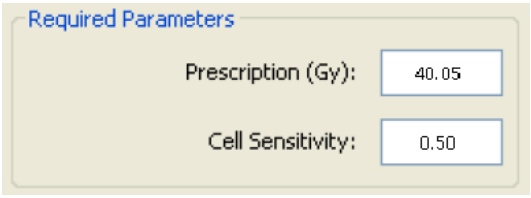


Figura 4.24: Función de costo Target EUD obtenido de la interfaz MONACO.

La Función **Quadratic Overdose** es una función de costo física que fue utilizada en la región del PTV MAMA, PTV SCV/ASCV y en tejidos epiteliales involucrados. Esta función permite limitar los puntos calientes en el volumen objetivo a partir de una dosis máxima, tolerando un exceso de dosis que el sistema esta dispuesto aceptar. Para hacer uso de esta función se ingresa la dosis máxima (Maximum Dose) y el exceso de dosis de la raíz cuadrada media (RMS Dose Excess), ver -Figura 4.25-. Si la dosis absorbida sobrepasa el valor del RMS Dose Excess, el optimizador hace un esfuerzo para reducir el exceso de dosis.

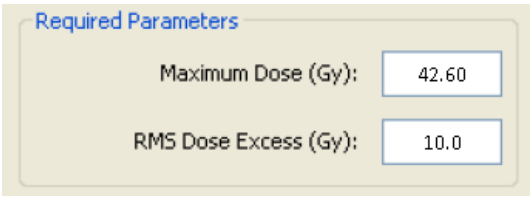


Figura 4.25: Función de costo Quadratic Overdose obtenido de la interfaz MONACO.

La Función **Target Penalty** es una función de costo física que se origina a partir de una dosis umbral; es decir, genera gradientes de dosis cuando el volumen objetivo ha alcanzado la dosis umbral. Para usar esta función en necesario ingresar la dosis umbral y el porcentaje del volumen mínimo que debe alcanzar la dosis. Esta función de costo se utilizó en ambos PTV, ver -Figura 4.26-.

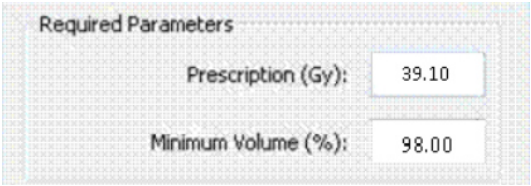


Figura 4.26: Función de costo Target Penalty obtenido de la interfaz MONACO.

La Función **Serial** es una función de costo biológica que permite aplicar grandes penalizaciones, en puntos calientes, incluso si son muy pequeños en volumen. Para el uso de esta función es necesario ingresar una dosis uniforme equivalente (EUD) donde el valor es similar a una dosis máxima aceptable y un parámetro de efecto de volumen del exponente de la ley de potencia (k). Esta función se utiliza generalmente en los organos de riesgo, ver -Figura 4.27-.

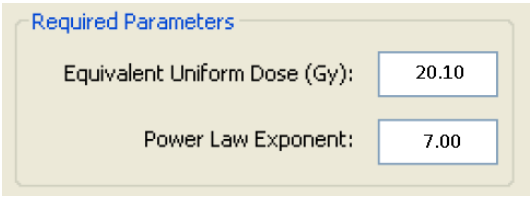


Figura 4.27: Función de costo Serial obtenido de la interfaz MONACO.

La función **Parallel** es una función de costo biológica que se utiliza generalmente en órganos que aguanten altos valores de dosis, en pequeños volúmenes. Esta función requiere tres parámetros; el primero, es la dosis de referencia (EUD); el segundo, es el isoconstrains y; el tercero, es el exponente de la ley de potencia (k), ver -Figura 4.28-.

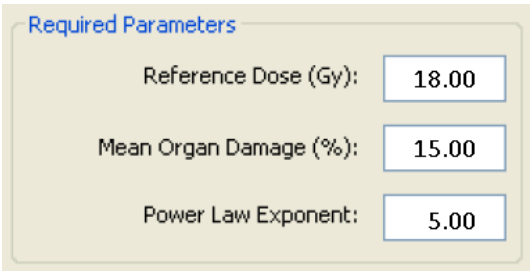


Figura 4.28: Función de costo Parallel obtenido de la interfaz MONACO.

Structure Name	Cost Function	Enabled	Status	Manual	Weight	Threshold cGy	Multi-Criterial	Iso Constraint	Iso Effect	Relative Impact
PTV MAMA	Target EUD	On	On	No	1.00		Off	4005.0	0.0	
	Quadratic Overdose	On	On	No	7.39	4250.0	Off	10.0	0.0	
	Target Penalty	On	On	No	1.00		Off	3880.0	0.0	
PTC SCV/ASCV	Target EUD	On	On	No	1.00		Off	4005.0	0.0	
	Quadratic Overdose	On	On	No	2.08	4230.0	Off	10.0	0.0	
	Target Penalty	On	On	No	1.00		Off	3870.0	0.0	
PUL. IZQ	Serial	On	On	No	0.01		Off	3400.0	0.0	
	Serial	On	On	No	3.41		Off	2300.0	0.0	
	Parallel	On	On	No	0.01	2000.0	Off	30.00	0.00	
CORAZON	Serial	On	On	No	0.01		Off	680.0	0.0	
	Serial	On	On	No	10.00		Off	800.0	0.0	
MEDULA ESP.	Serial	On	On	No	0.01		Off	1100.0	0.0	
PUL. DER	Serial	On	On	No	1.01		Off	210.0	0.0	
patient	Quadratic Overdose	On	On	No	0.01	3900.0	Off	15.0	0.0	
	Quadratic Overdose	On	On	No	10.00	2100.0	Off	90.0	0.0	
	Quadratic Overdose	On	On	No	7.17	1200.0	Off	200.0	0.0	

Figura 4.29: Funciones de costo obtenidos del TPS MONACO.

Luego de introducir las funciones de costos biológicas y/o físicas, realizamos un primer cálculo mediante el algoritmo pencil beam; este algoritmo es relativamente rápido y permite reconstruir la distribución de dosis del haz completo por superposición. Una vez concluido el cálculo analizamos si los valores cumplen con las restricciones o se asemejan a lo que queremos obtener, y posteriormente, pasamos a un algoritmo más exacto que es el Monte Carlo, esperamos que termine y analizamos las curvas de isodosis, ver -Figura 4.30-; las restricciones, ver-Figura 4.31-; y el DVH, ver -Figura 4.32-. Por último se realizaran nuevos cambios si es necesario, pero si el plan de tratamiento es aceptable entonces la planificación estaría concluida.

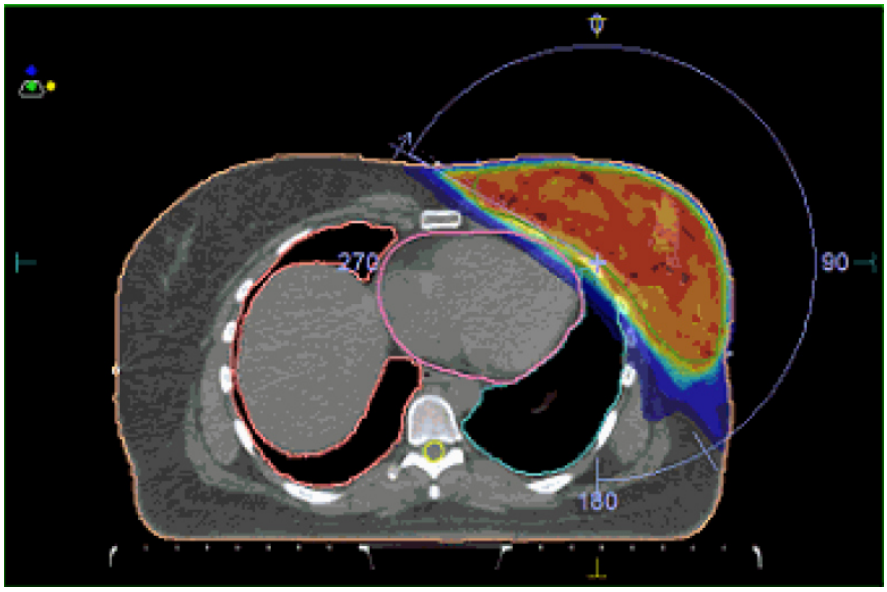


Figura 4.30: Imagen del PTV MAMA obtenida de la interfaz gráfica MONACO.

Description:
Comment: ALL COORDINATES ARE REPORTED IN THE DICOM COORDINATE SPACE.

Structure	Volume (cm³)	Plan Name	Min Dose cGy	Max Dose cGy	Mean Dose cGy	Cold Ref cGy	Vol < (cm³)	% Vol < Cold Ref	Hot Ref cGy	Vol > (cm³)	% Vol > Hot Ref	% Inside Calc Vol	Inside StudySet
CORAZON	616.386	ESTUDIOMONACO	153.1	3668.9	547.4				825.3	61.639	10.00	100.00	Yes
MEDULA ESP.	28.320	ESTUDIOMONACO	103.2	889.8	299.6				691.0	0.566	2.00	100.00	Yes
PTC SCV/ASCV	239.622	ESTUDIOMONACO	3414.5	4456.3	4013.0				3872.6	227.641	95.00	100.00	Yes
PTV MAMA	1052.979	ESTUDIOMONACO	3148.2	4625.6	4005.0				3841.4	1000.330	95.00	100.00	Yes
PUL. DER	1074.558	ESTUDIOMONACO	81.7	492.5	186.9				237.3	161.184	15.00	100.00	Yes
PUL. IZQ	802.920	ESTUDIOMONACO	210.5	4107.9	1179.8				1326.0	240.876	30.00	100.00	Yes

Figura 4.31: Valores de dosis obtenidos del TPS MONACO.

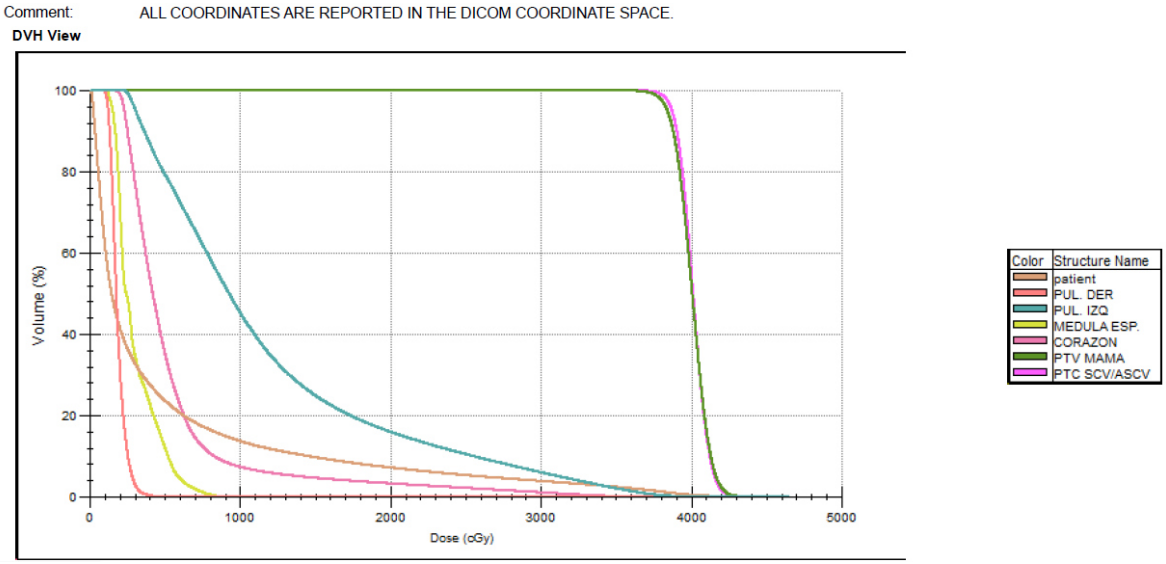


Figura 4.32: Histograma Dosis - Volumen obtenidos de la interfaz gráfica MONACO.

Capítulo 5

Resultados y Análisis

Este capítulo muestra los resultados obtenidos en los sistemas de planificación XIO y MONACO. Los parámetros a comparar son: el volumen de las regiones de interés, la curva de isodosis, el porcentaje del volumen al 95 % de la dosis prescrita, el índice de conformidad, el índice de homogeneidad, las dosis en los órganos de riesgo y las dosis al 98 %, 50 %, y 2 % del PTV. Por último, la significación estadística en cada comparación se determinará mediante el uso de la prueba "t" de Student con un nivel de significación de "p" = 0.05.

5.1. Volúmenes de las regiones de interés (ROI)

La -Tabla 5.1- muestra el promedio de los volúmenes del PTV MAMA, PTV SCV/ASCV, pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y médula espinal. Por otra parte, el resultado de los volúmenes para cada una de las pacientes, mediante el planificador XIO y MONACO, se encuentran en la -Tabla 3.1 y 3.2-, respectivamente.

El promedio obtenido en el planificador XIO y MONACO para el PTV MAMA es de 696.31 ± 204.61 cm^3 y 695.42 ± 203.08 cm^3, respectivamente, con una variación porcentual superior en XIO de 0.13 %. De igual manera, el PTV SCV/ASCV tiene una variación porcentual mayor en XIO de 0.07 % y con valores promedios de 183.04 ± 62.34 cm^3 y 182.92 ± 62.19 cm^3 en XIO y MONACO, respectivamente. En los órganos de riesgo los volúmenes son mayores en MONACO con una variación porcentual de 0.13 %, 0.02 %, 0.02 % y 0.06 % en el pulmón izquierdo, pulmón derecho, corazón y medula espinal, respectivamente. Los resultados del nivel de significación estadística "p", realizado en la comparación de ambos TPS, son de 0.4948 para el PTV MAMA, 0.4976 para el PTV SCV, 0.4988 en el pulmón izquierdo, 0.4984 en el pulmón derecho, 0.4988 en el corazón y 0.4972 en la médula espinal. Por lo tanto, se concluye que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre los volúmenes de ambos TPS.

Tabla 5.1: Comparación de volúmenes en XIO y MONACO.

	XIO (cm^3)	MONACO (cm^3)	Variación Porcentual (%)	"p" valor
PTV MAMA	696.31 ± 204.61	695.42 ± 203.08	0.13	0.4948
PTV SCV/ASCV	183.04 ± 62.34	182.92 ± 62.19	0.07	0.4976
Pulmón Izquierdo	1130.52 ± 163.34	1130.69 ± 163.25	0.13	0.4988
Pulmón Derecho	1383.43 ± 225.10	1383.69 ± 225.26	0.02	0.4984
Corazón	561.69 ± 95.68	561.79 ± 95.75	0.02	0.4988
Médula Espinal	33.65 ± 8.07	33.67 ± 8.09	0.06	0.4972

5.2. PTV

Los resultados del índice de conformidad, índice de homogeneidad y las dosis absorbida para coberturas de volumen al 95 %, 98 %, 50 % y 2 %, en las 19 pacientes, se muestran en las -Tablas 5.3, 5.4, 5.6 y 5.7 -. Mientras que la diferencia estadística de los valores promedios, para los parámetros mencionados, se visualizan en las -Tablas 5.2 y 5.5-.

5.2.1. PTV MAMA

El promedio de la $D_{50\,\%}$ para la técnica 3D CRT y VMAT son de 40.64 ± 0.59 Gy y 40.21 ± 0.28 Gy, respectivamente; siendo los planes en 3D CRT mayores a VMAT con una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.004$). En cuanto a la $D_{98\,\%}$, el promedio resulto ser mayor en VMAT con un valor igual a 37.65 ± 0.41 Gy en comparación a 36.84 ± 1.48 Gy de 3D CRT; dicha dosis ($D_{98\,\%}$) posee una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.021$). Por otra parte, en la $D_{95\,\%}$ y $D_{2\,\%}$ la diferencia estadística es insignificante debido a los resultados obtenidos en la significación estadística p, de 0.575 y 0.734, respectivamente. Siendo el promedio en la $D_{95\,\%}$ de 38.13 ± 1.41 Gy, para los planes en 3D CRT, y 38.31 ± 0.22 Gy, para los planes en VMAT; mientras que la media en la $D_{2\,\%}$ resulto ser de 42.24 ± 0.32 Gy y 42.20 ± 0.41 Gy en 3D CRT y VMAT, respectivamente. Por su parte, el IC no obtuvo una diferencia estadística significativa debido a su valor de 0.159. El promedio del IC obtenido en los planes 3D CRT es igual a 0.66 ± 0.17, en comparación a VMAT cuya media es de 0.60 ± 0.08. Por último, en el IH se obtuvo un valor de significación igual a 0.047; por ello, no es posible asegurar con certeza que la técnica VMAT distribuye homogéneamente mejor la dosis prescrita en el PTV MAMA. Los valores promedios del IH para 3D CRT y VMAT son de 0.13 ± 0.04 y 0.11 ± 0.02, respectivamente.

Tabla 5.2: Métricas de evaluación para el PTV MAMA.

	PTV MAMA		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{95\,\%}(Gy)$	38.13 ± 1.41	38.31 ± 0.22	0.575
$D_{98\,\%}(Gy)$	36.84 ± 1.48	37.65 ± 0.41	0.021
$D_{2\,\%}(Gy)$	42.24 ± 0.32	42.20 ± 0.41	0.734
$D_{50\,\%}(Gy)$	40.64 ± 0.59	40.21 ± 0.28	0.004
IC	0.66 ± 0.17	0.60 ± 0.08	0.159
IH	0.13 ± 0.04	0.11 ± 0.02	0.047

Tabla 5.3: Dosis al 50 %, 2 % y 98 % del volumen para el PTV MAMA.

	$D_{50\,\%}$(Gy)		$D_{2\,\%}$(Gy)		$D_{98\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT
1	40.89	40.75	42.52	42.61	35.66	37.25
2	40.67	39.55	42.24	41.67	37.85	38.25
3	39.96	40.00	41.84	42.06	37.99	38.05
4	40.83	40.20	42.45	42.39	37.59	37.45
5	39.65	40.15	41.39	42.16	37.33	37.55
6	40.97	40.40	42.48	42.24	37.43	37.95
7	40.47	40.09	42.42	42.65	36.90	37.43
8	39.69	40.12	41.72	42.32	37.29	37.44
9	41.46	40.17	42.47	42.20	34.23	37.36
10	41.54	40.67	42.59	42.56	35.13	37.19
11	40.70	40.14	42.03	41.79	37.43	37.33
12	41.50	40.16	42.61	42.13	37.56	37.23
13	40.79	40.62	42.40	42.60	38.11	38.10
14	40.99	40.27	42.46	42.33	36.49	37.60
15	40.34	40.04	42.18	41.90	35.65	37.77
16	39.67	39.94	42.21	41.88	33.15	37.59
17	40.46	40.58	42.14	43.15	36.89	37.07
18	41.16	40.06	42.23	41.73	39.22	38.21
19	40.41	40.01	42.13	41.46	38.01	38.47
Media	40.64	40.21	42.24	42.20	36.84	37.65
Des. Estándar	0.59	0.29	0.32	0.41	1.48	0.41

Tabla 5.4: Dosis al 95 % de la dosis prescrita, índice de conformidad e índice de homogeneidad para el PTV MAMA.

	$D_{95\,\%}$(Gy)		IC		IH	
Pac.	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT
1	38.47	38.26	0.72	0.73	0.17	0.13
2	39.00	38.65	0.68	0.51	0.11	0.09
3	37.68	38.41	0.48	0.51	0.10	0.10
4	39.30	38.09	0.76	0.57	0.12	0.12
5	36.97	38.23	0.33	0.52	0.10	0.11
6	38.66	38.49	0.76	0.63	0.12	0.11
7	38.00	38.16	0.62	0.66	0.14	0.13
8	37.10	38.07	0.34	0.52	0.11	0.12
9	37.87	38.11	0.81	0.55	0.20	0.12
10	37.78	38.09	0.84	0.73	0.18	0.13
11	39.14	38.19	0.72	0.56	0.11	0.11
12	39.11	38.16	0.86	0.55	0.12	0.12
13	39.41	38.49	0.71	0.73	0.11	0.11
14	38.34	38.28	0.77	0.66	0.15	0.12
15	37.35	38.37	0.60	0.56	0.16	0.10
16	33.35	38.33	0.39	0.56	0.23	0.11
17	38.28	38.06	0.62	0.72	0.13	0.15
18	39.89	38.61	0.85	0.55	0.07	0.09
19	38.70	38.80	0.62	0.54	0.10	0.07
Media	38.13	38.31	0.66	0.60	0.13	0.11
Des. Estándar	1.41	0.22	0.17	0.08	0.04	0.02

La -Figura 5.1- muestra el porcentaje del PTV MAMA que cubre el 95 % de la dosis prescrita ($V_{3805cGy}$), con respecto al 95 % del volumen. Los resultados obtenidos de la dosis, en los planes 3D CRT, varían a partir de la paciente 16 quien obtuvo el menor valor, igual a 33.35 Gy, incumpliendo con el mínimo recomendado de 38.05 Gy; la paciente 18 alcanzo la mayor dosis, de 39.89 Gy; y la paciente 7 obtuvo una dosis de 38.00 Gy, por lo que fue incluida como un paciente que cumple las recomendaciones internacionales. Por otra parte, los resultados obtenidos en los planes VMAT sobrepasaron el 95 % de la dosis prescrita; siendo la paciente 17 quien recibió la menor dosis de valor igual a 38.06 Gy; mientras que la paciente 19 alcanzó la mayor dosis con un valor de 38.80 Gy. Por lo tanto, el 37 % de los pacientes planificados mediante la técnica 3D CRT no superaron el 95 % de la dosis prescrita, y puede deberse a distintos factores que se discutirán más adelante; mientras que el 100 % de los pacientes planificados en

VMAT si cumplieron con los valores recomendados.

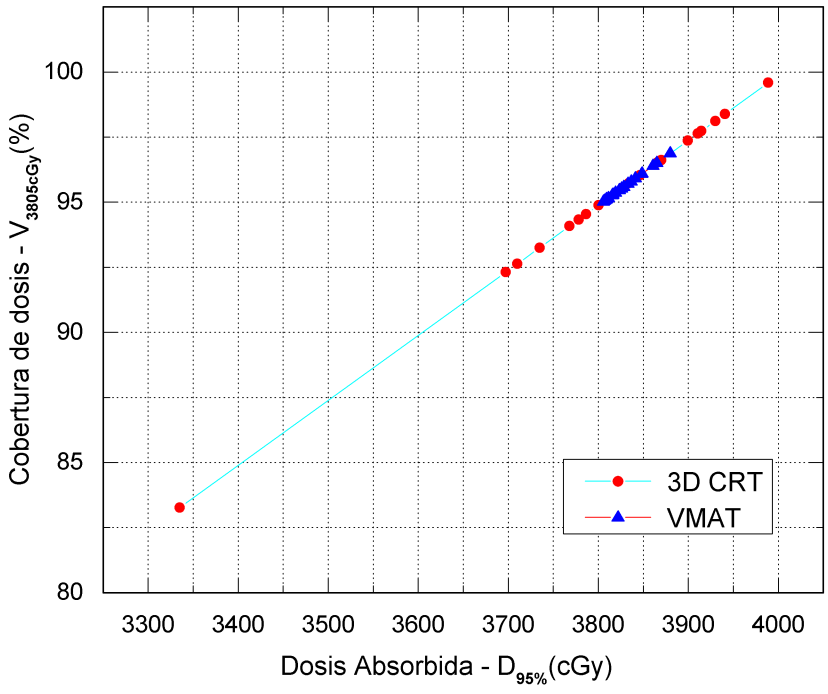


Figura 5.1: Comparación en la cobertura de dosis al 95 % de la dosis prescrita con respecto al 95 % del volumen para el PTV MAMA.

5.2.2. PTV SCV/ASCV

El promedio de la $D_{95\,\%}$ para el PTV SCV/ASCV en la técnica 3D CRT y VMAT es de 35.25 ± 1.88 Gy y 38.45 ± 0.22 Gy, respectivamente; ambos valores poseen una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$). De igual manera, la $D_{98\,\%}$ posee una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$); mientras que para la $D_{2\,\%}$ y $D_{50\,\%}$, no existe una diferencia estadísticamente significativa debido a sus valores de 0.119 y 0.327, respectivamente. El resultado de los promedios para la $D_{98\,\%}$, $D_{2\,\%}$ y $D_{50\,\%}$ en la técnica 3D CRT es de 35.32 ± 2.30 Gy, 42.20 ± 0.22 Gy y 40.04 ± 0.34 Gy, respectivamente; en cambio, para la técnica VMAT los valores promedios son de 37.78 ± 0.36 Gy, 42.03 ± 0.42 Gy y 40.16 ± 0.41 Gy, respectivamente. Por otra parte, los promedios del IC e IH resultaron ser óptimos en los planes VMAT con valores de 0.57 ± 0.11 y 0.11 ± 0.02, respectivamente; mientras que los valores obtenidos para la técnica 3D CRT son de 0.49 ± 0.09 y 0.17 ± 0.06, respectivamente. Ambos parámetros poseen una diferencia estadísticamente significativa de 0.021 y menor a 0.001, para el IC e IH, respectivamente.

Tabla 5.5: Métricas de evaluación para el PTV SCV/ASCV.

	PTV SCV/ASCV		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{95\,\%}(Gy)$	35.25 ± 1.88	38.45 ± 0.22	< 0.001
$D_{98\,\%}(Gy)$	35.32 ± 2.30	37.78 ± 0.36	< 0.001
$D_{2\,\%}(Gy)$	42.20 ± 0.22	42.03 ± 0.42	0.119
$D_{50\,\%}(Gy)$	40.04 ± 0.34	40.16 ± 0.41	0.327
IC	0.49 ± 0.09	0.57 ± 0.11	0.021
IH	0.17 ± 0.06	0.11 ± 0.02	< 0.001

Tabla 5.6: Dosis al 50 %, 2 % y 98 % del volumen para el PTV SCV/ASCV.

	$D_{50\,\%}$(Gy)		$D_{2\,\%}$(Gy)		$D_{98\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT
1	39.66	40.85	42.06	42.45	35.63	38.40
2	39.91	39.01	42.31	41.35	36.98	38.15
3	40.18	40.25	42.27	41.93	37.61	38.25
4	40.45	40.03	42.36	42.05	36.46	37.50
5	39.70	40.02	42.07	41.87	34.58	38.05
6	40.26	40.41	42.51	42.12	36.11	37.15
7	39.84	40.06	42.22	42.29	34.71	37.56
8	39.83	40.09	41.92	42.16	32.22	37.48
9	39.49	40.08	41.79	41.74	29.87	38.24
10	40.19	40.39	42.42	42.54	36.47	37.21
11	39.99	40.03	42.42	41.95	35.90	37.58
12	40.45	40.39	41.75	42.18	36.10	38.02
13	40.34	40.58	42.28	42.52	37.27	37.63
14	40.50	40.29	42.21	42.33	30.27	37.68
15	40.00	40.02	42.28	41.79	35.78	37.34
16	39.38	40.10	42.44	41.49	33.84	37.98
17	39.99	40.84	42.40	42.90	37.17	37.84
18	40.56	39.86	42.08	41.55	37.79	37.69
19	40.04	39.80	41.98	41.41	36.37	37.97
Media	40.04	40.16	42.20	42.03	35.32	37.78
Des. Estándar	0.34	0.41	0.22	0.42	2.30	0.36

Tabla 5.7: Dosis al 95 % de la dosis prescrita, índice de conformidad e índice de homogeneidad para el PTV SCV/ASCV.

	$D_{95\,\%}$(Gy)		IC		IH	
Pac.	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT	3D-CRT	VMAT
1	34.89	38.89	0.40	0.76	0.16	0.10
2	36.09	38.53	0.46	0.45	0.13	0.08
3	35.88	38.73	0.53	0.54	0.12	0.09
4	35.53	38.12	0.57	0.53	0.15	0.11
5	35.59	38.54	0.39	0.51	0.19	0.10
6	35.65	38.19	0.56	0.52	0.16	0.12
7	34.06	38.52	0.44	0.69	0.19	0.12
8	34.59	38.18	0.43	0.52	0.24	0.12
9	29.95	38.68	0.36	0.53	0.30	0.09
10	35.76	38.16	0.53	0.69	0.15	0.13
11	33.41	38.48	0.48	0.53	0.16	0.11
12	37.71	38.74	0.63	0.65	0.14	0.10
13	37.67	38.29	0.58	0.67	0.12	0.12
14	34.44	38.54	0.58	0.64	0.29	0.12
15	35.82	38.37	0.48	0.52	0.16	0.11
16	33.66	38.47	0.29	0.47	0.22	0.09
17	36.75	38.58	0.47	0.77	0.13	0.12
18	38.29	38.17	0.62	0.38	0.11	0.10
19	34.02	38.47	0.47	0.41	0.14	0.09
Media	35.25	38.45	0.49	0.57	0.17	0.11
Des. Estándar	1.88	0.22	0.09	0.11	0.06	0.02

La -Figura 5.2- muestra el porcentaje del PTV SCV/ASCV que cubre el 95 % de la dosis prescrita ($V_{3805cGy}$), con respecto al 95 % del volumen. Como también se verifica, en la -Tabla 5.7-, que el menor valor de la curva de isodosis al 95 % del volumen en VMAT fue de la paciente 4, cuyo resultado es de 38.12 Gy; y la paciente 1 obtuvo el mayor valor igual a 38.89 Gy. Para los planes en 3D CRT el menor y mayor valor de dosis absorbida al 95 % del volumen fue de 29.94 Gy, en la paciente 9, y 38.29 Gy, en la paciente 18, respectivamente; siendo esta última la única que cumplió con las recomendaciones internacionales. Por lo tanto, el 100 % de los planes en VMAT superaron el 95 % de la dosis prescrita, mientras que solo el 6 % de los pacientes planificados en 3D CRT superó el 95 % de dicha dosis.

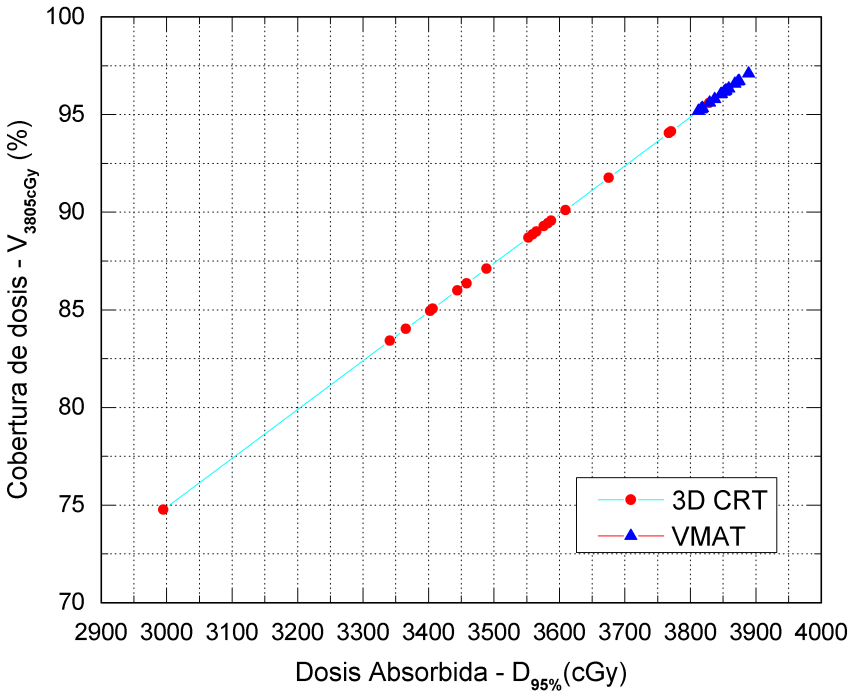


Figura 5.2: Comparación en la cobertura de dosis al 95 % de la dosis prescrita con respecto al 95 % del volumen para el PTV SCV/ASCV.

5.3. Órganos de riesgo

5.3.1. Pulmón Izquierdo

Las -Tablas 5.9 y 5.10- muestran los resultados adquiridos en el pulmón izquierdo, para cada uno de los pacientes, y la -Tabla 5.8- muestra el resumen. Entre los resultados se obtuvo que el promedio de la dosis media es menor en los planes 3D CRT con una diferencia de 1.85 Gy, lo que representa estadísticamente una diferencia significativa ($p < 0.001$). Para la máxima dosis, el resultado también fue significativamente menor en los planes 3D CRT con un promedio de 40.65 ± 0.59 Gy en comparación a 42.66 ± 1.65 Gy de VMAT ($p < 0.001$). Sin embargo, la dosis en el 30 % del pulmón izquierdo resulto con diferencia estadística insignificante ($p = 0.051$), a pesar que la media fue menor en 3D CRT; dichos resultados fueron de 14.94 ± 2.63 Gy y 16.28 ± 1.44 Gy, para 3D CRT y VMAT, respectivamente. Posteriormente, los resultados obtenidos en el porcentaje del volumen para una dosis de 10 Gy, son significativamente menores en los planes 3D CRT ($p < 0.001$); es decir, el promedio de 35.23 ± 3.24 % recibió 10 Gy, en los planes 3D CRT, mientras que el 53.71 ± 7.14 %, de la misma dosis, lo recibió VMAT. Por el contrario, el porcentaje del volumen para una dosis de 20 Gy y 30 Gy, resultó ser menor en los planes VMAT con promedios de 21.85 ± 3.31 % y 8.08 ± 2.10 %, en comparación

a 26.21 ± 2.39 % y 18.93 ± 1.97 % de 3D CRT, respectivamente ($p < 0.001$).

Tabla 5.8: Métricas de evaluación para el pulmón izquierdo.

	Pulmón Izquierdo		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{med}(Gy)$	11.69 ± 0.75	13.54 ± 1.04	< 0.001
$D_{máx}(Gy)$	40.65 ± 0.59	42.66 ± 1.65	< 0.001
$D_{30}(Gy)$	14.94 ± 2.63	16.28 ± 1.44	0.051
$V_{10}(\,\%)$	35.23 ± 3.24	53.71 ± 7.14	< 0.001
$V_{20}(\,\%)$	26.21 ± 2.39	21.85 ± 3.31	< 0.001
$V_{30}(\,\%)$	18.93 ± 1.97	8.08 ± 2.10	< 0.001

Tabla 5.9: Dosis media, dosis máxima y dosis al 30 % del volumen para el pulmón izquierdo.

	D_{med}(Gy)		$D_{máx}$(Gy)		$D_{30\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	12.14	13.80	41.25	42.07	16.40	15.88
2	10.88	14.16	41.35	41.83	11.50	16.18
3	12.26	11.80	40.06	41.08	17.50	13.26
4	11.29	12.92	41.34	45.08	13.80	17.44
5	10.89	14.10	39.08	42.61	11.90	17.57
6	12.51	14.87	41.42	42.23	16.40	16.75
7	11.07	13.78	40.86	43.63	13.10	17.82
8	10.97	11.82	40.14	45.74	13.60	13.51
9	11.68	13.05	40.51	43.77	15.30	16.46
10	11.64	14.13	41.04	43.93	14.80	17.32
11	12.42	14.81	40.57	42.64	17.40	17.80
12	11.87	11.60	41.00	40.76	16.80	15.49
13	10.39	13.35	40.51	43.39	10.80	16.68
14	12.37	14.63	40.78	40.66	17.80	16.92
15	12.54	14.35	40.88	40.78	17.70	17.88
16	12.78	13.34	39.80	42.43	17.90	15.31
17	12.46	14.56	40.56	45.64	17.90	17.50
18	11.35	13.87	40.67	41.86	13.00	15.20
19	10.58	12.26	40.57	40.42	10.20	14.29
Media	11.69	13.54	40.65	42.66	14.94	16.28
Des. Estándar	0.75	1.04	1.65	0.11	2.93	1.44

Tabla 5.10: Porcentajes del volumen para dosis de 10 Gy, 20 Gy y 30 Gy en el pulmón izquierdo.

	$V_{10}(\%)$		$V_{20}(\%)$		$V_{30}(\%)$	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	37.06	57.02	26.99	21.40	19.13	8.16
2	31.25	62.03	23.27	19.91	17.52	6.13
3	40.75	45.16	27.27	15.99	17.11	6.10
4	33.07	46.29	26.42	25.15	19.54	9.77
5	32.40	53.00	22.44	25.48	17.02	6.82
6	35.11	56.59	27.87	24.35	21.78	12.63
7	32.76	53.18	25.47	25.13	18.62	7.70
8	36.84	39.25	22.59	19.67	15.37	8.37
9	33.99	48.69	27.07	22.24	20.65	7.86
10	34.11	48.75	26.47	23.91	19.92	9.73
11	38.83	60.34	30.53	24.85	23.07	9.51
12	35.35	44.04	27.87	19.77	18.89	4.66
13	30.74	52.66	23.07	22.66	16.70	9.91
14	38.83	63.44	28.09	22.74	7.36	8.08
15	38.07	56.53	28.03	25.95	20.66	9.26
16	40.58	54.52	28.20	20.25	19.82	7.92
17	36.63	59.72	28.55	23.15	20.68	10.08
18	32.73	66.49	25.27	18.70	19.02	7.32
19	30.33	52.72	22.62	13.93	16.89	3.57
Media	35.23	53.71	26.21	21.85	18.93	8.08
Des. Estándar	3.24	7.14	2.39	3.31	1.97	2.10

La -Figura 5.3- muestra la cobertura del pulmón izquierdo para dosis de 10 Gy, 20 Gy y 30 Gy, en cada una de las 19 pacientes. Para la dosis de 10 Gy la cobertura fue superior en todos los planes VMAT siendo el mayor porcentaje, en la paciente 18, de 66.49 %; mientras que el 40.75 % fue el mayor porcentaje, de la paciente 3, en los planes 3D CRT. Seguidamente, en la dosis de 20 Gy, las coberturas fueron mayores en los planes 3D CRT, excepto por la paciente 5, siendo el valor más alto igual a 30.53 % en la paciente 11; mientras que en VMAT el valor más alto fue de 25.95 %. Por último, para la dosis de 30 Gy, las coberturas siempre resultaron superiores en los planes 3D CRT cuyo resultado mayor fue de 23.07 % en comparación a 12.63 % de VMAT. En resumen, para dosis bajas la técnica VMAT cubre mayor porcentaje del volumen, mientras va aumentando la dosis, la cobertura disminuye de manera rápida. Por otro lado en los planes 3D CRT la cobertura disminuye de manera lenta generando, en gran parte del volumen, altas dosis.

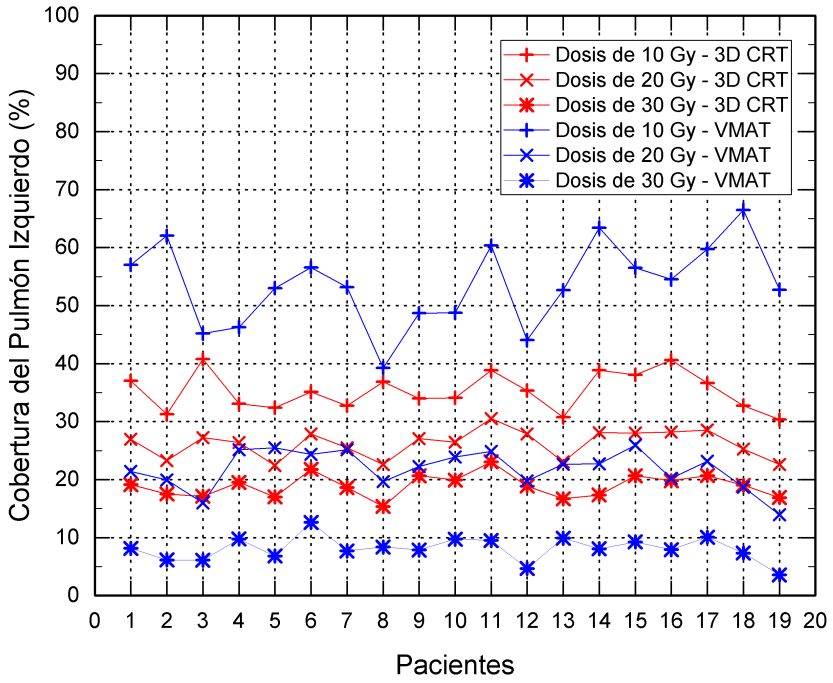


Figura 5.3: Razón entre valores de porcentajes en el pulmón izquierdo para dosis iguales a 10 Gy, 20 Gy y 30 Gy.

5.3.2. Corazón

Las -Tablas 5.12 y 5.13- contienen los resultados del corazón en cada paciente, y la -Tabla 5.11- muestra el resumen. En dicho resumen se muestra que la dosis media fue menor en los planes 3D CRT, mientras que la dosis máxima resultó ser menor en los planes VMAT; la dosis mencionadas, media y máxima, tienen una diferencia estadísticamente significativa de $p < 0.001$ y $p = 0.006$, respectivamente. El promedio de la dosis media resultó 3.25 ± 0.92 Gy, en los planes 3D CRT, frente a 5.54 ± 0.86 Gy, de los planes en VMAT; por otro lado, el promedio de la dosis máxima para los planes 3D CRT fue de 39.24 ± 1.18 Gy en comparación a 36.57 ± 4.08 Gy de los planes en VMAT. Posteriormente, la dosis en el 10 % del corazón resultó menor en la técnica 3D CRT con un promedio de 6.05 ± 3.72 Gy en comparación a 8.71 ± 2.14 Gy de la técnica VMAT; ambas con una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0.007$). De igual importancia, los promedios obtenidos para coberturas del volumen a dosis de 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy, en los planes 3D CRT, son de 10.19 ± 3.34 %, 6.96 ± 2.55 % y 4.49 ± 1.98 %, respectivamente; en cambio para los planes en VMAT los resultados fueron de 44.78 ± 13.87 %, 8.02 ± 3.22 % y 1.88 ± 1.10 %, respectivamente. De este modo podemos decir que la diferencia para el porcentaje del volumen, a dosis de 5Gy y 20 Gy, son estadísticamente significativas ($p < 0.001$); de manera contraria, la diferencia

estadística en el porcentaje del volumen a una dosis de 10 Gy es insignificante ($p = 0.258$).

Tabla 5.11: Métricas de evaluación para el corazón.

	Corazón		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{med}(Gy)$	3.25 ± 0.92	5.54 ± 0.86	< 0.001
$D_{máx}(Gy)$	39.24 ± 1.18	36.57 ± 4.08	0.006
$D_{10}(Gy)$	6.05 ± 3.72	8.71 ± 2.14	0.007
$V_5(\,\%)$	10.19 ± 3.34	44.78 ± 13.87	< 0.001
$V_{10}(\,\%)$	6.96 ± 2.55	8.02 ± 3.22	0.258
$V_{20}(\,\%)$	4.49 ± 1.98	1.88 ± 1.10	< 0.001

Tabla 5.12: Dosis media, dosis máxima y dosis al 10 % del volumen para el corazón.

	D_{med}(Gy)		$D_{máx}$(Gy)		$D_{10\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	4.73	4.73	40.04	35.10	12.90	8.97
2	2.37	5.30	39.22	30.95	3.40	8.87
3	4.02	5.47	37.50	36.69	7.20	8.25
4	2.60	5.57	38.84	37.11	4.10	8.82
5	2.43	5.21	37.59	34.07	3.50	7.91
6	2.93	5.10	40.44	38.65	4.50	7.98
7	2.98	5.98	39.17	38.07	4.20	9.80
8	2.44	3.34	38.33	38.38	3.30	5.20
9	4.61	6.57	39.44	41.70	12.00	10.47
10	4.70	7.30	41.12	40.98	12.50	11.70
11	2.87	5.49	38.43	27.86	3.60	9.06
12	4.18	6.77	40.50	35.23	8.30	11.65
13	2.74	4.77	39.11	40.74	4.20	7.42
14	2.90	5.52	40.10	31.49	4.10	9.35
15	3.36	6.03	40.90	42.51	4.50	9.93
16	4.70	6.16	36.70	41.87	13.00	9.54
17	2.57	4.89	38.98	34.59	3.30	7.29
18	2.19	5.64	39.55	36.22	3.00	9.44
19	2.45	5.41	39.63	32.62	3.40	9.36
Media	3.25	5.54	39.24	36.57	6.05	9.00
Des. Estándar	0.92	0.86	1.18	4.08	3.72	1.52

Tabla 5.13: Porcentajes del volumen para dosis de 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy en el corazón.

	$V_5(\%)$		$V_{10}(\%)$		$V_{20}(\%)$	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	15.98	28.17	11.27	8.49	7.71	2.87
2	6.84	41.56	4.44	6.62	2.69	0.63
3	12.77	35.65	8.26	7.40	5.22	3.07
4	8.86	47.39	5.48	6.90	2.81	1.60
5	6.72	38.59	4.49	5.48	2.78	1.13
6	9.58	47.67	6.45	4.15	4.08	1.24
7	9.09	51.00	5.96	9.55	3.64	1.24
8	7.64	12.54	5.20	2.32	3.40	1.22
9	15.96	59.51	11.16	11.52	7.05	2.50
10	14.71	67.51	10.92	14.57	7.97	4.41
11	9.47	50.92	6.22	7.06	3.55	0.39
12	13.39	59.34	9.00	14.93	6.04	2.36
13	8.98	21.17	5.68	6.89	3.40	3.49
14	9.16	51.39	6.34	7.32	4.13	1.10
15	9.55	57.68	6.75	10.05	4.61	2.32
16	14.83	54.22	11.18	9.01	8.28	2.99
17	7.31	33.94	5.12	4.04	3.33	1.30
18	5.55	46.10	3.41	8.03	1.83	0.97
19	7.30	46.42	4.93	8.11	2.84	0.94
Media	10.19	44.78	6.96	8.02	4.49	1.88
Des. Estándar	3.34	13.87	2.55	3.22	1.98	1.10

La -Figura 5.4- muestra la cobertura del corazón para dosis de 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy. Entre los resultados se obtuvo que los planes en VMAT, para la cobertura de 5 Gy, fueron mayores; siendo 67.51 % el porcentaje más alto, en la paciente 10; mientras que para la técnica 3D CRT el porcentaje más alto fue en la paciente 11, de valor igual a 5.98 %. Seguidamente, en la dosis de 10 Gy la cobertura del volumen fue superior en los planes 3D CRT cuyo resultado más alto fue de 11.27 %, en la paciente 1; mientras que en VMAT fue de 14.57 %, de la paciente 10. Por último, para la dosis de 20 Gy la cobertura siempre fue mayor en los planes 3D CRT de porcentaje máximo igual a 8.28 % en comparación a 0.39 % de VMAT, que corresponden a las pacientes 16 y 11, respectivamente. En resumen, para dosis bajas la técnica VMAT cubre mayor porcentaje del corazón y para dosis altas la cobertura disminuye; por otro lado, en los planes 3D CRT la cobertura disminuye, de manera lenta, mientras aumenta la dosis.

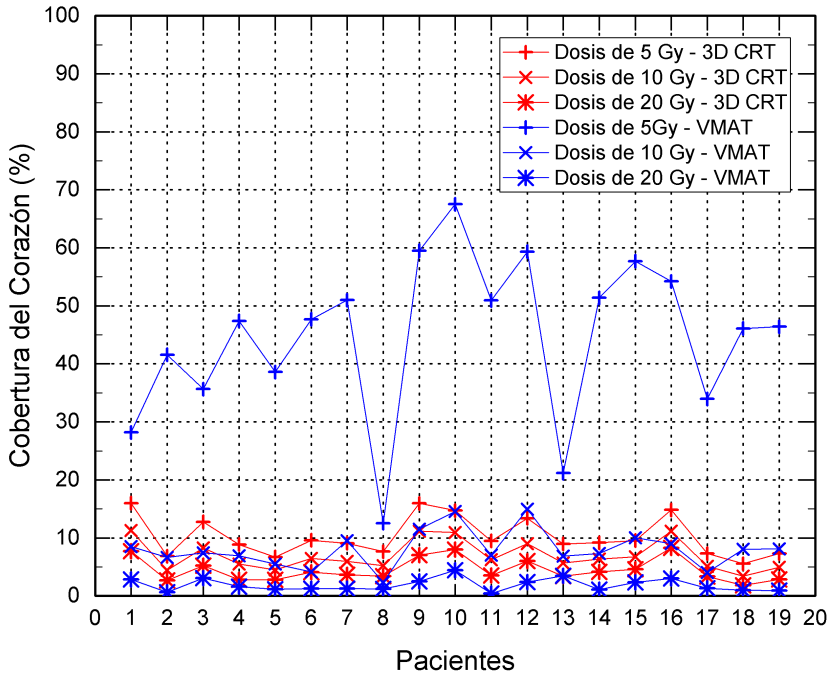


Figura 5.4: Razón entre valores de porcentajes en el corazón para dosis iguales a 5 Gy, 10 Gy y 20 Gy.

5.3.3. Médula espinal

Las -Tablas 5.15 y 5.16- nos muestra los resultados de la médula espinal para cada paciente, y la -Tabla 5.14- nos muestra el resumen. Dentro de los resultados se obtuvo que el promedio de la dosis media es menor en los planes 3D CRT con valor igual a 4.14 ± 1.58 Gy frente a 3.29 ± 0.83 Gy de los planes en VMAT. De manera contraria, el promedio de la dosis máxima es menor en los planes VMAT con 11.01 ± 2.68 Gy en comparación a 23.48 ± 6.30 Gy de los planes en 3D CRT; por consiguiente, la dosis media y la dosis máxima tienen una diferencia estadísticamente significativa, $p = 0.038$ y $p < 0.001$, respectivamente. Luego, el promedio de la dosis a un 2 % del volumen en los planes VMAT fue de 8.76 ± 2.16 Gy en comparación a 20.67 ± 6.70 Gy de los planes en 3D CRT; teniendo una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.001$). Seguidamente, el promedio del porcentaje cubierto por una dosis de 5 Gy es de 22.38 ± 5.39 %, en los planes 3D CRT, y 18.85 ± 9.97 %, en los planes VMAT. De igual manera para el porcentaje de volumen cubierto por una dosis de 10 Gy, la técnica VMAT resultó menor con una media igual 1.65 ± 3.16 % en comparación a 16.78 ± 7.58 % de 3D CRT. Sin embargo, los resultados obtenidos entre ambas técnicas, de la cobertura para una dosis de 5 Gy, tienen una diferencia estadísticamente insignificante ($p = 0.174$); de manera contraria, para una dosis de 10 Gy, la diferencia es estadísticamente

significativa ($p < 0.001$).

Tabla 5.14: Métricas de evaluación para la médula espinal.

	Médula espinal		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{med}(Gy)$	4.14 ± 1.58	3.29 ± 0.83	0.038
$D_{máx}(Gy)$	23.48 ± 6.30	11.01 ± 2.68	< 0.001
$D_2(Gy)$	20.67 ± 6.70	8.76 ± 2.16	< 0.001
$V_5(\%)$	22.38 ± 5.39	18.85 ± 9.97	0.174
$V_{10}(\%)$	16.78 ± 7.58	1.65 ± 3.16	< 0.001

Tabla 5.15: Dosis media, dosis máxima y dosis al 2 % del volumen para la médula espinal.

	D_{med}(Gy)		$D_{máx}$(Gy)		$D_{2\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	1.31	2.99	10.53	14.39	8.00	10.22
2	2.63	3.50	21.43	16.54	16.20	13.21
3	3.03	3.00	12.23	8.90	11.30	8.25
4	5.09	2.79	33.28	12.40	31.60	9.20
5	1.93	2.81	12.76	12.52	10.00	8.21
6	5.16	4.42	27.81	11.49	25.80	9.20
7	7.00	4.60	28.20	12.56	27.10	9.83
8	3.53	2.13	16.24	8.26	13.80	5.38
9	3.35	3.46	24.29	11.57	19.50	9.58
10	6.87	4.51	28.60	13.40	25.80	11.49
11	6.12	3.56	29.31	9.35	27.90	7.45
12	2.69	4.29	23.76	10.42	14.90	9.20
13	5.15	2.21	25.38	7.94	24.20	5.97
14	3.73	3.16	24.00	9.55	20.10	8.30
15	4.84	3.25	28.40	11.26	26.70	8.78
16	4.55	3.37	23.90	11.20	22.20	9.55
17	3.86	1.55	22.63	4.26	21.40	3.49
18	4.90	3.04	27.24	10.75	25.90	8.90
19	2.97	3.96	26.10	12.40	20.40	10.25
Media	4.14	3.29	23.48	11.01	20.67	8.76
Des. Estándar	1.58	0.83	6.30	2.68	6.70	2.16

Tabla 5.16: Porcentaje del volumen para dosis de 5 Gy y 10 Gy en la médula espinal.

	$V_5(\%)$		$V_{10}(\%)$	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	9.83	16.75	0.23	1.58
2	17.37	14.93	14.51	8.45
3	25.65	11.89	12.69	0.11
4	20.20	19.09	17.81	0.91
5	17.88	13.22	1.98	0.63
6	23.62	31.74	20.26	0.64
7	29.09	42.22	26.29	1.77
8	27.15	2.58	22.27	0.11
9	19.84	21.53	17.59	0.80
10	30.58	31.89	29.31	12.02
11	28.70	26.73	23.68	0.03
12	16.85	17.97	6.69	0.66
13	25.84	9.51	21.50	0.00
14	21.24	16.71	18.50	0.12
15	20.63	19.17	19.01	0.08
16	29.74	18.17	18.53	0.79
17	20.50	0.02	17.00	0.00
18	22.20	20.49	20.03	0.04
19	18.29	23.60	10.86	2.69
Media	22.38	18.85	16.78	1.65
Des. Estándar	5.39	9.97	7.58	3.16

La -Figura 5.5- muestra la cobertura de la médula espinal para dosis de 5 Gy y 10 Gy. En dicho resultado se obtuvo que la cobertura de 5 Gy, en un 75 % de los pacientes planificados en 3D CRT, fue mayor; siendo el porcentaje más alto igual a 30.58 %, en la paciente 10; mientras que para la técnica VMAT el mayor porcentaje fue de la paciente 7, de valor igual a 42.22 %. Para la dosis de 10 Gy, la cobertura del volumen también fue superior en los planes 3D CRT siendo 29.31 % el resultado más alto; mientras que en VMAT fue de 12.02 %, ambos porcentajes pertenecen a la paciente 10. Entonces, los resultados indican que a dosis bajas no existe estadísticamente una diferencia entre ambas técnicas; pero a dosis altas, existe mayor porcentaje del volumen comprometida en los planes 3D CRT.

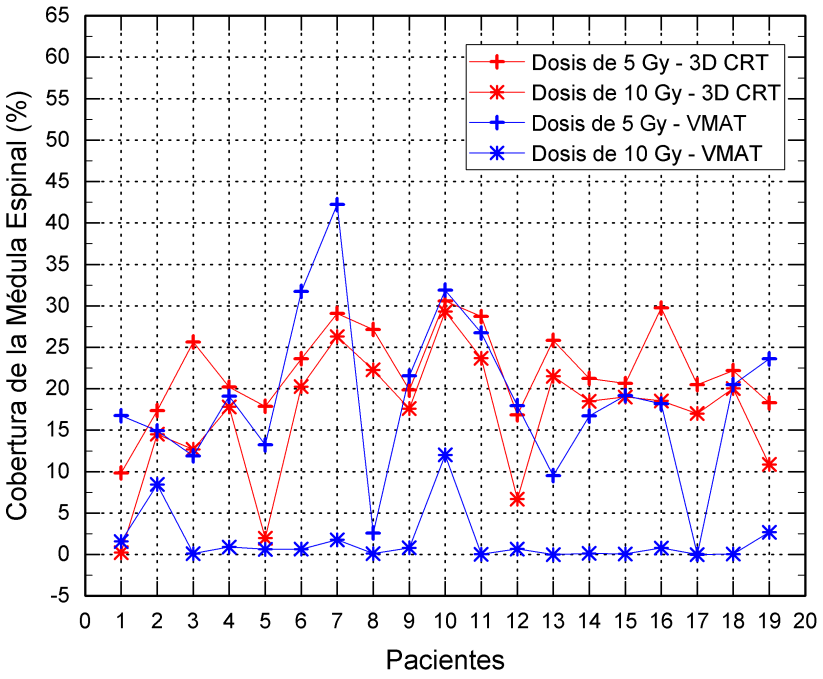


Figura 5.5: Razón entre valores de porcentajes en la médula espinal para dosis iguales a 5 Gy y 10 Gy.

5.3.4. Pulmón derecho

Los resultados del pulmón derecho, en cada paciente, se visualizan en las -Tablas 5.18 y 5.19 -, y los valores promedios en la -Tabla 5.17-. Dichos resultados muestran que las diferencias estadísticas en todos los parámetros son significativas ($p < 0.001$). De igual manera, en todos los parámetros, los planes en VMAT resultaron ser mayores a los planes 3D CRT; dicho de otra manera, el promedio de la dosis media, la dosis máxima y la dosis a un 15 % del volumen, para los planes VMAT, fueron de 1.51 $\pm$ 0.19 Gy, 5.82 $\pm$ 2.09 Gy y 2.00 $\pm$ 0.27 Gy, respectivamente; mientras que para los planes en 3D CRT fueron de 0.54 $\pm$ 0.22 Gy, 18.84 $\pm$ 7.88 Gy y 0.80 $\pm$ 0.29 Gy, respectivamente. Por otra parte, con respecto al porcentaje del volumen cubierto por una dosis de 1 Gy y 2 Gy, los promedios obtenidos en 3D CRT fueron 10.70 $\pm$ 5.74 % y 3.36 $\pm$ 2.23 %, respectivamente; y para VMAT fue de 73.91 $\pm$ 3.23 % y 14.33 $\pm$ 6.49 %, respectivamente.

Tabla 5.17: Métricas de evaluación para el pulmón derecho.

	Pulmón Derecho		
	3D CRT	VMAT	p valor
$D_{med}(Gy)$	0.54 ± 0.22	1.51 ± 0.19	< 0.001
$D_{máx}(Gy)$	18.84 ± 7.88	5.82 ± 2.09	< 0.001
$D_{15}(Gy)$	0.80 ± 0.29	2.00 ± 0.27	< 0.001
$V_1(\,\%)$	10.70 ± 5.74	73.91 ± 13.99	< 0.001
$V_2(\,\%)$	3.36 ± 3.23	14.33 ± 6.49	< 0.001

Tabla 5.18: Dosis media, dosis máxima y dosis al 15 % del volumen para el pulmón derecho.

	D_{med}(Gy)		$D_{máx}$(Gy)		$D_{15\,\%}$(Gy)	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	0.43	1.23	19.43	6.40	0.70	1.38
2	0.58	1.63	21.43	21.12	0.80	2.21
3	0.56	1.87	12.23	9.89	0.70	2.37
4	0.40	1.62	33.28	32.24	0.60	2.23
5	0.38	1.74	7.30	3.87	0.50	2.22
6	0.37	1.70	23.09	7.64	0.60	2.19
7	0.46	1.60	16.93	4.65	0.70	1.81
8	1.14	1.18	19.96	6.10	1.20	1.71
9	0.64	1.37	19.75	4.95	0.90	1.90
10	0.83	1.66	28.75	11.87	1.20	2.46
11	0.62	1.48	23.16	4.40	1.40	2.09
12	0.47	1.54	4.34	4.10	0.70	2.11
13	0.39	1.54	23.05	5.69	0.60	2.05
14	0.47	1.24	24.50	5.48	0.70	1.73
15	0.52	1.39	25.48	4.56	0.80	1.82
16	0.92	1.47	10.71	4.47	1.40	2.01
17	0.35	1.69	10.91	4.03	0.60	2.15
18	0.40	1.37	27.18	4.90	0.60	1.85
19	0.31	1.30	10.19	4.95	0.50	1.74
Media	0.54	1.51	18.84	5.82	0.80	2.00
Des. Estándar	0.22	0.19	7.88	2.09	0.29	0.27

Tabla 5.19: Porcentaje del volumen para dosis de 1 Gy y 2 Gy en el pulmón derecho.

	$V_1(\%)$		$V_2(\%)$	
Pac.	3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT
1	9.09	52.55	2.86	6.76
2	10.09	59.36	3.58	12.22
3	9.76	98.28	2.99	31.27
4	8.51	64.33	1.70	13.67
5	5.02	92.99	2.47	20.78
6	4.28	87.12	0.74	16.87
7	10.27	82.35	1.12	15.77
8	18.27	46.10	10.93	7.32
9	14.86	71.33	3.83	11.27
10	19.35	79.53	6.47	23.52
11	21.84	69.39	5.65	16.38
12	8.95	78.83	0.87	16.74
13	5.76	80.80	1.11	15.67
14	9.49	56.56	2.61	7.79
15	10.96	77.89	2.39	7.98
16	21.30	76.83	11.65	13.05
17	4.54	90.64	0.54	19.64
18	6.56	72.68	1.63	9.08
19	4.30	66.81	0.78	6.42
Media	10.70	73.91	3.36	14.33
Des. Estándar	5.74	13.99	3.23	6.49

La -Figura 5.6- muestra el porcentaje de las coberturas para dosis de 1 Gy y 2 Gy en el pulmón derecho. Estos resultados indican que los planes en VMAT, para ambas dosis, fueron mayores; siendo los valores más altos de 98.28 % y 31.27 % para 1 Gy y 2 Gy, respectivamente. Mientras que para los planes en 3D CRT los valores más altos son de 21.84 % y 11.65 % en 1 Gy y 2 Gy, respectivamente. Por lo tanto, siempre resultó mayor la cobertura en VMAT con respecto a 3D CRT.

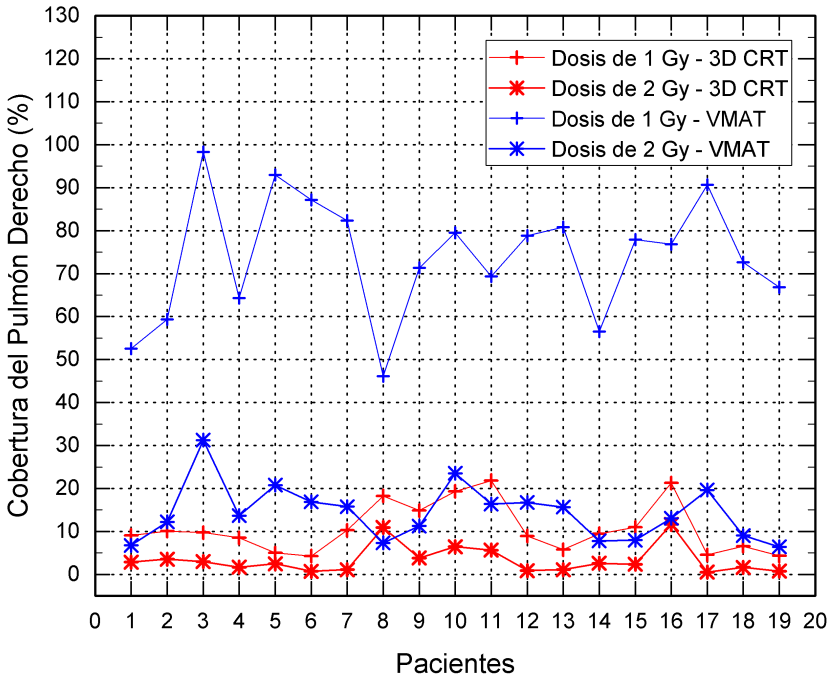


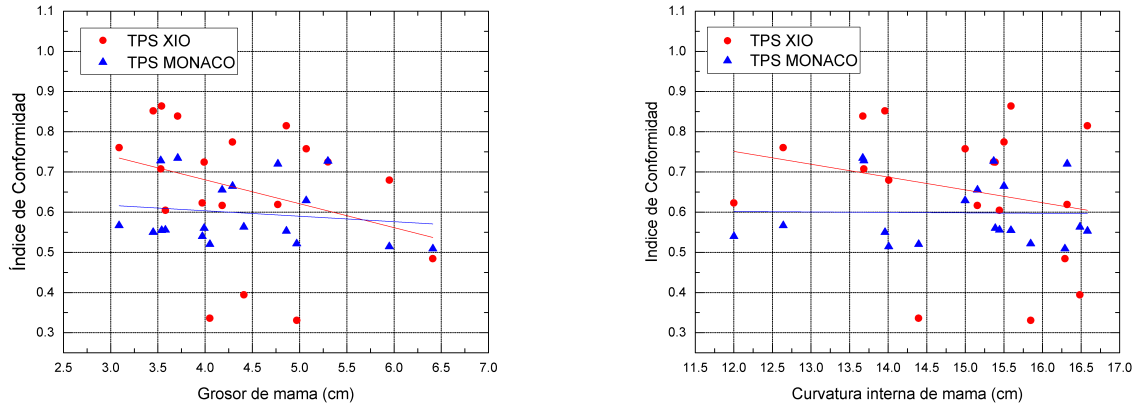
Figura 5.6: Razón entre valores de porcentajes en el pulmón derecho para dosis iguales a 1 Gy y 2 Gy.

5.4. Parámetros del PTV MAMA

Para finalizar el análisis se consideraron diversos factores (o parámetros) que involucran los resultados en cada técnica. La -Tabla 5.20- muestra los parámetros, obtenidos del TPS XIO, para evaluar su dependencia con los resultados, y la -Tabla 5.21- muestra los valores utilizados para el cálculo de la curvatura de mama interna; considerando dicha curvatura como un arco de circunferencia.

5.4.1. Índice de conformidad con respecto al grosor y la curvatura de mama interna

Los resultados obtenidos para el índice de conformidad de la dosis prescrita en el PTV MAMA, no presentan diferencia estadísticamente significativa. Sin embargo, la -Figura 5.7- muestra que el índice de conformidad tiene un comportamiento descendente con respecto al grosor de la mama, siendo la pendiente más pronunciada en el TPS XIO en comparación al TPS MONACO. De manera similar, el índice de conformidad con respecto a la curvatura de mama interna tiene un comportamiento descendiente para el TPS XIO y prácticamente constante en el TPS MONACO.

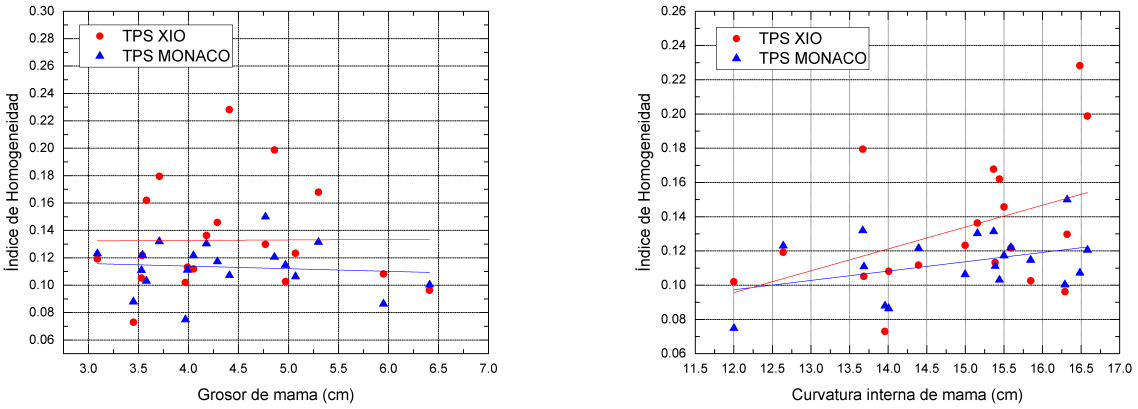


(a) IC en relación al grosor. **(b)** IC en relación a la curvatura.

Figura 5.7: Dependencia del índice de conformidad con respecto al grosor y curvatura interna de la mama.

5.4.2. Índice de homogeneidad con respecto al grosor y curvatura de mama interna

Los resultados obtenidos en el índice de homogeneidad para el PTV MAMA, muestran una diferencia estadísticamente significativa. Por ello, la -Figura 5.8- presenta el comportamiento del índice de homogeneidad con respecto al grosor y la curvatura interna de la mama. Dicho resultado indica que el IH es mejor en el TPS MONACO y prácticamente constante en ambos TPS, con respecto al grosor; de igual manera, el IH con respecto a la curvatura de mama interna es óptimo en el TPS MONACO.

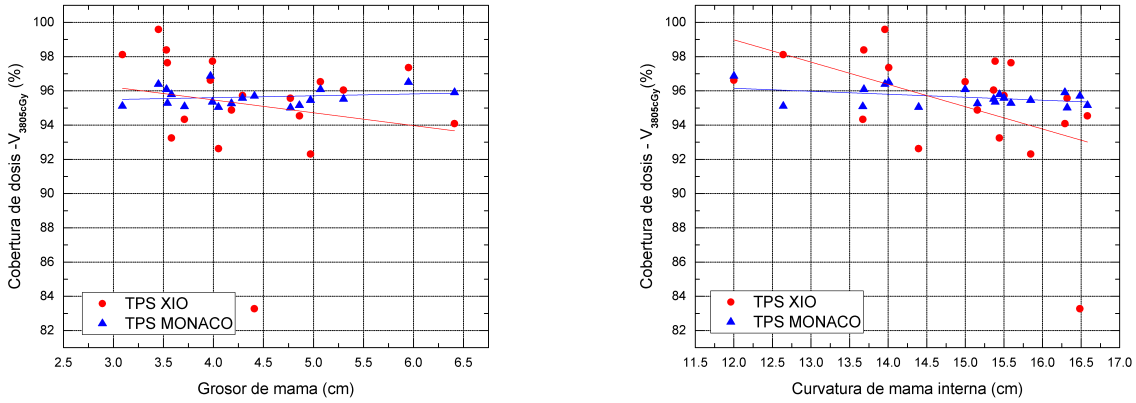


(a) IH en relación al grosor. **(b)** IH en relación a la curvatura.

Figura 5.8: Dependencia del índice de conformidad con respecto al grosor y curvatura interna de la mama.

5.4.3. Cobertura de dosis $V_{3805cGy}$ en el PTV MAMA con respecto al grosor y curvatura de mama interna.

La -Figura 5.9- presenta el porcentaje de volumen cubierto por una dosis de 3805 cGy en el PTV MAMA, y la relación que tiene con el grosor y curvatura de mama interna. Los resultados del TPS XIO indican un leve descenso en la cobertura con respecto al grosor de la mama; sin embargo, el descenso se hace mas pronunciado cuando se compara con la curvatura de mama interna. Mientras que para el TPS MONACO la cobertura de dosis aumenta levemente con respecto al grosor y disminuye cuando aumenta la curvatura de mama interna.

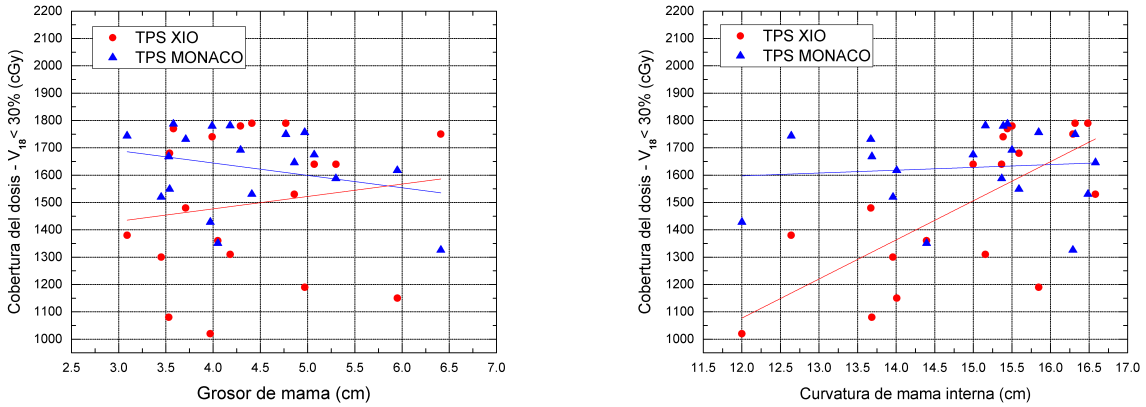


(a) Cobertura en relación al grosor. **(b)** Cobertura en relación a la curvatura.

Figura 5.9: Resultados de la cobertura al 95 % de la dosis prescrita, con respecto al grosor y curvatura interna de la mama.

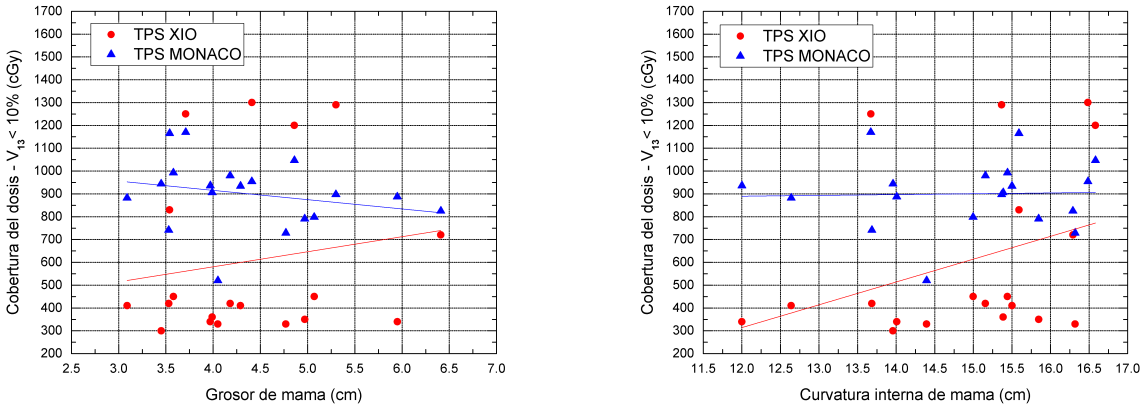
5.4.4. Cobertura de dosis en el pulmón izquierdo y corazón con respecto al grosor y curvatura de mama interna

Para finalizar, se consideró comparar el grosor y la curvatura de mama interna con el pulmón izquierdo y el corazón, debido que son órganos de mayor exposición a la dosis. La -Figura 5.10- muestra un aumento de dosis en el 30 % del pulmón izquierdo para el TPS XIO y una reducción de dosis para el TPS MONACO, ambos con respecto al grosor de la mama; mientras que para la curvatura de mama interna se observa un aumento en ambos TPS, siendo el TPS XIO más pronunciado. Por otra parte, en la -Figura 5.11- se observa un descenso de dosis en el 10 % del corazón para el TPS MONACO, tanto en el grosor y la curvatura de mama interna; y de manera contraria existe un aumento de dosis para el TPS XIO.



(a) Cobertura en relación al grosor. **(b)** Cobertura en relación a la curvatura.

Figura 5.10: Resultados de la dosis al 30 % del pulmón izquierdo con respecto al grosor y curvatura interna de la mama.



(a) Cobertura en relación al grosor. **(b)** Cobertura en relación a la curvatura.

Figura 5.11: Resultados de la dosis al 10 % del corazón con respecto al grosor y curvatura interna de la mama.

Tabla 5.20: Parámetros obtenidos de un corte axial en el PTV MAMA.

Pacientes	Distancia entre extremos del arco interno (cm)	Distancia entre los extremos del arco interno y su curvatura (cm)	Grosor de mama (cm)
1	13.83	2.87	5.30
2	13.31	1.88	5.95
3	15.71	1.86	6.41
4	11.49	2.26	3.09
5	14.85	2.38	4.97
6	13.19	3.05	5.07
7	14.10	2.39	4.18
8	13.41	2.25	0.05
9	15.10	2.94	4.86
10	12.77	2.10	3.71
11	13.71	2.99	3.99
12	14.08	2.87	3.54
13	13.04	1.79	3.53
14	13.85	2.98	4.29
15	14.07	2.73	3.58
16	14.41	3.42	4.41
17	15.02	2.74	4.77
18	13.12	2.05	3.45
19	11.24	1.81	3.97
promedio	13.69	2.47	4.32
Des. Estándar	1.13	0.50	0.89

Tabla 5.21: Resultados obtenidos para el cálculo de la curvatura interna de mama.

Pacientes	"a" (cm)	"b" (cm)	"R" (cm)	Ángulo (rad)	Arco de mama interno (cm)
1	2.87	6.92	9.77	1.57	15.37
2	1.88	6.66	12.72	1.10	14.01
3	1.86	7.86	17.52	0.93	16.29
4	2.26	5.75	8.43	1.50	12.64
5	2.38	7.43	12.77	1.24	15.85
6	3.05	6.60	8.66	1.73	15.00
7	2.39	7.05	11.59	1.31	15.16
8	2.25	6.71	11.12	1.30	14.40
9	2.94	7.55	11.16	1.49	16.58
10	2.10	6.39	10.76	1.27	13.67
11	2.99	6.86	9.35	1.65	15.39
12	2.87	7.04	10.07	1.55	15.59
13	1.79	6.52	12.77	1.07	13.69
14	2.98	6.93	9.54	1.63	15.50
15	2.73	7.04	10.43	1.48	15.44
16	3.42	7.21	9.30	1.77	16.49
17	2.74	7.51	11.66	1.40	16.32
18	2.05	6.56	11.52	1.21	13.96
19	1.81	5.62	9.63	1.25	12.00
promedio	2.49	6.85	10.99	1.39	14.91
Des. Estándar	0.50	0.57	2.07	0.23	1.30

Capítulo 6

Conclusiones

El desarrollo del trabajo demuestra que la técnica VMAT es un método más eficaz, en comparación a la técnica 3D CRT, para tratar neoplasias de mama con compromiso axilo-supraclavicular, y permite concluir lo siguiente:

- Los planes en ambas técnicas mostraron resultados óptimos con respecto a la cobertura de dosis al 95 % del PTV MAMA. Sin embargo, los resultados obtenidos para la cobertura de dosis al 95 % del PTV SCV/ASCV, fueron mejores en los planes VMAT. Por otra parte, para la dosis cercana al mínimo ($D_{98\,\%}$), la técnica 3D CRT obtuvo un resultado óptimo; mientras que para la dosis cercana al máximo ($D_{2\,\%}$), las dos técnicas tienen valores cercanos, por lo que no se puede definir con certeza cual de las dos genera un menor daño.

- En el IC los resultados indican que para el PTV MAMA no existe una diferencia estadística entre ambas técnicas. Es decir, cada técnica conforma de manera óptima el volumen del PTV MAMA con resultados muy cercanos entre uno y otro; de manera distinta ocurre en el PTV SCV/ASCV, ya que los planes en VMAT conforman mejor la dosis prescrita. No obstante, en el IH los resultados obtenidos para el PTV MAMA y el PTV ASCV/SCV fueron favorables en la técnica VMAT.

- Los resultados del pulmón izquierdo para la D_{med} y $D_{máx}$, son mayores en la técnica VMAT. Por su parte la D_{med} en el corazón resultó mayor en la técnica VMAT y la $D_{máx}$ lo fue en la técnica 3D CRT. Luego, en la médula espinal los resultados de la D_{med} y $D_{máx}$ fueron mayores en los planes 3D CRT. Por último, para el pulmón derecho la D_{med} fue mayor en la técnica VMAT y la $D_{máx}$ resultó mayor en la técnica 3D CRT.

- Con respecto a la $D_{30\,\%}$ del pulmón izquierdo, el resultado fue menor en la técnica 3D CRT. Sin embargo para dosis superiores, aproximadamente mayores a 20 Gy,

la técnica VMAT cubre menor porcentaje del volumen. Luego en la $D_{10\,\%}$ del corazón, la técnica 3D CRT sigue siendo óptima; sin embargo, para dosis superiores a 15 Gy, la técnica VMAT vuelve a tener menor porcentaje de volumen comprometido. Seguidamente, para la $D_{2\,\%}$ en la médula espinal, la técnica VMAT es mucho más óptima, y para dosis superiores a 5 Gy, la técnica VMAT posee menor porcentaje de volumen comprometido. Para finalizar, en el pulmón derecho los resultado obtenidos para la $D_{15\,\%}$ y las coberturas a 1 Gy y 2 Gy siempre fueron óptimas en la técnica 3D CRT.

- Por último, mediante el grosor y la curvatura de la mama interna se puede indicar lo siguiente: El índice de conformidad, para la dosis prescrita en el TPS XIO, disminuye cuando aumenta el grosor y la curvatura interna de mama; mientras que en el TPS MONACO, disminuye de manera leve. De igual importancia, el índice de homogeneidad se mantiene constante en ambos TPS a medida que aumenta el grosor de mama; sin embargo, con respecto a la curvatura de mama interna hay un perdida de homogeneidad para el TPS XIO.

6.1. Recomendaciones

En base a los resultados obtenidos y la experiencia acumulada durante el proceso del presente proyecto se recomienda:

- Llevar a cabo la planificación con mayor cantidad de pacientes y así obtener un mejor resultado estadístico.
- Realizar un análisis cuantitativo de todos los órganos de riesgo del paciente.
- En referencia al sistema de planificación MONACO, emplear otras funciones de costo más restrictivas y de esta manera optimizar la planificación.

6.2. Trabajos futuros

Los sistemas de planificación XIO y MONACO pueden ser utilizados a futuro para:

- optimizar otros parámetros de ambas técnicas como: los ángulos del gantry, la longitud del arco y/o el número de arcos.
- Se sugiere una investigación adicional sobre los métodos para reducir la dosis considerando grupos seleccionados en intervalos de edades cercanas.
- Por último, se debe realizar una verificación de la dosis, así como, una evaluación clínica de los resultados en VMAT.

Apéndice A

Cálculo de Dosis en Haz de Fotones

Para calcular la dosis absorbida en algún punto del paciente, mediante un tratamiento con teleterapia, es importante conocer las características cuantitativas del haz de radiación y así determinar la distribución de dosis. A continuación se describirán las caracterización cuantitativa de los haces clínicos para realizar el cálculo de las distribuciones de dosis dentro de los pacientes.

A.1. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis en profundidad es un factor que expresa la relación de dosis entre dos puntos diferentes, a largo del eje central del haz de radiación; el primero es a una profundidad "d" y el segundo es a una profundidad de referencia donde generalmente es máxima la dosis "d_{max}".

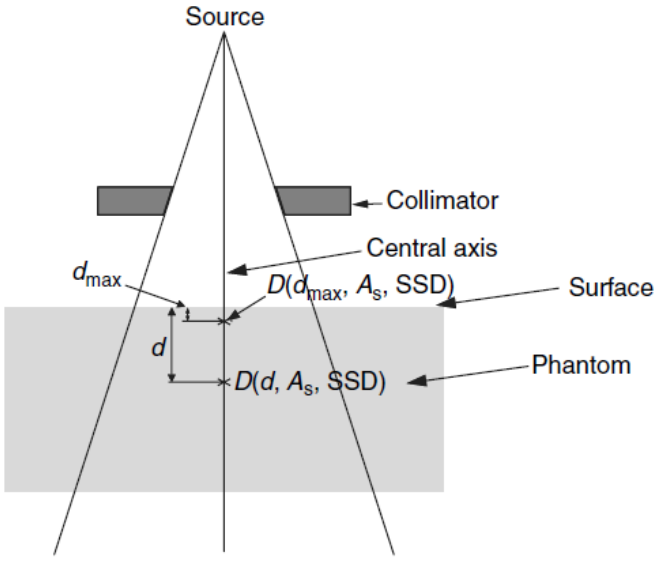


Figura A.1: Porcentaje de dosis en profundidad [38]

En referencia a la -Figura A.1-, el PDD se define como:

$$PDD(d, A_s, SSD, h\nu) = 100\frac{D(d, A_s, SSD, h\nu)}{D(d_{max}, A_s, SSD, h\nu)} \tag{A.1}$$

Por lo cual, la dosis máxima se puede calcular de la siguiente manera:

$$D(d_{max}, A_s, SSD, h\nu) = 100\frac{D(d, A_s, SSD, h\nu)}{PDD(d, A_s, SSD, h\nu)}. \tag{A.2}$$

Donde:

- d y d_{max} son la profundidad en un punto determinado y máxima, respectivamente.
- A_s es el tamaño de campo en la superficie del fantoma.
- SSD es la distancia fuente superficie.
- $h\nu$ es la energía del haz.

Como se observa en la -Ecuación A.1-, el PDD depende de la energía del haz, el tamaño de campo y la distancia fuente superficie. Eventualmente el PDD aumenta si consideramos un haz de radiación de alta energía a un SSD fijo, debido a la contribución en la radiación primaria. Por otra parte, también aumenta si consideramos un mayor tamaño del campo a una energía constante, debido a la contribución de la radiación dispersa [13, 38].

A.2. Razón Tejido - Fantoma TPR (Razón Tejido-Máximo TMR)

El TPR se define como la relación entre la dosis en un punto del eje central y la dosis en el mismo punto a una profundidad de referencia fija, ambas dentro del fantoma. Para medir el TPR se necesita un detector a una distancia constante de la fuente y variando la profundidad del fantoma suprayacente. Como el TPR es una relación de dos dosis, en el mismo punto para el mismo tamaño de campo, entonces es independiente de la distancia del punto en cuestión a la fuente. La -Ecuacion A.3 - muestra la manera de calcular el TPR; considerando que, si se escoge una d_{max} en vez de una d_{ref}, el TPR se convierte en TMR [38].

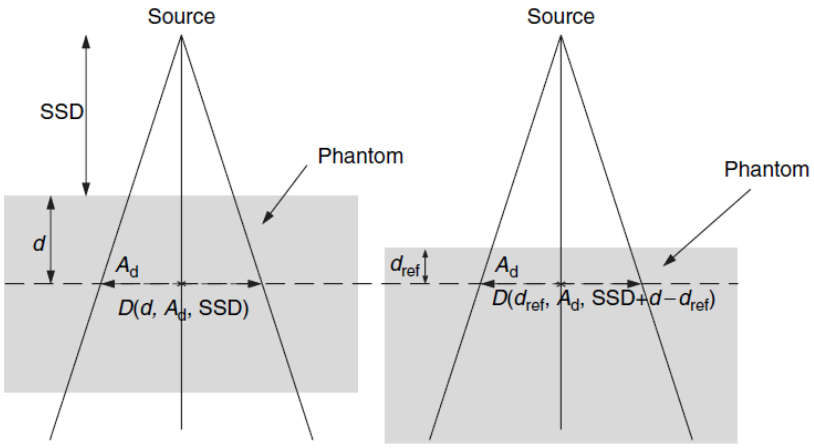


Figura A.2: Representación gráfica del TPR [38].

En referencia a la -Figura A.2, el TPR se define como:

$$TPR(d, A_d, h\nu) = \frac{D(d, A_d, SSD, h\nu)}{D(d_{ref}, A_d, SSD + (d - d_{ref}), h\nu)} \tag{A.3}$$

Donde:

- d y d_{ref} son la profundidad a un punto determinado y de referencia, respectivamente.
- A_d es el tamaño de campo generalmente isocentro.
- SSD es la distancia fuente superficie.
- $h\nu$ es la energía del haz.

A.3. Campo Cuadrado Equivalente (ESQ)

Durante la práctica, en los tratamientos clínicos con radiación de fotones, es frecuente el uso de campos no cuadrados; por ello, se utiliza el concepto de cuadrado equivalente a un tamaño de campo rectangular. La definición del campo cuadrado equivalente es básicamente aquel campo cuadrado que posee las mismas propiedades dosimétricas que un campo rectangular. Un método razonablemente preciso del ESQ es la relación entre el área y el perímetro del campo:

$$\text{ESQ} = \frac{4\acute{a}rea}{per\acute{i}metro} \tag{A.4}$$

Esta expresión, -Ecuación A.4-, se utiliza principalmente para campos rectangulares, luego se convierte en la -Ecuación A.5-, para un rectángulo de ancho W y largo L [38].

$$ESQ = \frac{2WL}{(W+L)} \tag{A.5}$$

A.4. Factor de Dispersión Máxima (PSF)

La relación entre la dosis absorbida en un punto (D_P) dentro de un fantoma a una profundidad máxima ($z_{máx}$) con una dosis absorbida en el mismo punto (D'_P), debido únicamente a la radiación primaria mediante el uso de una cámara de ionización, es denominado el factor de dispersión máxima (PSF). Este factor depende del tamaño de campo, la energía del haz de fotones y gráficamente se representa de la siguiente manera.

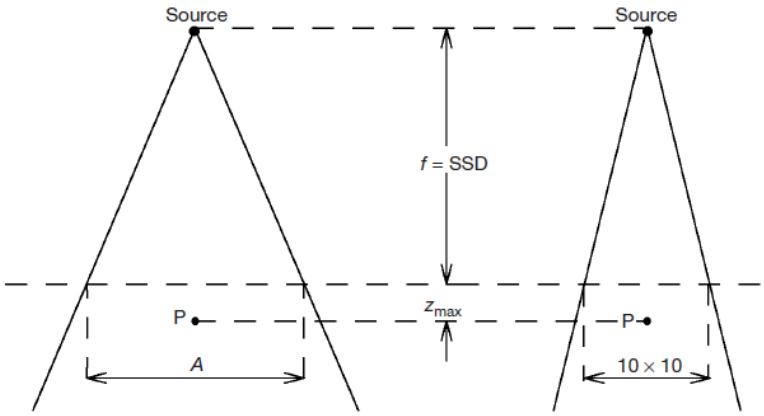


Figura A.3: Representación gráfica del PSF [5].

En referencia a la -Figura A.3-, el PSF se define como:

$$PSF(A, h\nu) = \frac{D_P(z_{max}, A, SSD, h\nu)}{D'_P(A, h\nu)} \tag{A.6}$$

Donde:

- A es el tamaño de campo en superficie.
- z_{max} es la profundidad de dosis máxima.
- SSD es la distancia fuente superficie. $h\nu$ es la energia del haz.

A.5. Razón Tejido-Aire (TAR)

Cuando un equipo de teleterapia rota alrededor del paciente, la distancia fuente superficie varía con el contorno del paciente; sin embargo, la distancia de la fuente

al isocentro permanece constante. Entonces se puede definir un factor que relaciona la dosis en agua medida a una profundidad en el eje central del haz, dentro de un fantoma, con la dosis medida en aire en el mismo punto. La -Figura A.4- muestra gráficamente el uso del TAR.

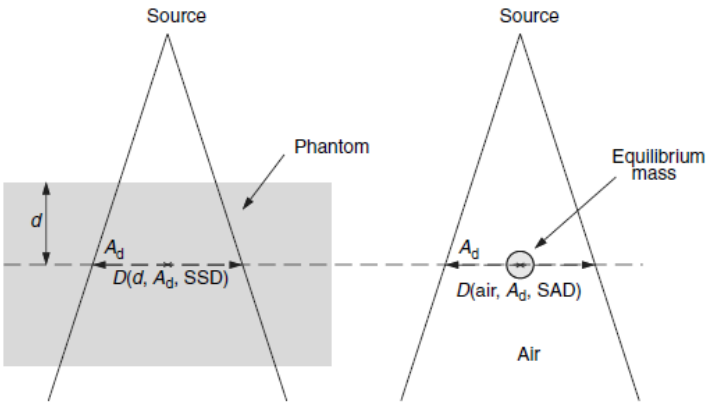


Figura A.4: Representación gráfica del TAR [38].

En referencia a la -Figura A.4, el TAR se define como:

$$TAR(d, A_d) = \frac{D(d, A_d, SSD)}{D(aire, A_d, SAD)} \tag{A.7}$$

Donde:

- d es una profundidad cualquiera.
- A_d es el tamaño de campo en dicha profundidad.
- SSD es la distancia fuente superficie.
- SAD es la distancia fuente isocentro ($SSD + d = SAD$).

Apéndice B

Comparación Entre 2 Poblaciones Normales (Diferencias de Medias).

Para realizar el análisis en la comparación de las medias de dos poblaciones normales a partir de dos muestras extraídas en dichas poblaciones, es importante considerar la diferencia significativa que van a tener las medias de las muestras. Por ello, se van a analizar las varianzas de dos poblaciones normales, la distribución "t" de student y el "p" valor para la prueba de dos colas. Todo lo mencionado con respecto a los resultados obtenidos en las técnicas 3D CRT y VMAT [39].

B.1. Comparación de las Varianzas en Ambas Técnicas

La comparación entre las varianzas en las muestras, obtenidas en las técnicas 3D CRT y VMAT para el TPS XIO y MONACO; van a servir como estimadores en la comparación de las varianzas poblacionales. Para ello vamos a utilizar la Razón F, de ambas varianzas muestrales, para asumir una hipótesis de aceptación o de rechazo con la finalidad de conocer si las varianzas poblaciones son iguales o diferentes. La razón F se define de la siguiente manera:

$$F = \frac{s_L^2}{s_s^2} \tag{B.1}$$

Donde: $s_L^2 > s_s^2$. El valor crítico para la razón F estará dado por la tabla del -Apéndice E-, de $n_1 - 1$ grados de libertad en el numerador y $n_2 - 1$ grados de libertad en el denominador; como la muestra fue de 19 pacientes, en cada técnica, entonces $n_1 = n_2 = 19$. El valor crítico será $F_{\alpha/2,n_1-1,n_2-1}$, considerando un valor de $\alpha = 0.05$ entonces la zona de rechazo será de $\alpha/2 = 0.025$. Por ello, $F_{\alpha/2,n_1-1,n_2-1} = F_{0.025,18,18} = 2.604$.

Por lo tanto:

La **regla de decisión** es: "No rechazar si $F \leq 2.604$, y rechazar si $F > 2.604$"

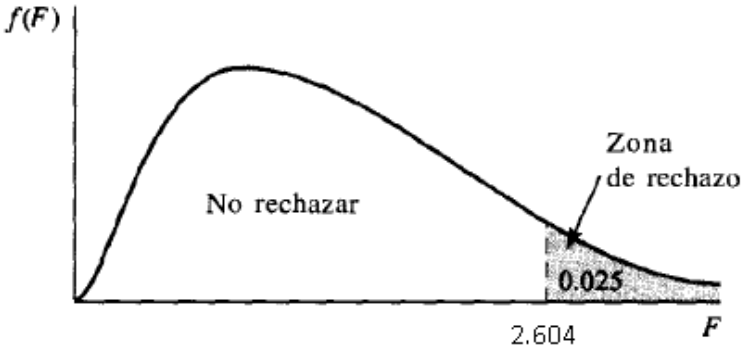


Figura B.1: Representación de la distribución F [40].

Si el valor de la razón F es menor o igual a 2.604, entonces se consideran las varianzas poblacionales iguales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$); pero si el valor es mayor a 2.604, entonces las varianzas poblacionales son diferentes ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$). La -Tabla B.1- muestra el resultado de la distribución F y su regla de decisión correspondiente [40].

B.2. Prueba "t" de Student.

La distribución "t" de Student es una prueba de hipótesis de medias en la que se utiliza la distribución "t". Para lograr dicha distribución se debe considerar un espacio muestral menor a 30, una población normal y no necesitar de la desviación poblacional. Para nuestro proyecto de tesis usaremos dos condiciones importantes: la primera es cuando las varianzas de las muestras son iguales y la segunda cuando las varianzas de las muestras son diferente.

B.2.1. Varianzas iguales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$)

Cuando se consideran las varianzas de dos muestras iguales, ambas poseen una varianza en común; es decir:

$$\sigma^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2 \tag{B.2}$$

En la práctica, si seleccionamos dos muestra de la población, las varianzas de dichas muestras van a tener una diferencia. Pero, debido a que dichas poblaciones tienen una

varianza en común ($\sigma^2 = \sigma_1^2 = \sigma_2^2$), las muestras seleccionadas pueden mancomunarse para así tener solo un estimado. Esta estimación mancomunada de la varianza muestral se calcula de la siguiente manera:

$$s^2 = \frac{s_1^2(n_1 - 1) + s_2^2(n_2 - 1)}{n_1 + n_2 - 2} \tag{B.3}$$

Donde:

- s_1^2 y s_2^2 son las varianzas de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- n_1 y n_2 son la cantidad de datos de la muestra 1 y 2, respectivamente.

En este proyecto se considera el valor de $n_1 = n_2$ debido a que, para cada técnica de tratamiento se tomó la misma cantidad de pacientes ($n = 19$); entonces la -Ecuación B.3- se resume en:

$$s^2 = \frac{s_1^2 + s_2^2}{2} \tag{B.4}$$

Como la prueba "t" se condiciona a una poblacion normal, el estadístico que relaciona la variable con su media también se comporta como una normal N(0,1). Por ello, el calculo del valor "t" se visualiza en la -Ecuación B.5-.

$$t_{(n_1-1)+(n_2-1)}^{\alpha/2} \approx \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2 - (m_1 - m_2)}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}} = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2 - (m_1 - m_2)}{s_d} \tag{B.5}$$

Donde:

- $\bar{X}_1$ y $\bar{X}_2$ son la medias de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- m_1 y m_2 son las medias poblacionales 1 y 2, respectivamente.
- n_1 y n_2 son la cantidad de datos de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- s^2 es la estimación mancomunada de la varianza muestral (-Ecuación B.3-).

Por último, vamos asumir una hipótesis de aceptación o de rechazo mediante un test de hipótesis de comparación en dos medias poblacionales.

$$\begin{cases} H_0 : m_1 = m_2 \\ H_1 : m_1 \neq m_2 \end{cases} \tag{B.6}$$

Donde:

- H_0 es la hipótesis de partida.
- H_1 es la hipótesis alternativa.

Si la hipótesis de partida (H_0) es cierta, entonces $m_1 - m_2 = 0$; pero si H_0 no es cierta, entonces escogemos la hipótesis alternativa (H_1), donde $m_1 \neq m_2$. De la -Ecuación B.5- el test "t", de comparación de los promedios, se rige a una regla de decisión.

La **regla de decisión** es:

$$\text{Sí, } |\frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{s_d}| \leq t^{\alpha/2}_{(n_1-1)+(n_2-1)} \Longrightarrow \quad \text{Acepto} \quad H_0 \quad (m_1 = m_2) \tag{B.7}$$

$$\text{Sí, } |\frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{s_d}| > t^{\alpha/2}_{(n_1-1)+(n_2-1)} \Longrightarrow \quad \text{Rechazo} \quad H_0 \quad (m_1 \neq m_2) \tag{B.8}$$

El intervalo de confianza para esta prueba es del 95 %; por ello, el nivel de significación será de 0.05 ($\alpha/2 = 0.025$). El número de grados de libertad, considerando iguales las varianzas poblacionales ($\sigma_1^2 = \sigma_2^2$), son de $n_1 + n_2 - 2$; siendo $n_1 = 19$ y $n_2 = 19$, por lo tanto, los grados de libertad serán de 36 (g.l = 36). El valor del "t" crítico, usando la tabla "t" de Student para 36 grados de libertad, es de ± 2.028 (distribución de 2 colas -Figura B.2-), ver la tabla "t" de Student del -Apéndice F-.

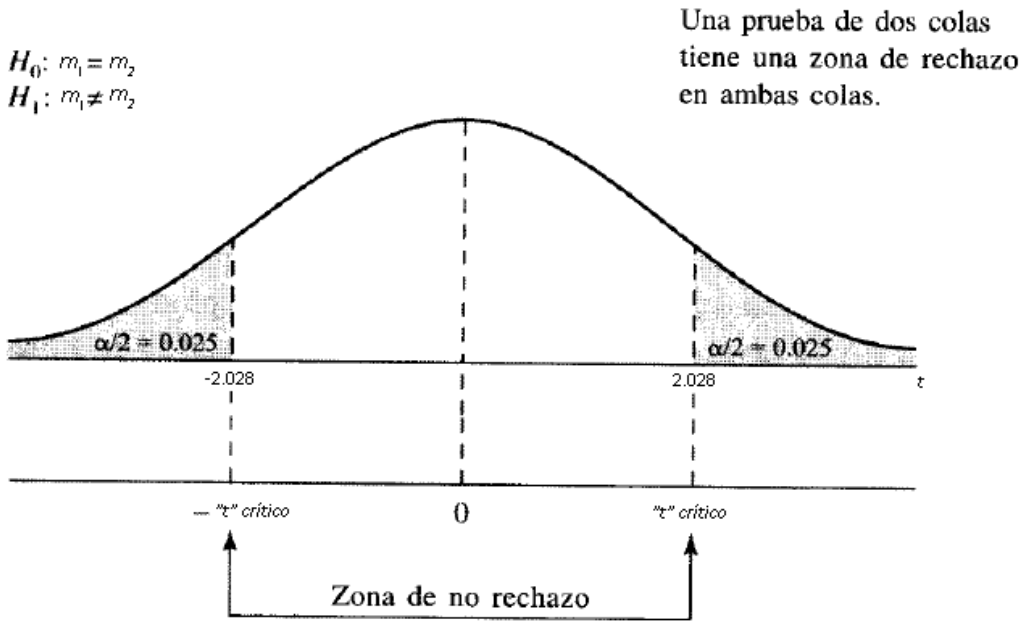


Figura B.2: Prueba de hipótesis para dos muestras con varianzas iguales [40].

B.2.2. Varianzas desiguales ($\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$)

Por otra parte, si las varianzas de las poblaciones no son iguales, los procedimientos cambian; es decir, la distribución de las diferencias entre las medias muestrales no se ajustan a una distribución de $n_1 + n_2 - 2$ grados de libertad. Entonces, para $\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$, los grados de libertad se calculan de la siguiente manera.

$$\text{g.l} = \frac{(s_1^2/n_1 + s_2^2/n_2)^2}{(s_1^2/n_1)^2/(n_1-1) + (s_2^2/n_2)^2/(n_2-1)} \tag{B.9}$$

Donde:

- s_1^2 y s_2^2 son las varianzas de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- n_1 y n_2 son la cantidad de datos de la muestra 1 y 2, respectivamente.

Como $n_1 = n_2 = n = 19$, entonces la -Ecuación B.9 - queda de la siguiente manera.

$$\text{g.l} = \frac{(s_1^2 + s_2^2)^2}{s_1^4 + s_2^4}(n-1) \tag{B.10}$$

Una vez calculado los grados de libertad, se determinara el valor de "t" crítico usando la tabla "t"de Student del -Apéndice F-. Sin embargo, para calcular el valor de "t", obtenido de la diferencia de medias muestrales con $\alpha/2 = 0.025$, se utilizara lo siguiente aproximación.

$$t_{\text{g.l}}^{\alpha/2} \approx \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2 - (m_1 - m_2)}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}} \tag{B.11}$$

Donde:

- $\bar{X}_1$ y $\bar{X}_2$ son la medias de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- m_1 y m_2 son las medias poblacionales 1 y 2, respectivamente.
- n_1 y n_2 son la cantidad de datos de la muestra 1 y 2, respectivamente.
- s_1^2 y s_1^2 son las varianzas muestrales 1 y 2, respectivamente.

La **regla de decisión** es:

$$\text{Sí, } \left|\frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}}\right| \leq t_{\text{g.l}}^{\alpha/2} \Longrightarrow \quad \text{Acepto} \quad H_0 \quad (m_1 = m_2) \tag{B.12}$$

$$\text{Sí, } \left|\frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}}\right| > t_{\text{g.l}}^{\alpha/2} \Longrightarrow \quad \text{Rechazo} \quad H_0 \quad (m_1 \neq m_2) \tag{B.13}$$

Los valores del "t" crítico, "t" obtenido y su correspondiente regla de decisión se visualizan en la -Tabla B.2-

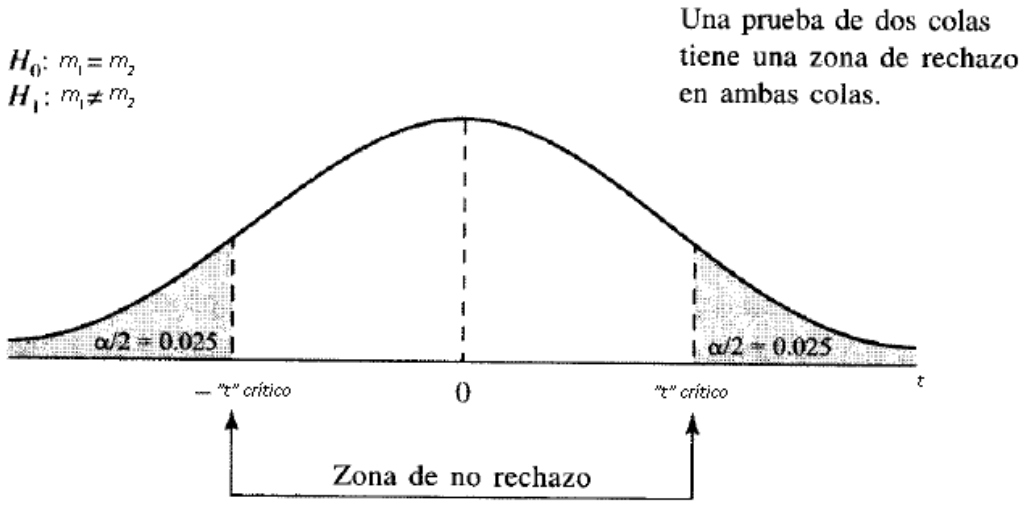
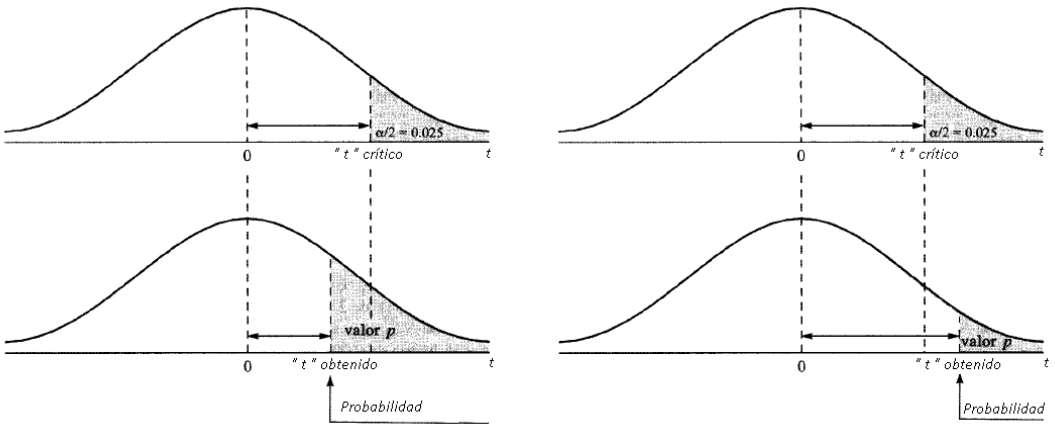


Figura B.3: Prueba de hipótesis para dos muestras con varianzas desiguales [40].

B.3. "p" Valor

Es la probabilidad que admite o no la hipótesis nula basado en un valor de significancia. Es decir, es el valor mas bajo de significación de la cual se puede rechazar la hipótesis nula. La -Figura B.4a- muestra el valor "p" cuando el "t" obtenido es menor o igual al "t" crítico, aceptando la hipótesis de partida (H_0); mientras que, la -Figura B.4b- muestra el valor "p" cuando el "t" obtenido es mayor al "t" crítico, rechazando la hipótesis de partida. Para determinar el "p" valor simplemente resto 0.5 (mitad de la distribución "t") al valor del "t" obtenido, o calculado, para finalmente multiplicarlo por dos (debido que es una prueba de dos colas) [40, 41]. Para obtener los resultados del "p" valor es necesario utilizar la tabla del -Apendice G-.



(a) Valor "p" aceptando H_0. **(b)** Valor "p" rechazando H_0.

Figura B.4: Prueba de hipótesis de dos muestras para el cálculo del "p" valor [40].

Tabla B.1: Resultado de la distribución "F" y su regla de decisión.

Región de interés	Métricas de Evaluación	Desviación estándar		Varianza		Distribución "F"	Regla de decisión
		3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT		
PTV MAMA	$D_{95\,\%}(Gy)$	1.41	0.22	1.99	0.05	39.80	Rechazo
	$D_{98\,\%}(Gy)$	1.48	0.41	2.19	0.17	12.88	Rechazo
	$D_{2\,\%}(Gy)$	0.32	0.41	0.10	0.17	1.70	No Rechazo
	$D_{50\,\%}(Gy)$	0.59	0.28	0.35	0.08	4.38	Rechazo
	IC	0.18	0.08	2.78×10^{-2}	6.54×10^{-3}	4.59	Rechazo
	IH	0.04	0.02	1.51×10^{-3}	0.32×10^{-3}	4.72	Rechazo
PTV SCV/ASCV	$D_{95\,\%}(Gy)$	1.88	0.22	3.53	0.05	70.60	Rechazo
	$D_{98\,\%}(Gy)$	2.30	0.36	5.29	0.13	40.69	Rechazo
	$D_{2\,\%}(Gy)$	0.22	0.42	0.05	0.18	3.60	Rechazo
	$D_{50\,\%}(Gy)$	0.34	0.41	0.12	0.17	1.41	No Rechazo
	IC	0.09	0.11	8.48×10^{-3}	12.65×10^{-3}	1.49	No Rechazo
	IH	0.06	0.02	3.14×10^{-3}	0.23×10^{-3}	13.65	Rechazo
Pul. Izquierdo	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.75	1.04	0.56	1.09	1.95	No Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	0.59	1.65	0.34	2.73	8.03	Rechazo
	$D_{30}(Gy)$	2.63	1.44	6.93	2.07	3.35	Rechazo
	$V_{10}(\,\%)$	3.24	7.14	10.49	51.05	4.87	Rechazo
	$V_{20}(\,\%)$	2.39	3.31	5.73	10.94	1.91	No Rechazo
	$V_{30}(\,\%)$	1.97	2.10	3.88	4.40	1.13	No Rechazo
Corazón	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.92	0.86	0.84	0.74	1.14	No Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	1.18	4.08	1.38	16.67	12.08	Rechazo
	$D_{10}(Gy)$	3.72	2.14	13.82	4.57	3.02	Rechazo
	$V_{5}(\,\%)$	3.34	13.87	11.14	192.42	17.27	Rechazo
	$V_{10}(\,\%)$	2.55	3.22	6.51	10.37	1.59	No Rechazo
	$V_{20}(\,\%)$	1.98	1.10	3.93	1.21	3.25	Rechazo
Med. Espinal	$D_{\text{med}}(Gy)$	1.58	0.83	2.49	0.69	3.61	Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	6.30	2.68	39.66	7.18	5.52	Rechazo
	$D_{2}(Gy)$	6.70	2.16	44.95	4.68	9.60	Rechazo
	$V_{5}(\,\%)$	5.39	9.97	29.05	99.41	3.42	Rechazo
	$V_{10}(\,\%)$	7.58	3.16	57.48	10.01	5.74	Rechazo
Pul. Derecho	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.22	0.19	0.05	0.04	1.25	No Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	7.88	2.09	62.03	4.35	14.26	Rechazo
	$D_{15}(Gy)$	0.29	0.27	0.08	0.07	1.14	No Rechazo
	$V_{1}(\,\%)$	5.74	13.99	32.95	195.79	5.94	Rechazo
	$V_{2}(\,\%)$	3.23	6.49	10.42	42.06	4.04	Rechazo

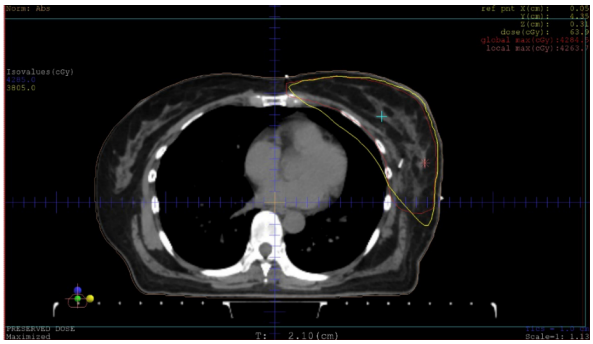
Tabla B.2: Los valores del "t" crítico, "t" obtenido y la regla de decisión.

Región de interés	Métricas de Evaluación	Desviación estándar		Varianza		Grados de libertad (g.l)	"t" crítico	"t" obtenido	Regla de decisión
		3D CRT	VMAT	3D CRT	VMAT				
PTV MAMA	$D_{95\,\%}(Gy)$	1.41	0.22	1.99	0.05	19	2.093	0.556	No Rechazo
	$D_{98\,\%}(Gy)$	1.48	0.41	2.19	0.17	21	2.080	2.297	Rechazo
	$D_{2\,\%}(Gy)$	0.32	0.41	0.10	0.17	36	2.028	0.335	No Rechazo
	$D_{50\,\%}(Gy)$	0.59	0.28	0.35	0.08	26	2.056	2.870	Rechazo
	IC	0.18	0.08	2.78×10^{-2}	6.54×10^{-3}	26	2.056	1.407	No Rechazo
	IH	0.04	0.02	1.51×10^{-3}	0.32×10^{-3}	25	2.060	1.994	No Rechazo
PTV SCV/ASCV	$D_{95\,\%}(Gy)$	1.88	0.22	3.53	0.05	19	2.093	7.376	Rechazo
	$D_{98\,\%}(Gy)$	2.30	0.36	5.29	0.13	19	2.093	4.606	Rechazo
	$D_{2\,\%}(Gy)$	0.22	0.42	0.05	0.18	27	2.052	1.563	No Rechazo
	$D_{50\,\%}(Gy)$	0.34	0.41	0.12	0.17	36	2.028	0.982	No Rechazo
	IC	0.09	0.11	8.48×10^{-3}	12.65×10^{-3}	36	2.028	2.311	Rechazo
	IH	0.06	0.02	3.14×10^{-3}	0.23×10^{-3}	21	2.080	4.962	Rechazo
Pul. Izquierdo	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.75	1.04	0.56	1.09	36	2.028	6.261	Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	0.59	1.65	0.34	2.73	22	2.074	4.993	Rechazo
	$D_{30}(Gy)$	2.63	1.44	6.93	2.07	28	2.048	1.945	No Rechazo
	$V_{10}(\,\%)$	3.24	7.14	10.49	51.05	25	2.060	10.265	Rechazo
	$V_{20}(\,\%)$	2.39	3.31	5.73	10.94	36	2.028	4.653	Rechazo
	$V_{30}(\,\%)$	1.97	2.10	3.88	4.40	36	2.028	16.437	Rechazo
Corazón	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.92	0.86	0.84	0.74	36	2.028	7.918	Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	1.18	4.08	1.38	16.67	21	2.080	2.742	Rechazo
	$D_{10}(Gy)$	3.72	2.14	13.82	4.57	29	2.045	2.705	Rechazo
	$V_{5}(\,\%)$	3.34	13.87	11.14	192.42	20	2.086	10.566	Rechazo
	$V_{10}(\,\%)$	2.55	3.22	6.51	10.37	36	2.028	1.125	No Rechazo
	$V_{20}(\,\%)$	1.98	1.10	3.93	1.21	28	2.048	5.021	Rechazo
Med. Espinal	$D_{\text{med}}(Gy)$	1.58	0.83	2.49	0.69	27	2.052	2.077	Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	6.30	2.68	39.66	7.18	24	2.064	7.944	Rechazo
	$D_{2}(Gy)$	6.70	2.16	44.95	4.68	22	2.074	7.371	Rechazo
	$V_{5}(\,\%)$	5.39	9.97	29.05	99.41	28	2.048	1.356	No rechazar
	$V_{10}(\,\%)$	7.58	3.16	57.48	10.01	24	2.064	8.023	Rechazo
Pul. Derecho	$D_{\text{med}}(Gy)$	0.22	0.19	0.05	0.04	36	2.028	14.559	Rechazo
	$D_{\text{máx}}(Gy)$	7.88	2.09	62.03	4.35	21	2.080	6.967	Rechazo
	$D_{15}(Gy)$	0.29	0.27	0.08	0.07	36	2.028	13.363	Rechazo
	$V_{1}(\,\%)$	5.74	13.99	32.95	195.79	24	2.064	18.220	Rechazo
	$V_{2}(\,\%)$	3.23	6.49	10.42	42.06	26	2.056	6.597	Rechazo

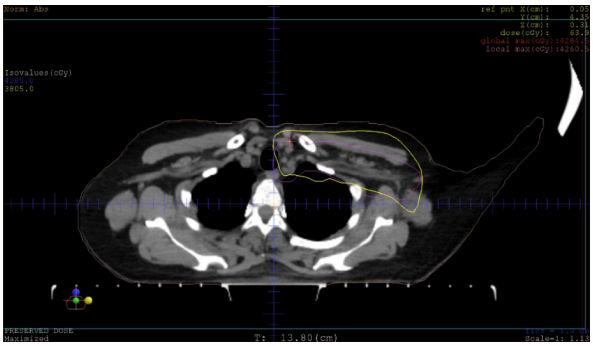
Apéndice C

Imágenes Obtenidas del TPS XIO - Técnica 3D CRT

C.1. XIO - Paciente 1



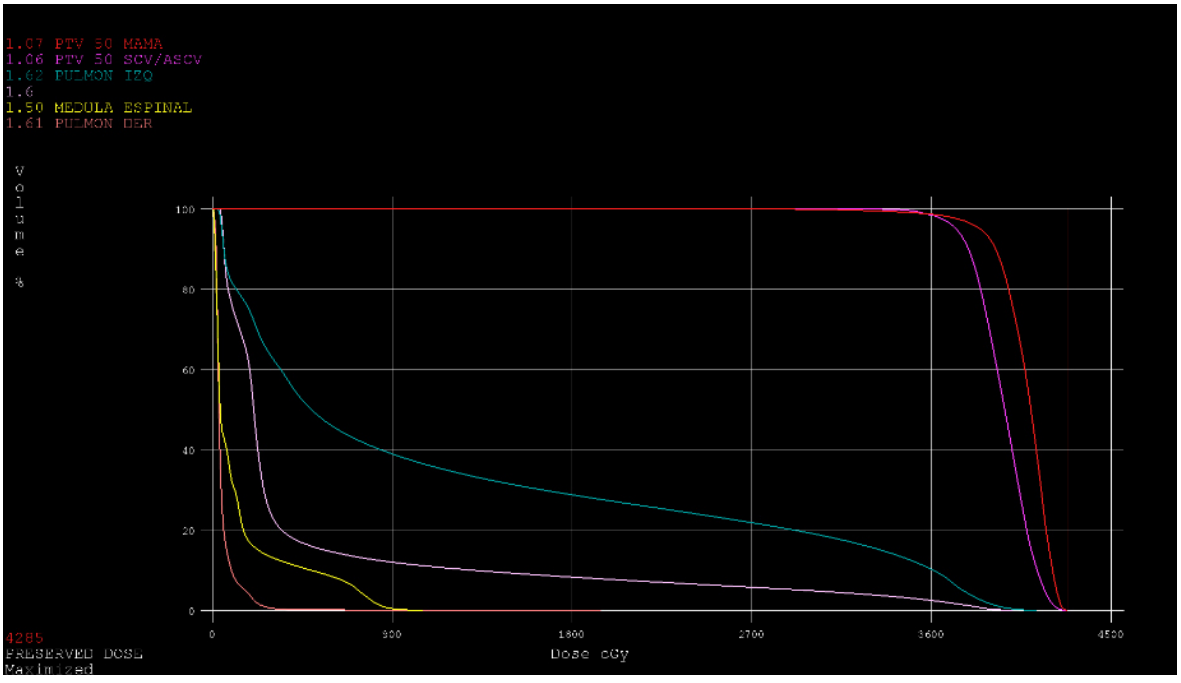
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



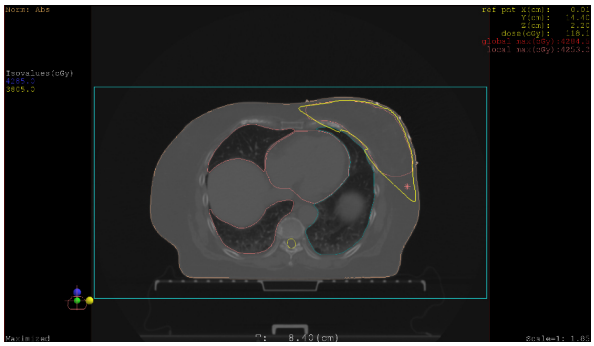
(c) Isodosis PTV total.



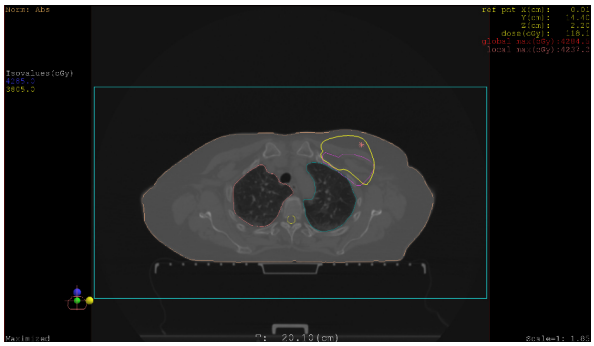
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.1: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 1. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

C.2. XIO - Paciente 2



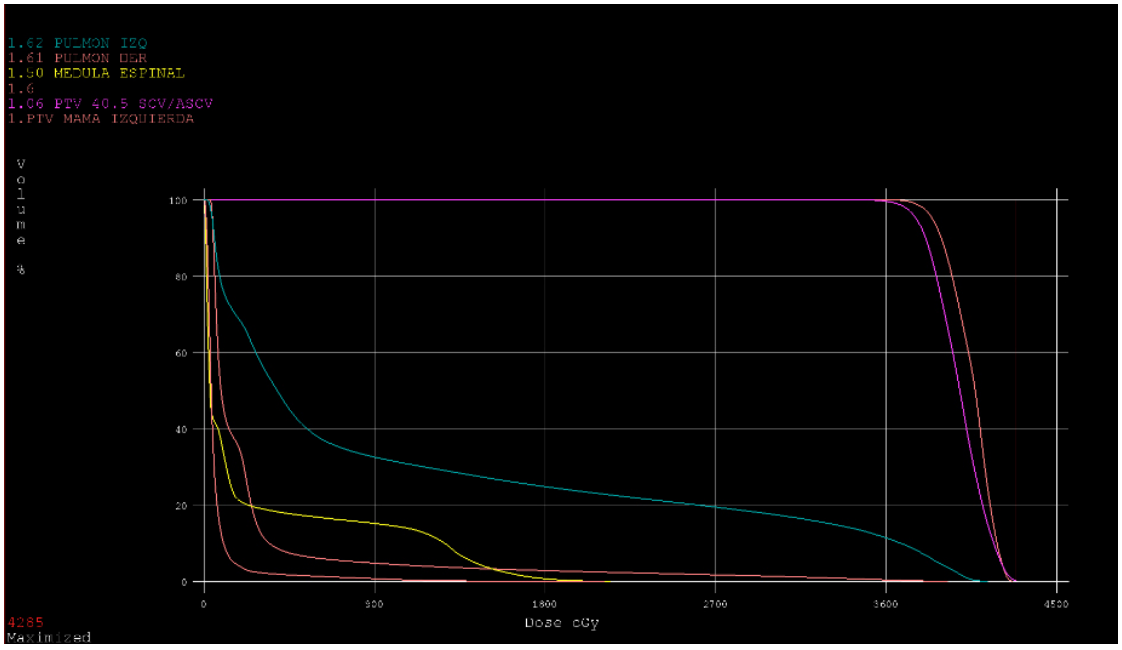
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



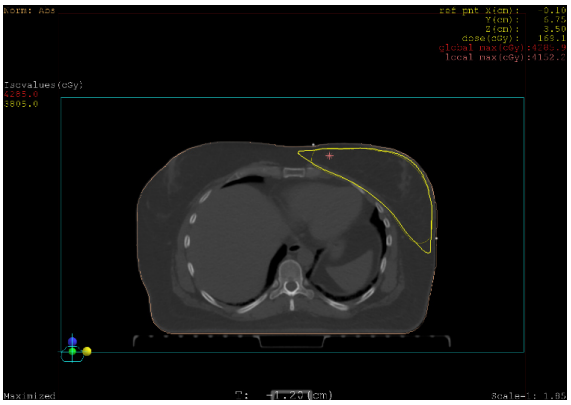
(c) Isodosis PTV total.



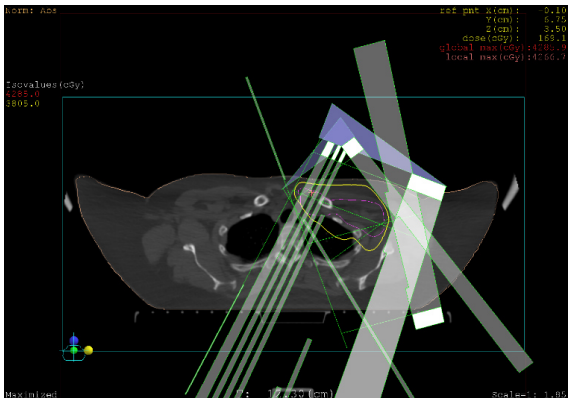
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.2: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 2. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

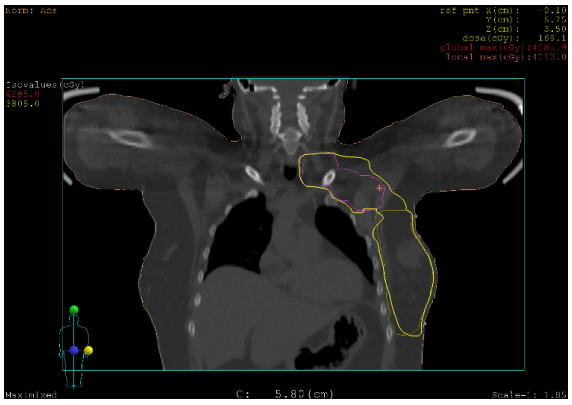
C.3. XIO - Paciente 3



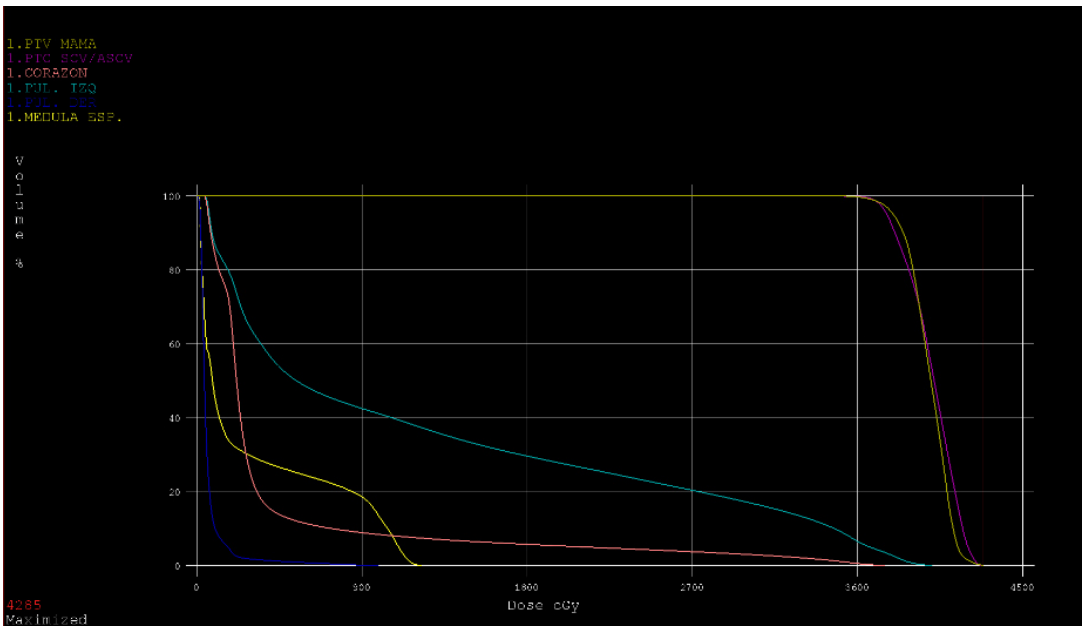
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



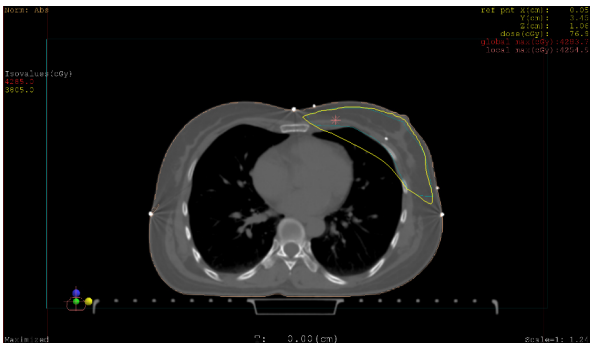
(c) Isodosis PTV total.



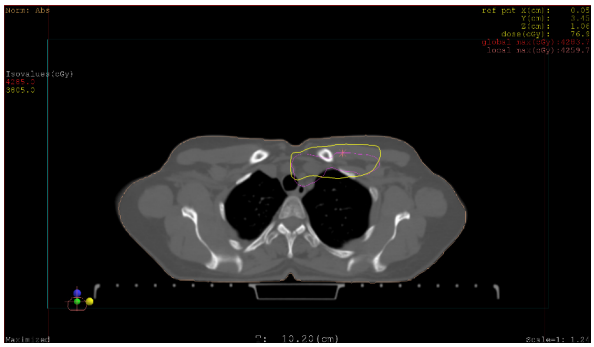
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.3: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 3. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

C.4. XIO - Paciente 4



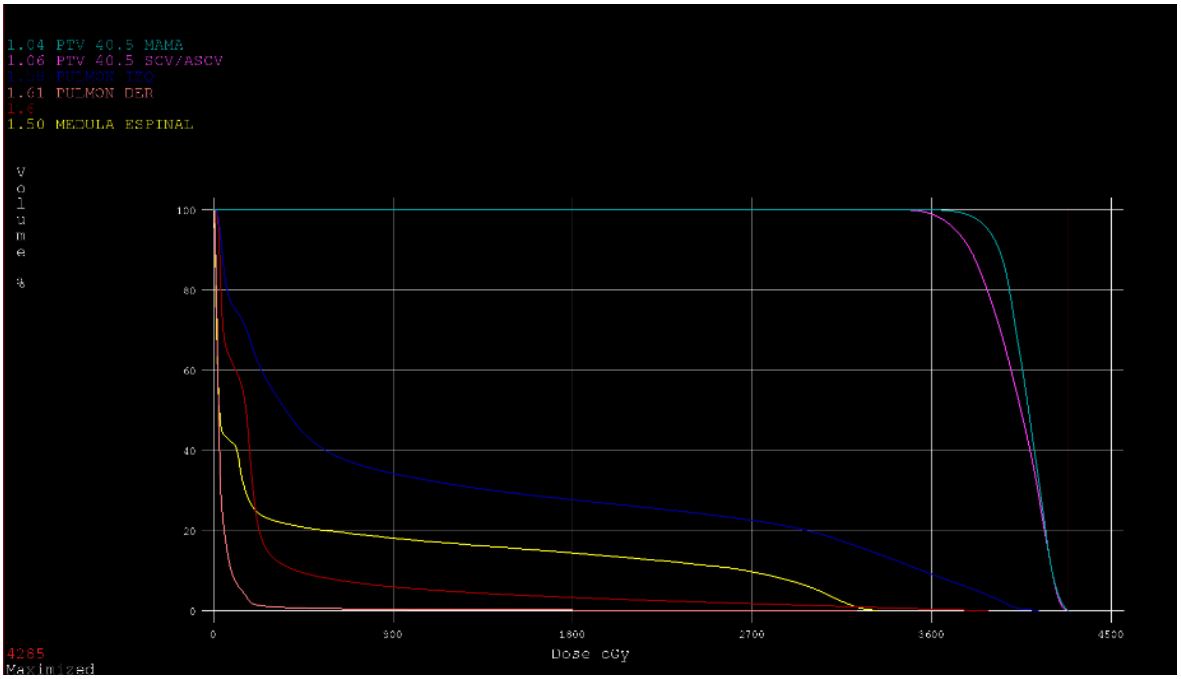
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



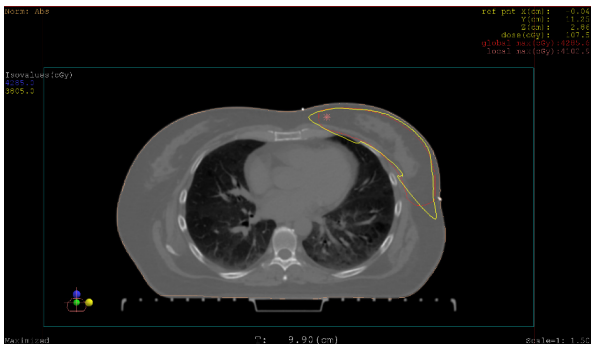
(c) Isodosis PTV total.



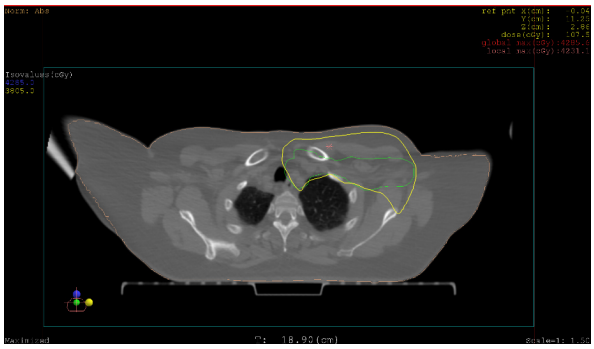
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.4: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 4. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

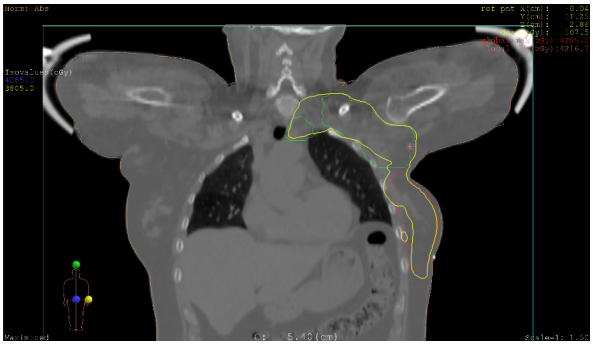
C.5. XIO - Paciente 5



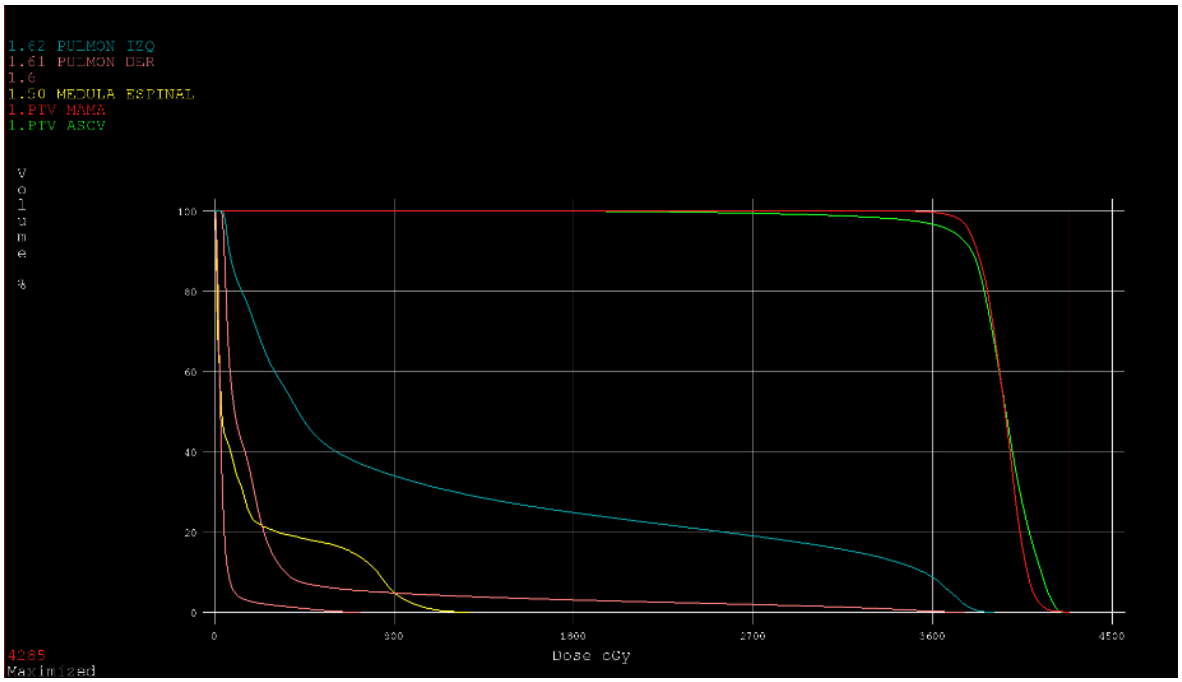
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



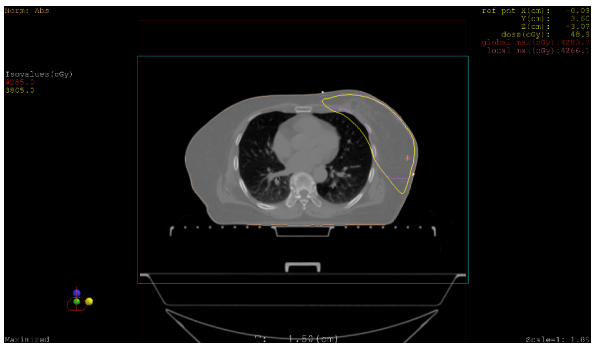
(c) Isodosis PTV total.



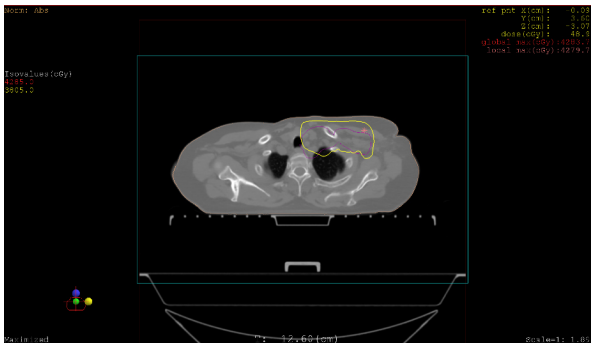
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.5: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 5. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

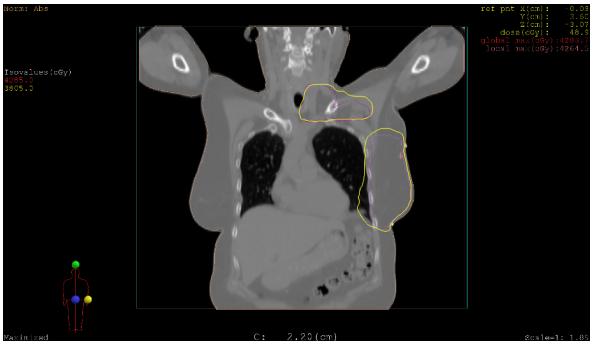
C.6. XIO - Paciente 6



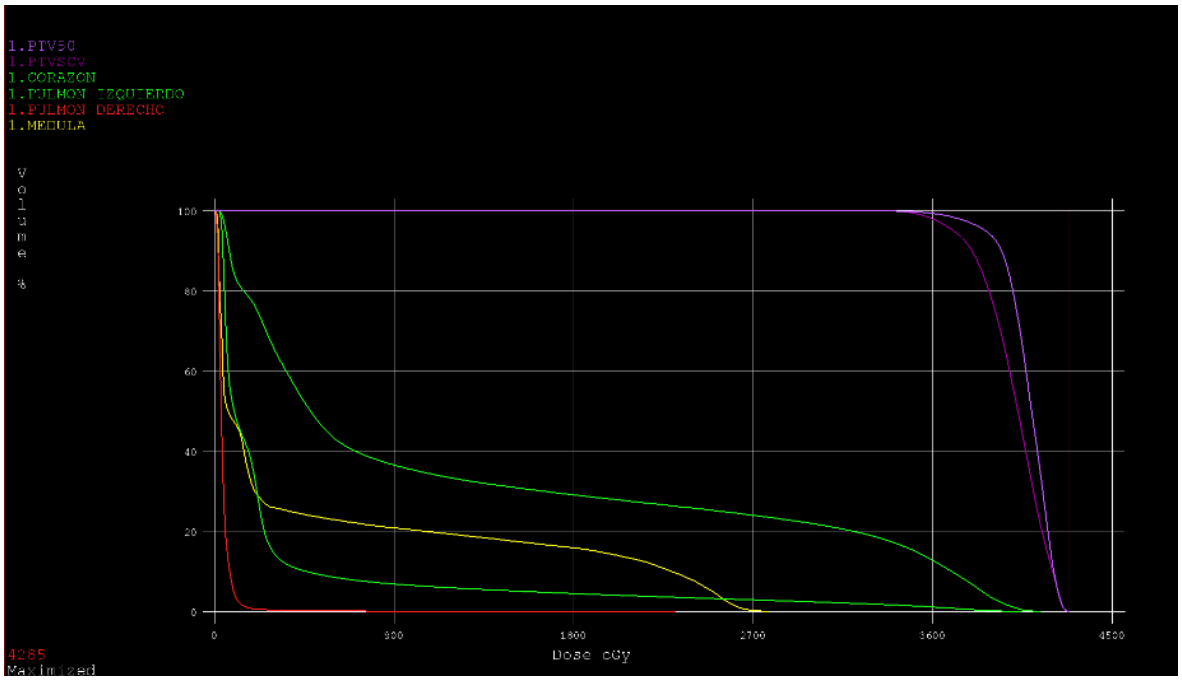
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



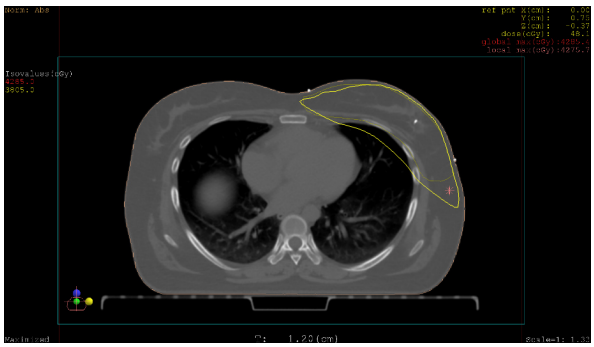
(c) Isodosis PTV total.



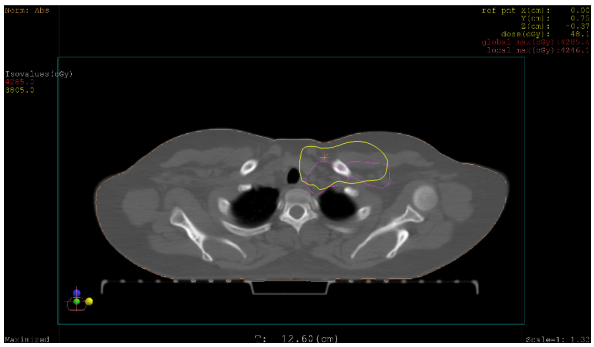
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.6: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 6. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

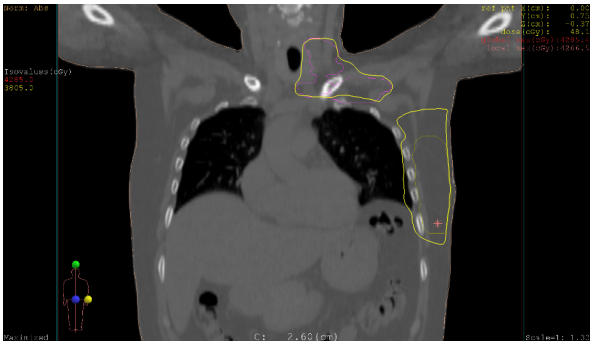
C.7. XIO - Paciente 7



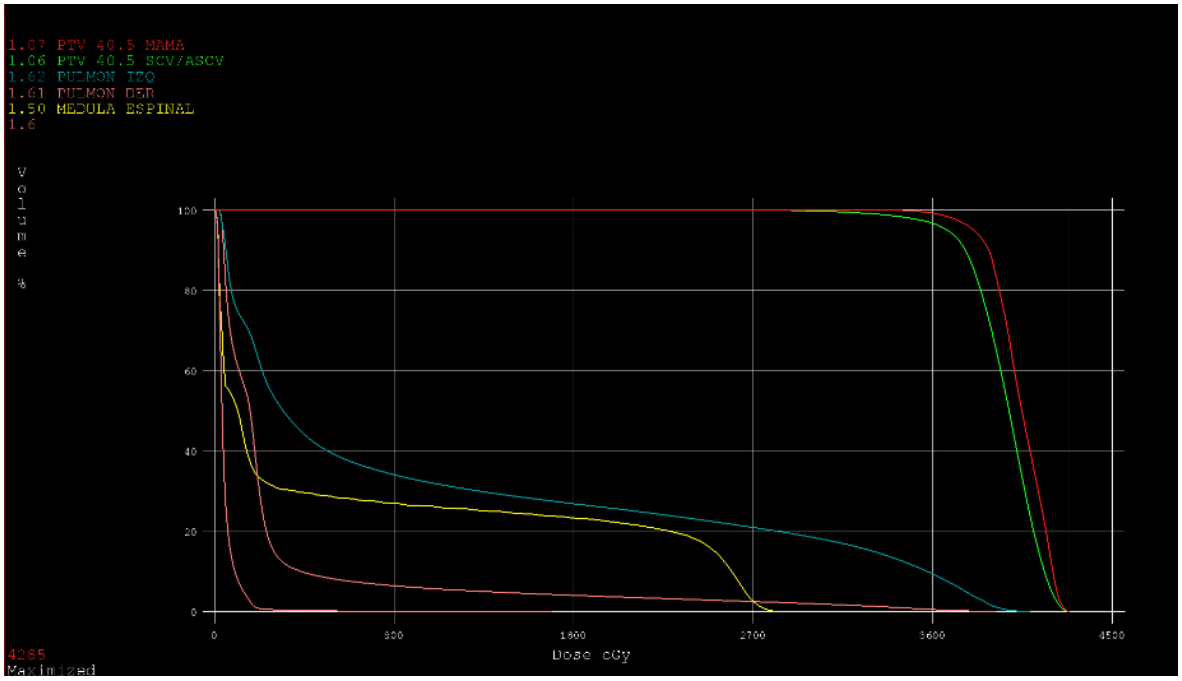
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



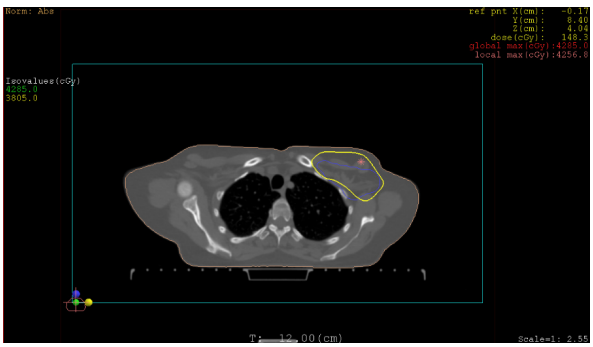
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.7: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 7. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

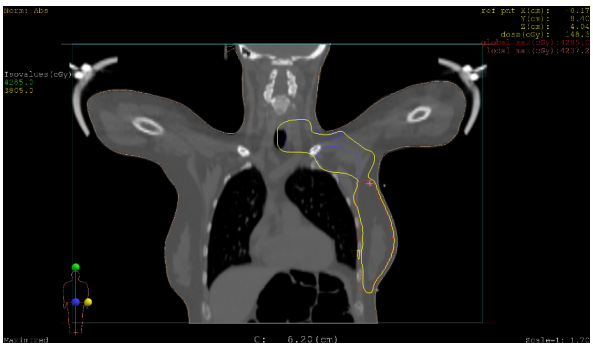
C.8. XIO - Paciente 8



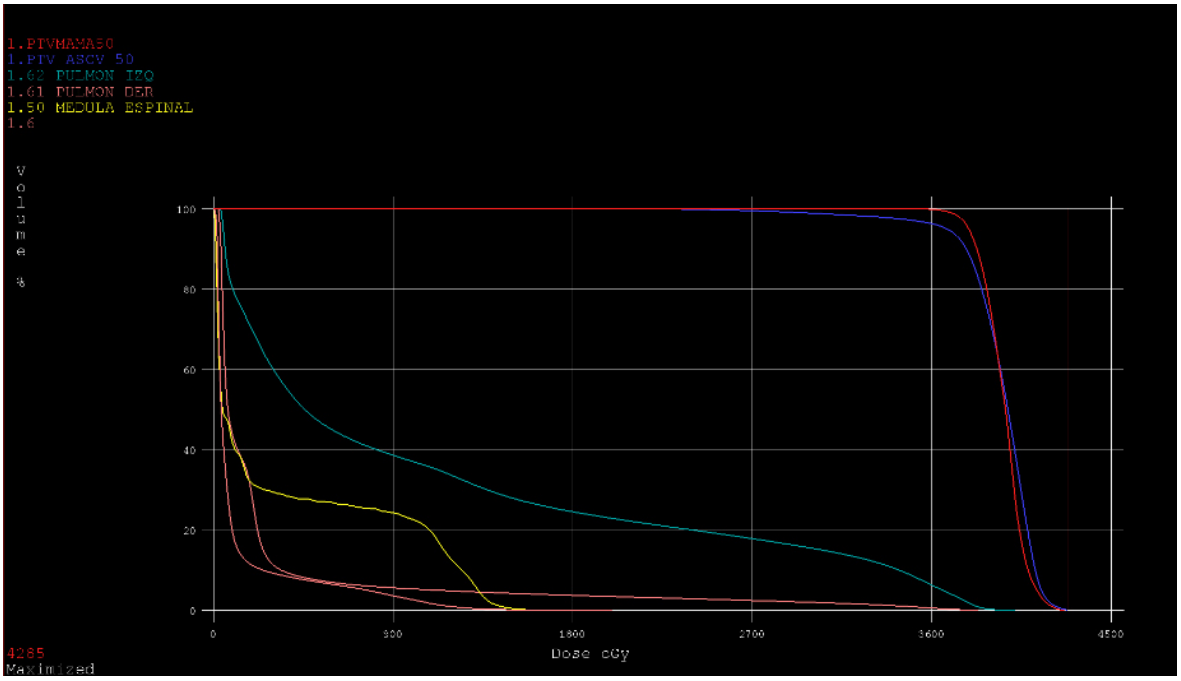
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



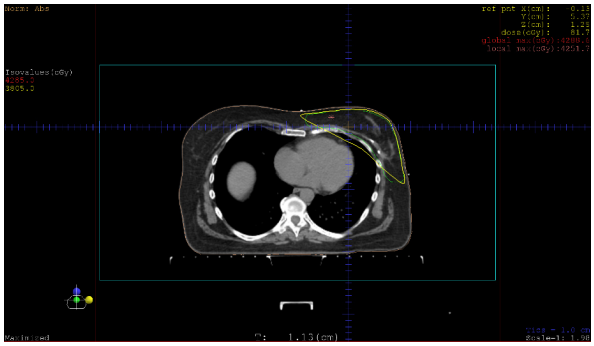
(c) Isodosis PTV total.



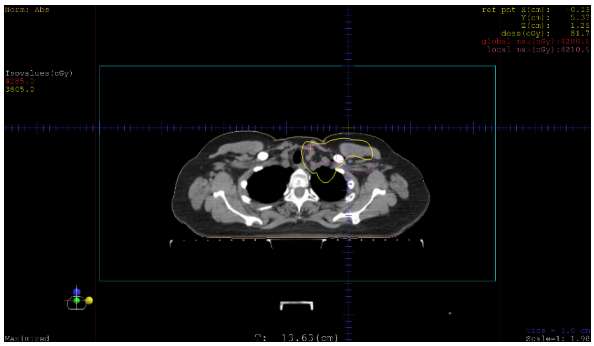
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.8: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 8. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

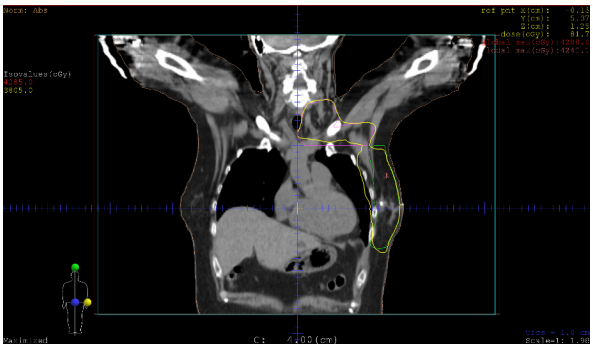
C.9. XIO - Paciente 9



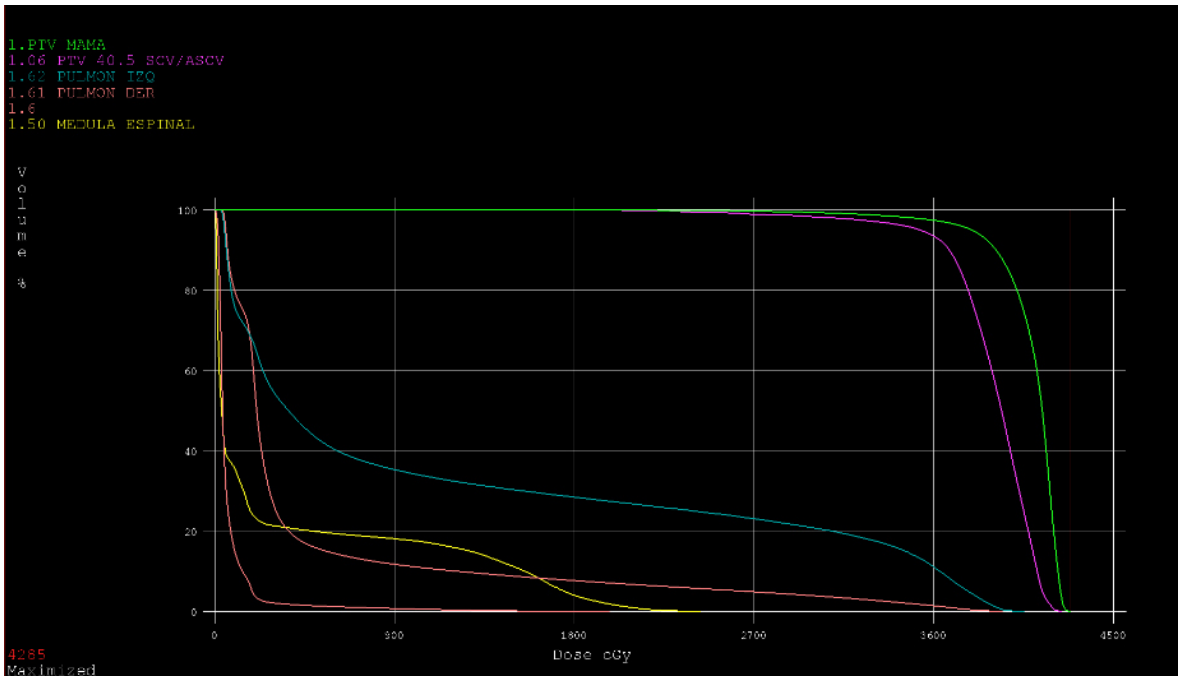
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



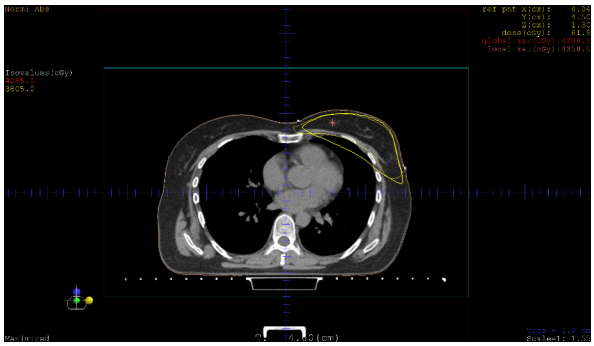
(c) Isodosis PTV total.



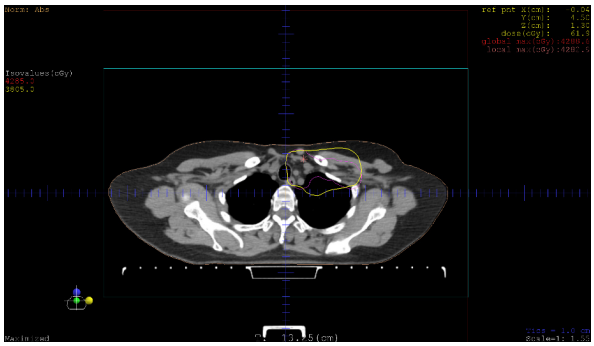
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.9: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 9. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

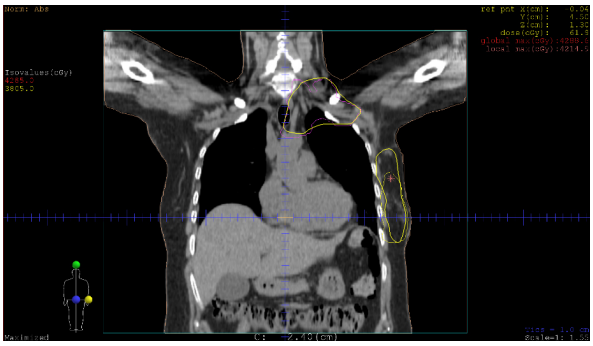
C.10. XIO - Paciente 10



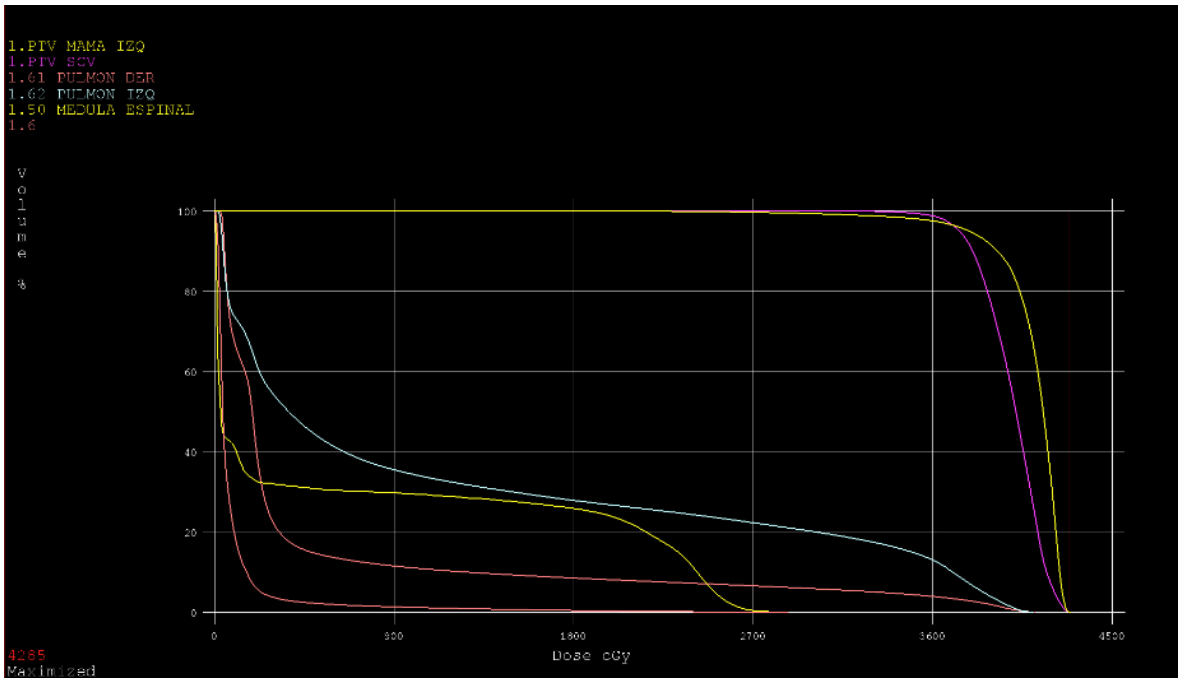
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



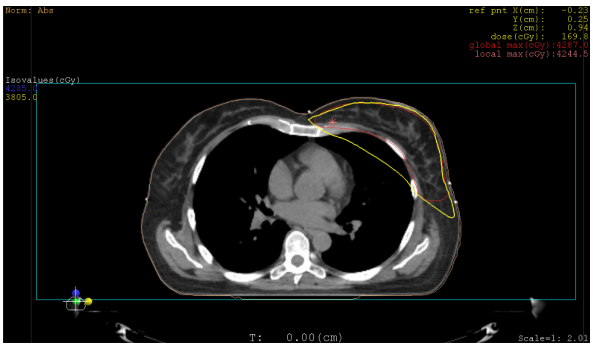
(c) Isodosis PTV total.



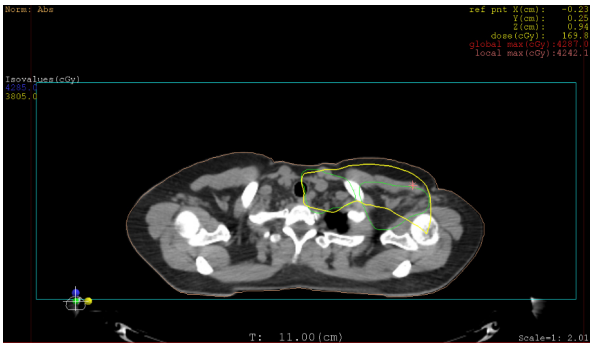
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.10: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 10. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

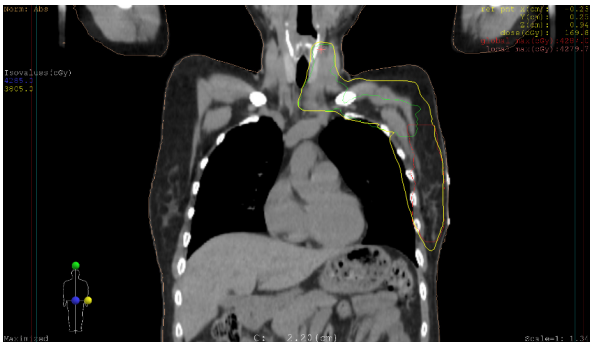
C.11. XIO - Paciente 11



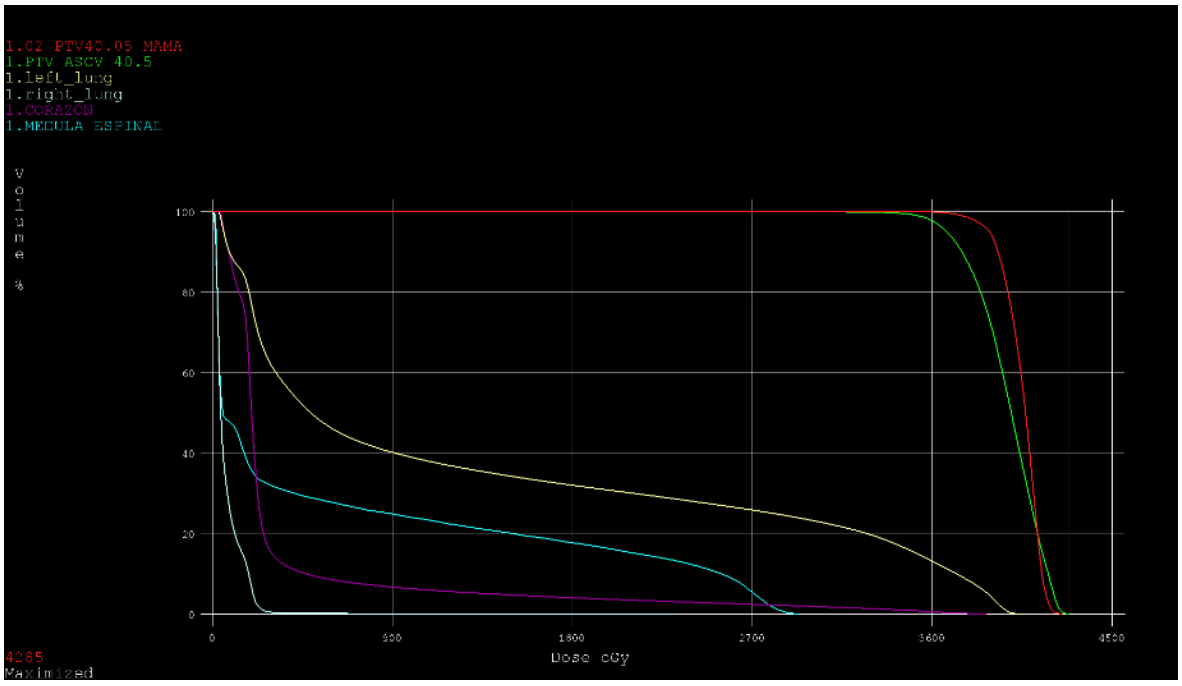
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



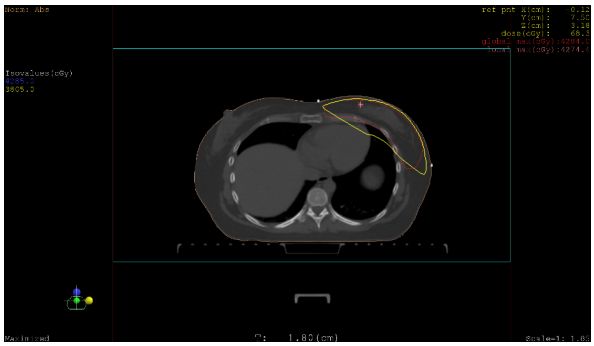
(c) Isodosis PTV total.



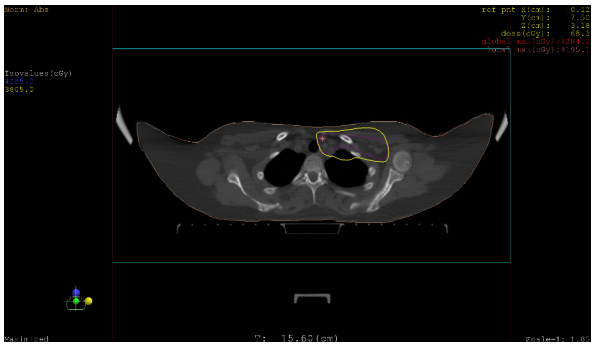
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.11: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 11. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

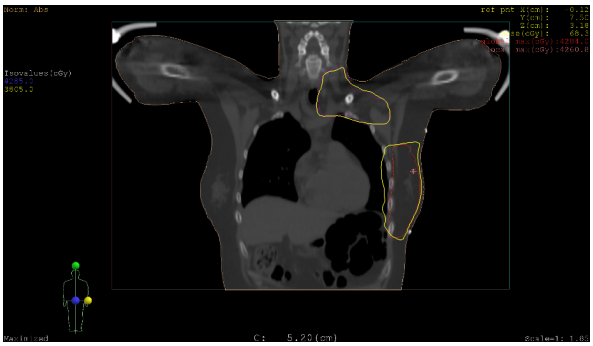
C.12. XIO - Paciente 12



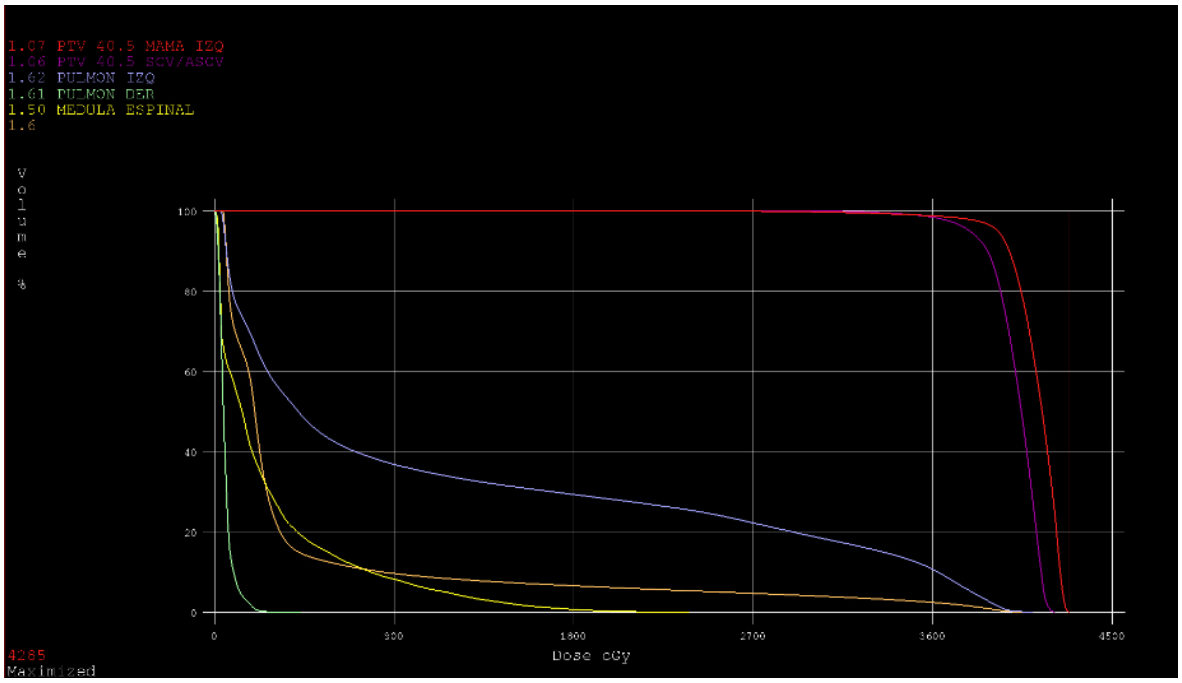
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



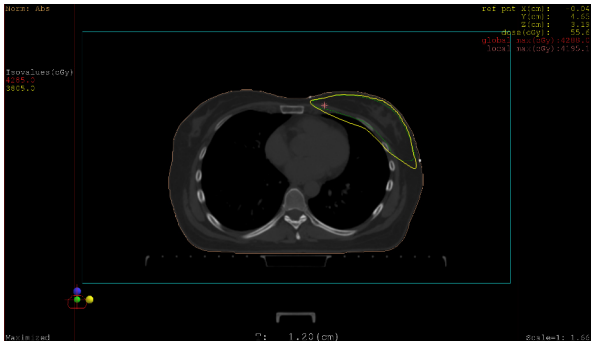
(c) Isodosis PTV total.



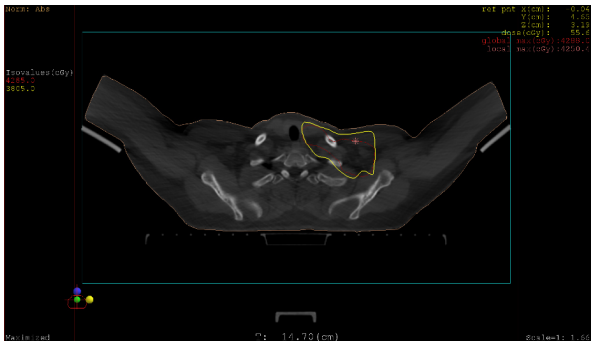
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.12: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 12. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

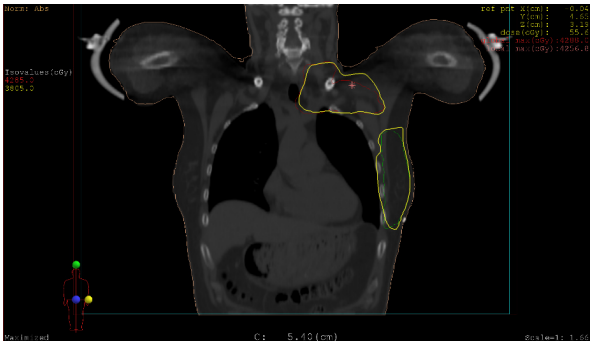
C.13. XIO - Paciente 13



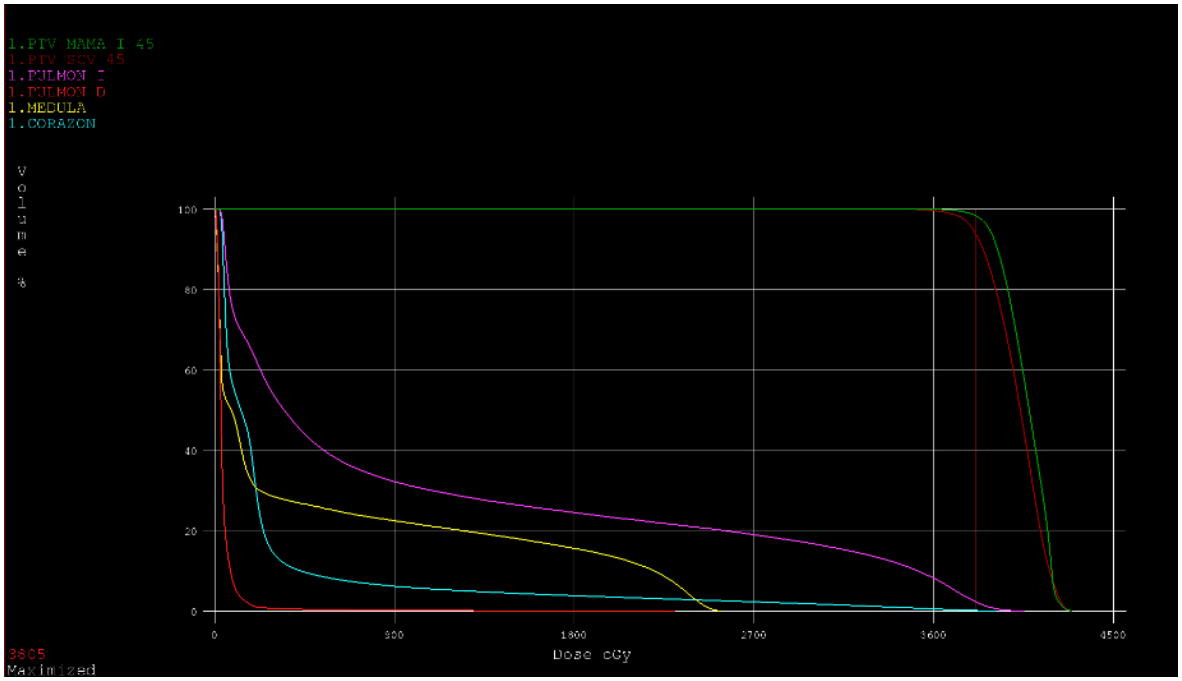
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



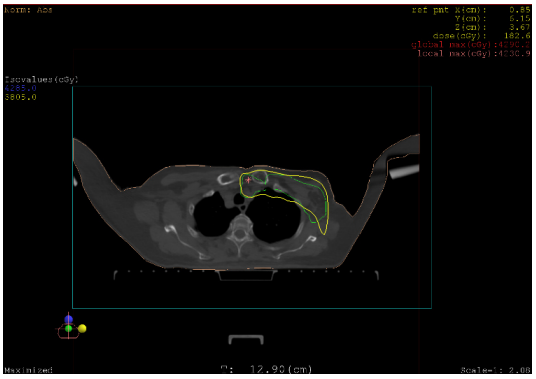
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.13: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 13. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

C.14. XIO - Paciente 14



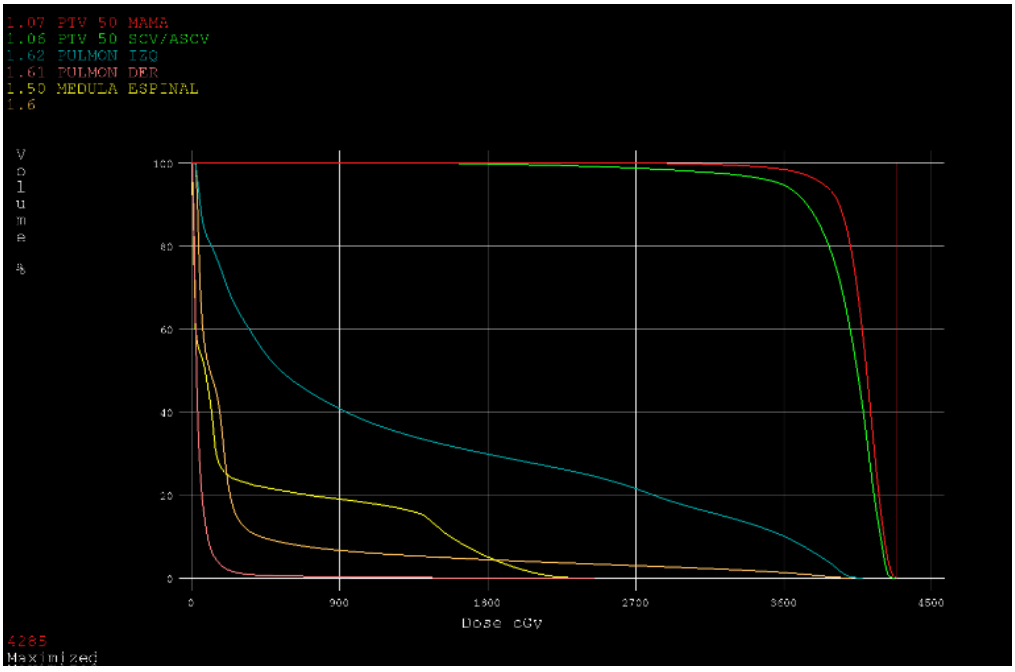
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



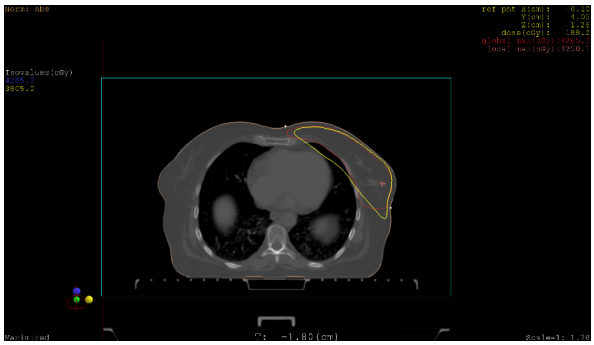
(c) Isodosis PTV total.



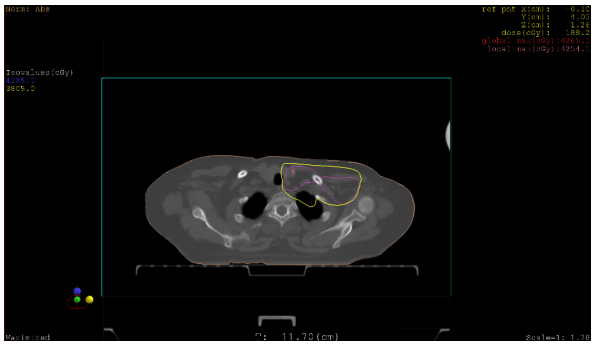
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.14: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 14. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

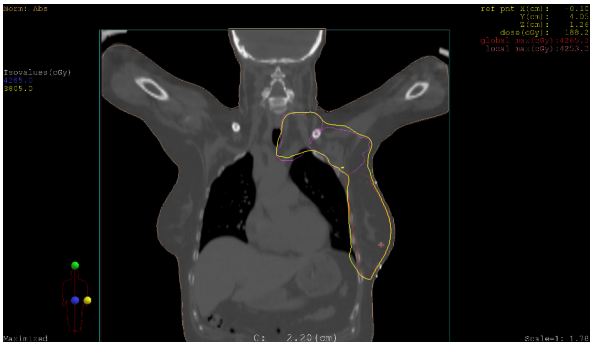
C.15. XIO - Paciente 15



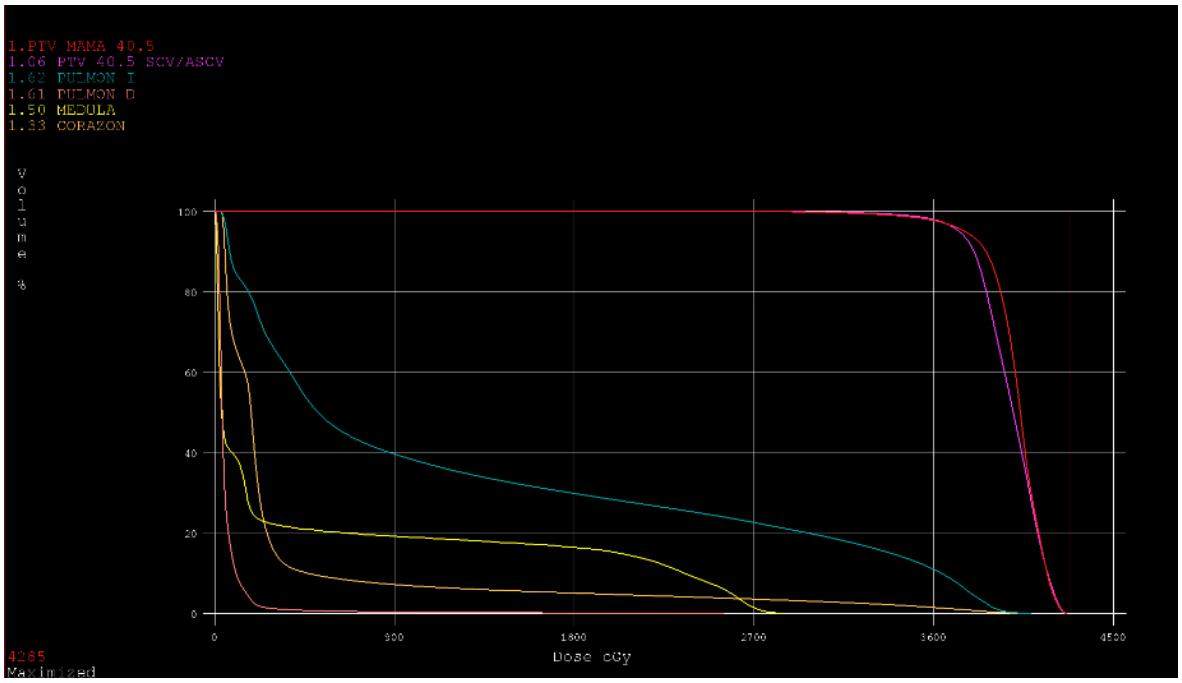
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



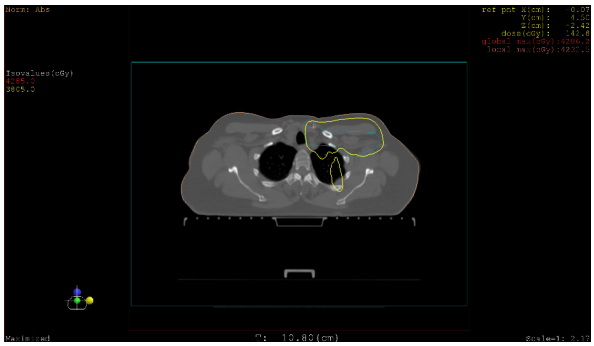
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.15: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 15. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

C.16. XIO - Paciente 16



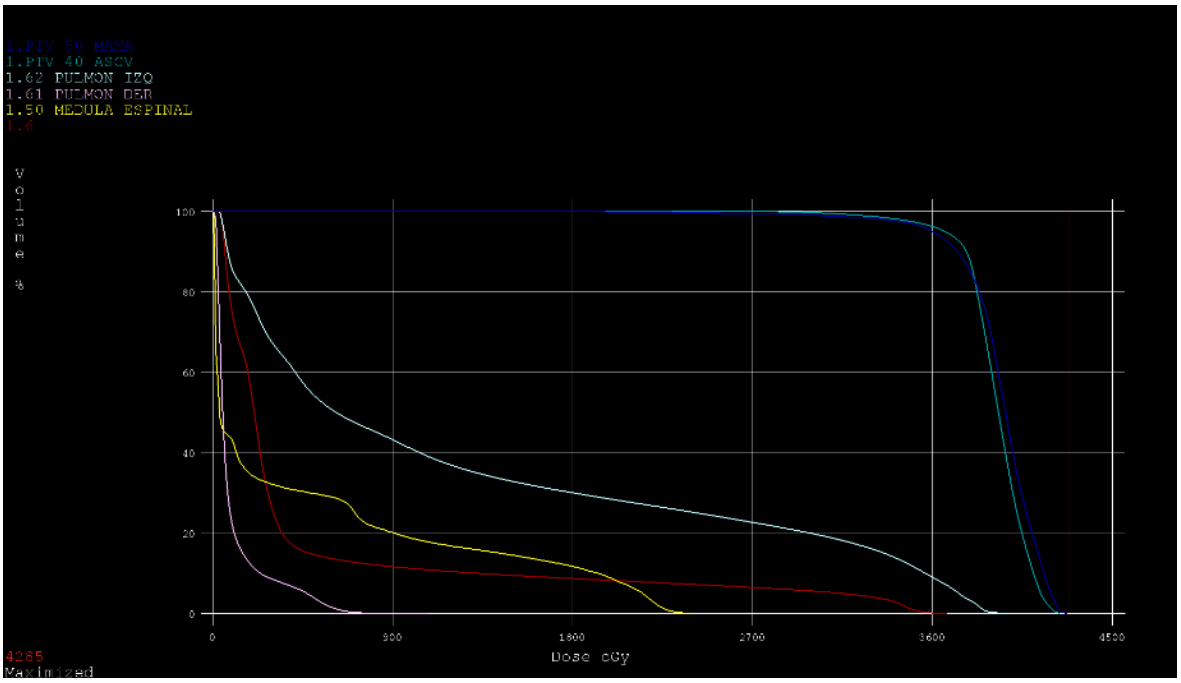
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



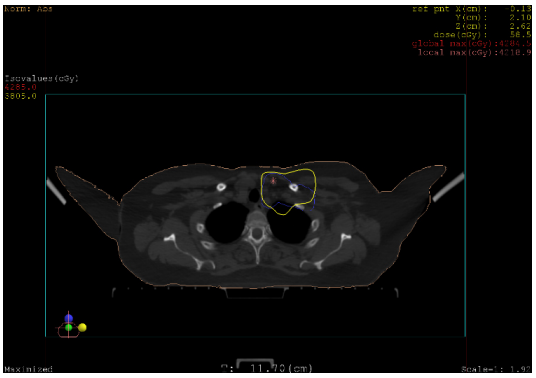
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.16: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 16. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

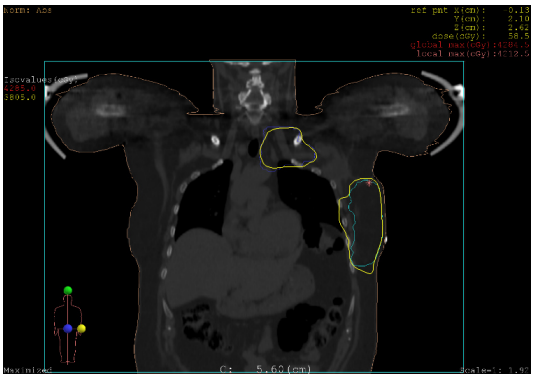
C.17. XIO - Paciente 17



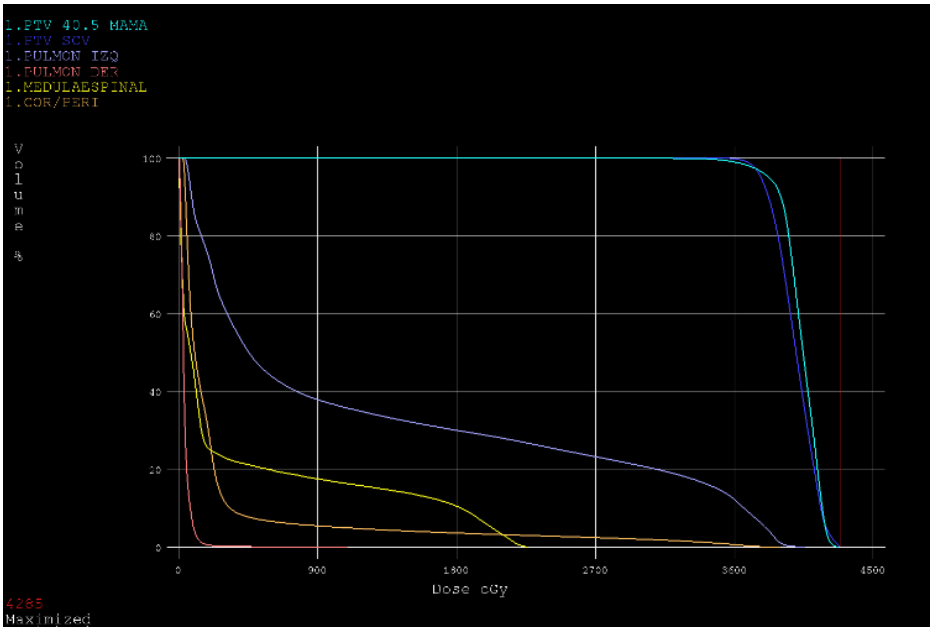
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



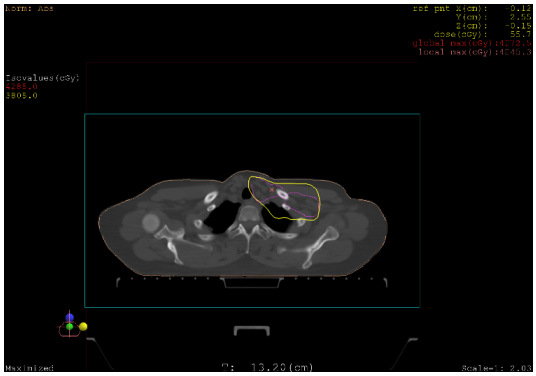
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.17: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 17. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

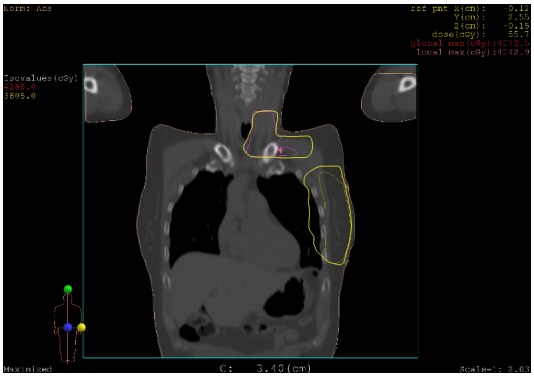
C.18. XIO - Paciente 18



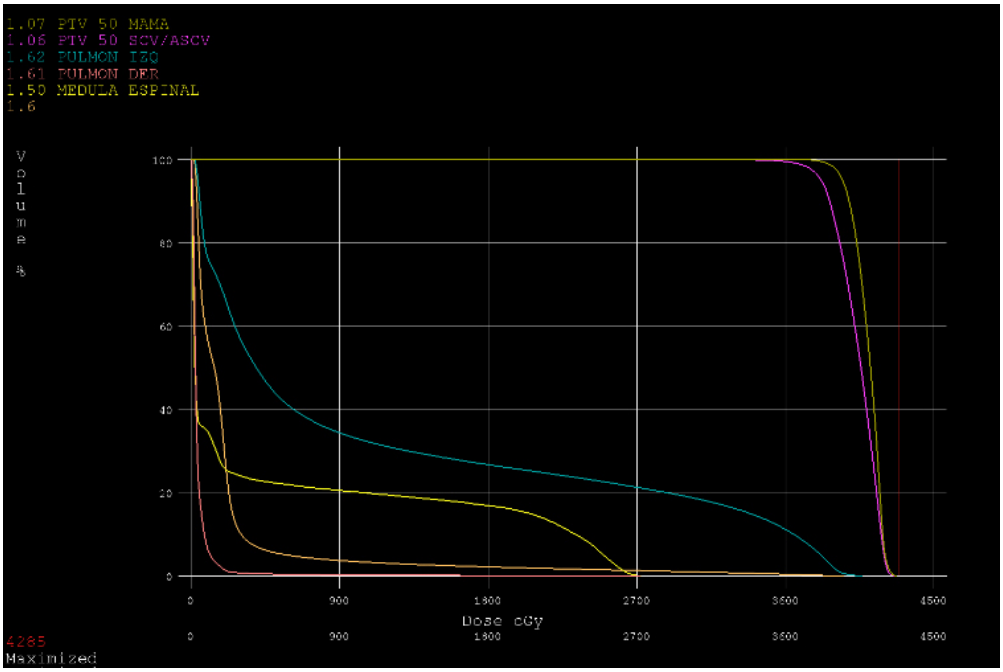
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



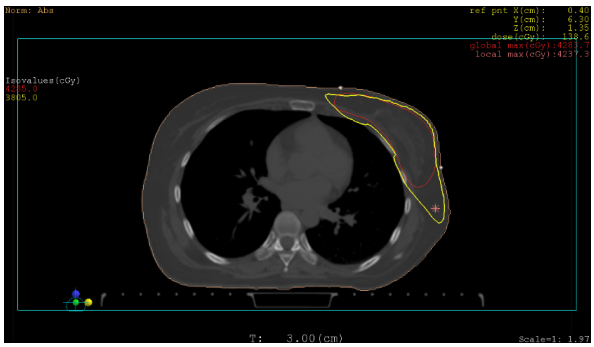
(c) Isodosis PTV total.



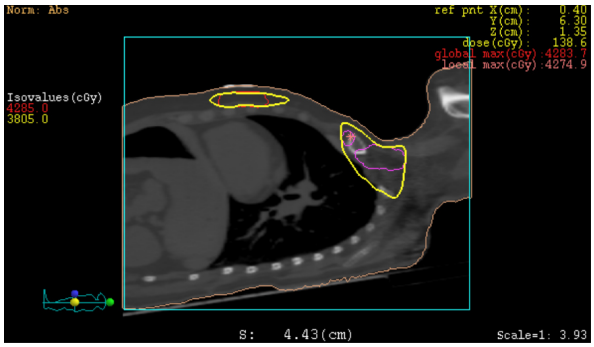
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.18: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 18. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

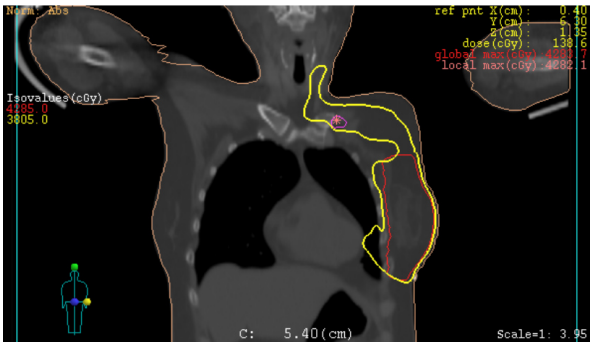
C.19. XIO - Paciente 19



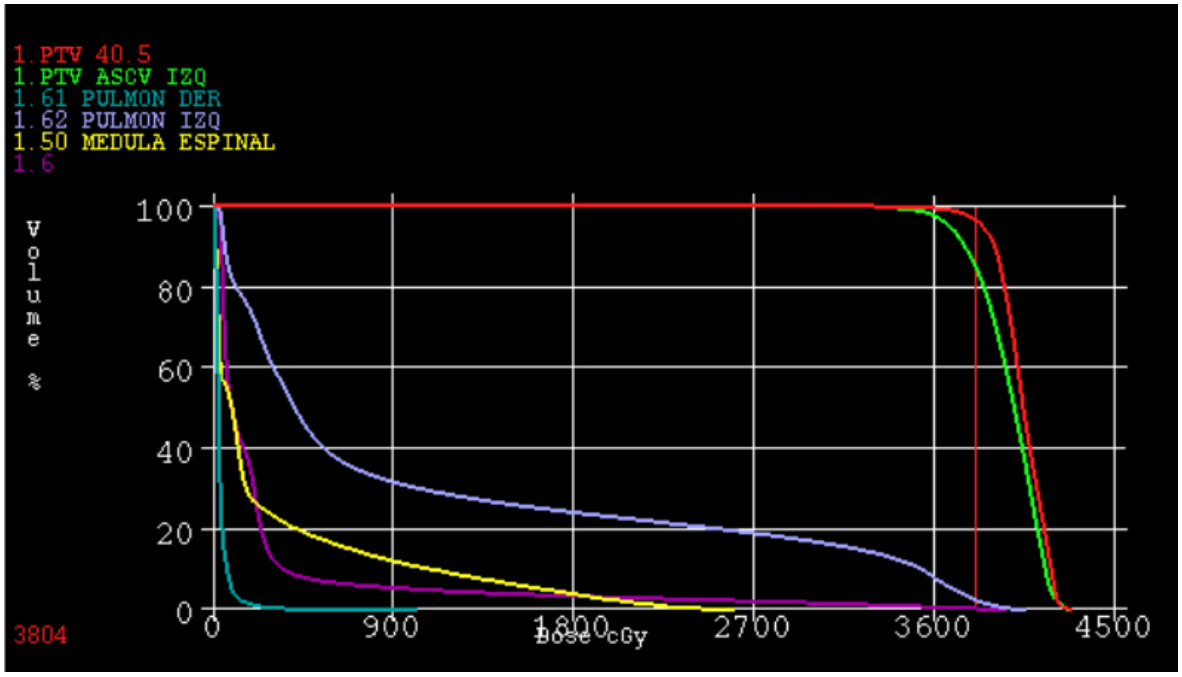
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



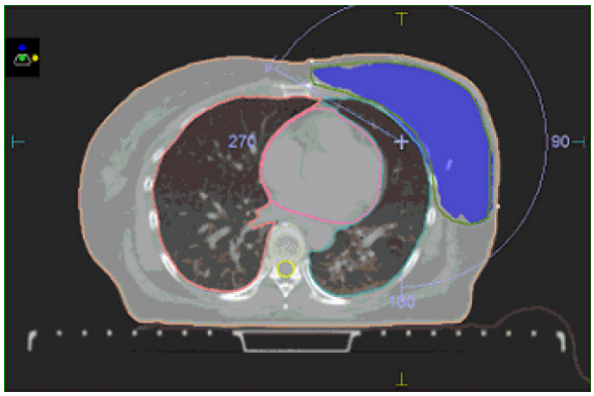
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura C.19: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 19. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

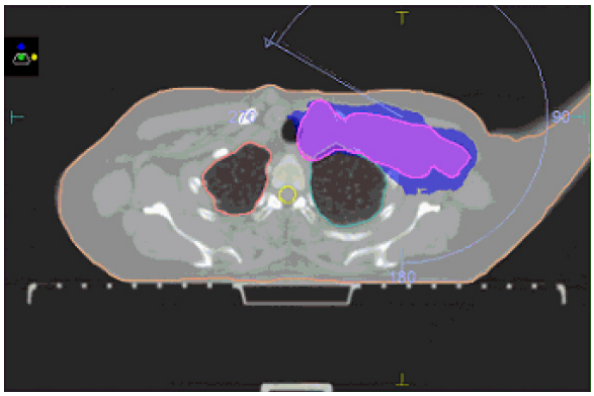
Apéndice D

Imágenes Obtenidas del TPS MONACO - Técnica VMAT

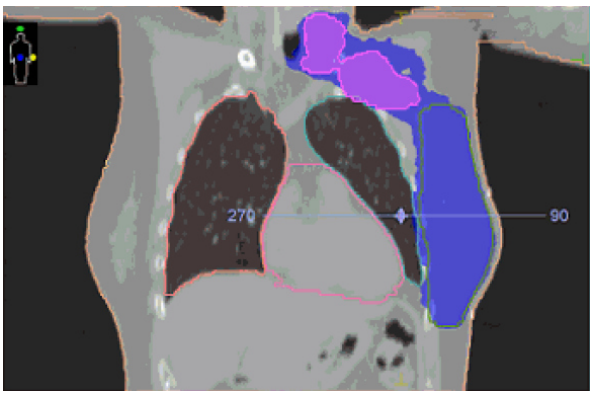
D.1. MONACO - Paciente 1



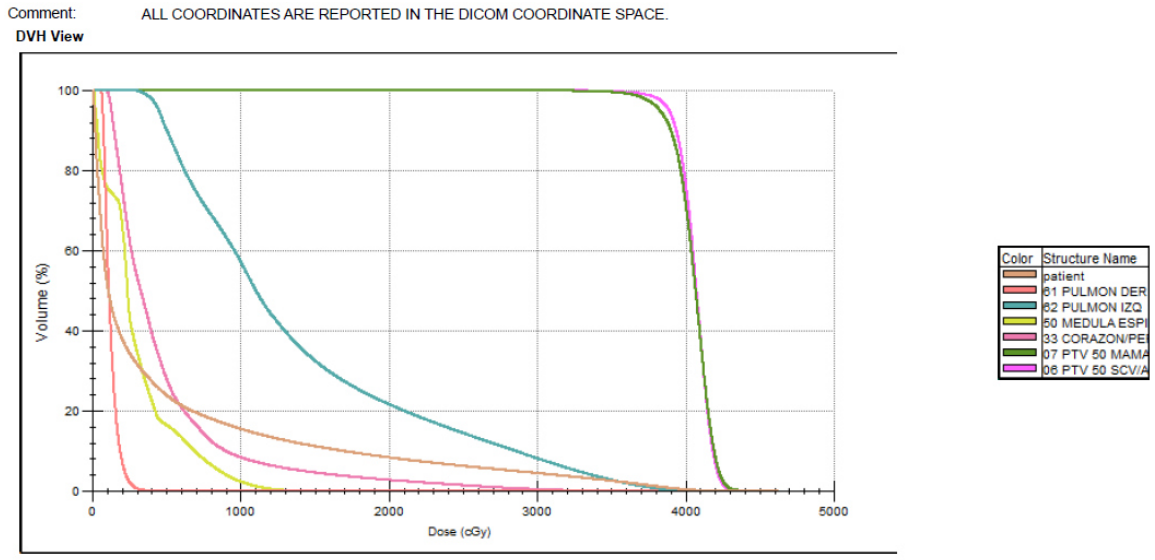
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



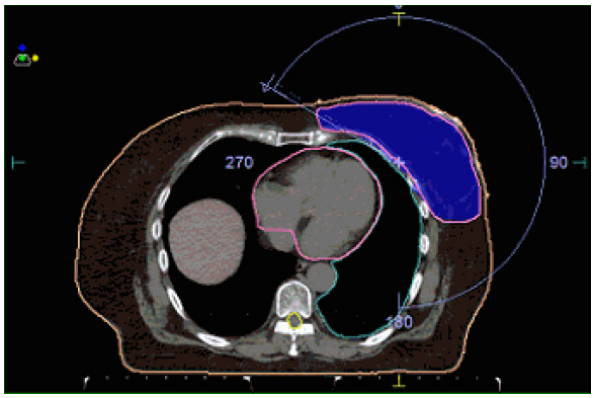
(c) Isodosis PTV total.



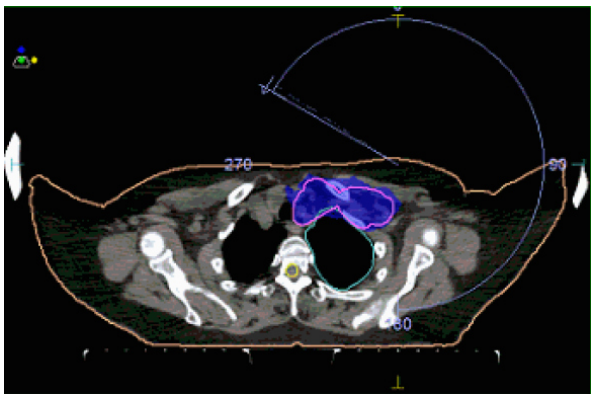
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.1: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 1. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

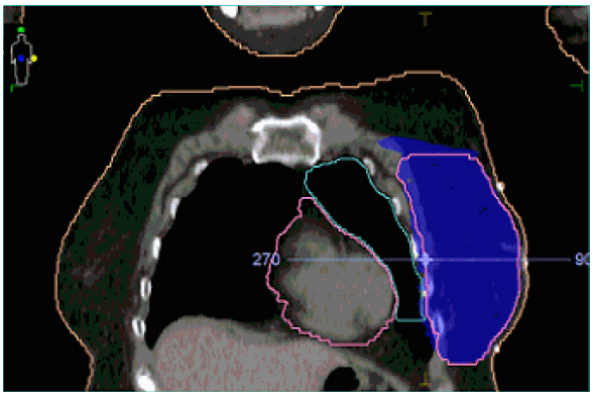
D.2. MONACO - Paciente 2



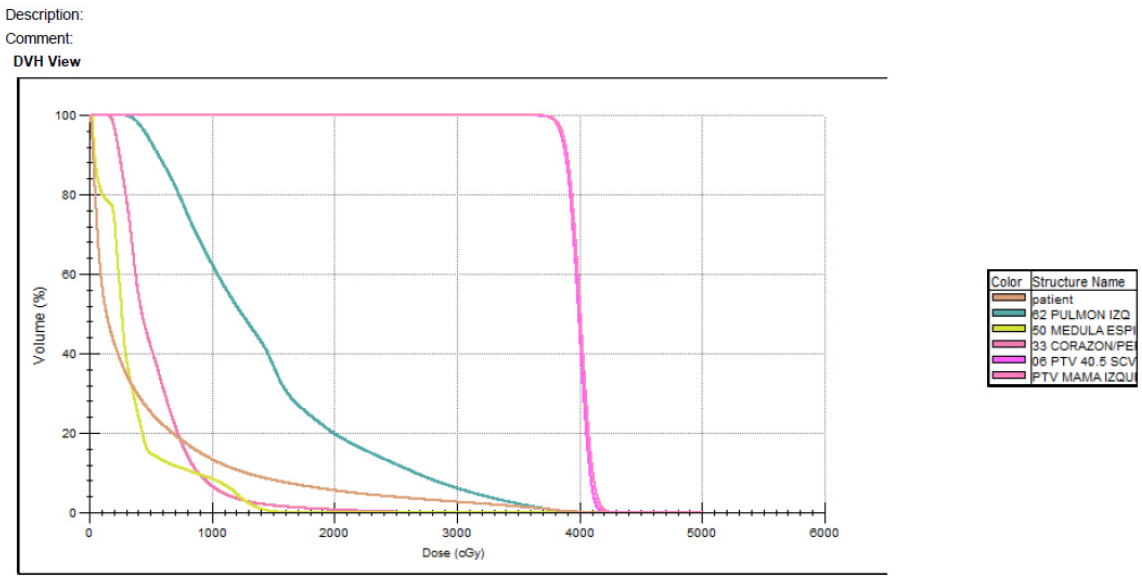
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



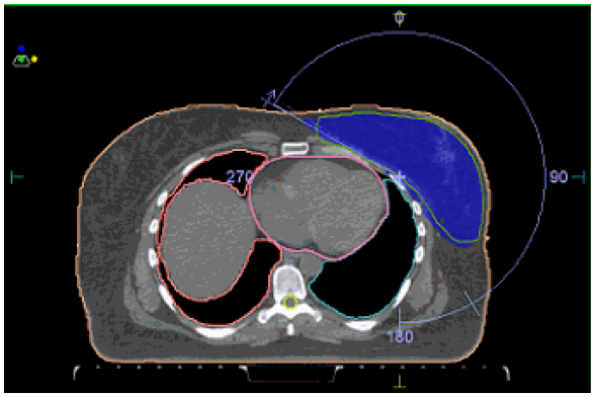
(c) Isodosis PTV total.



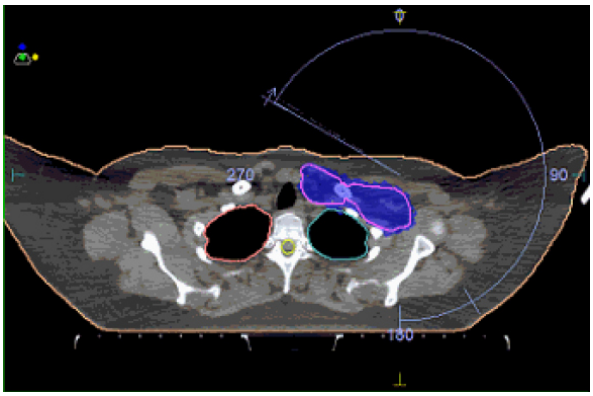
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.2: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 2. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

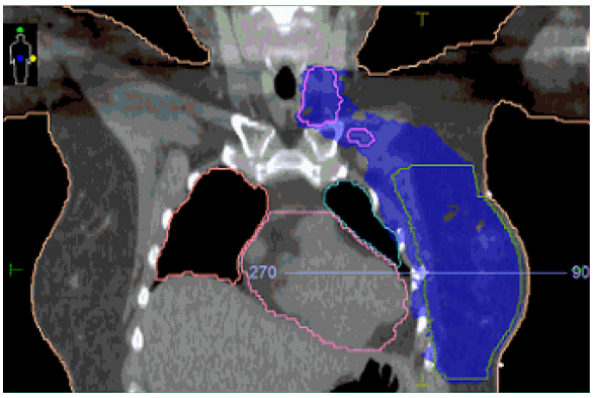
D.3. MONACO - Paciente 3



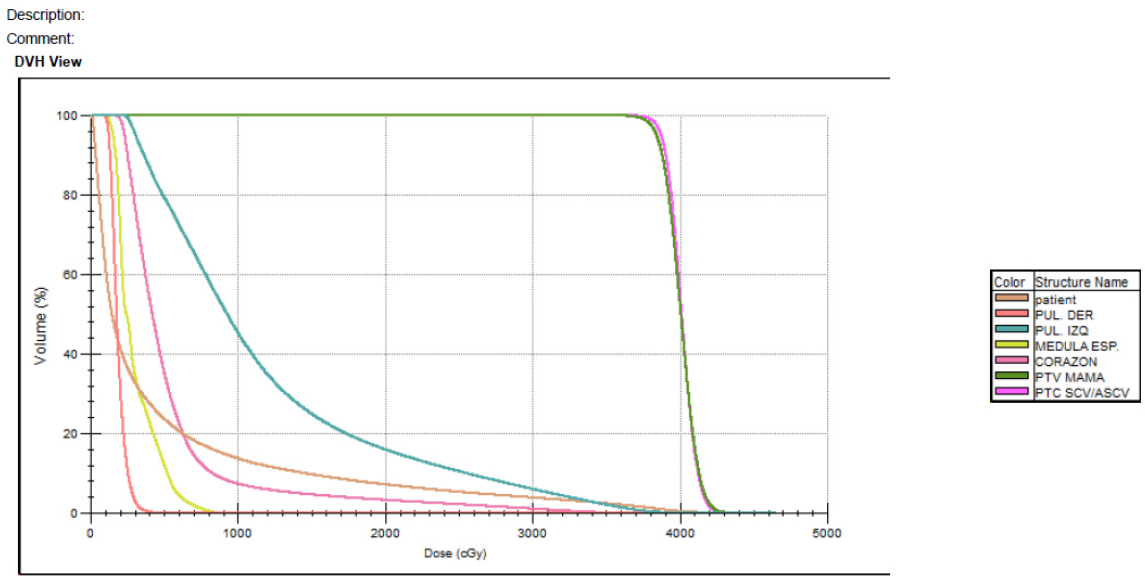
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



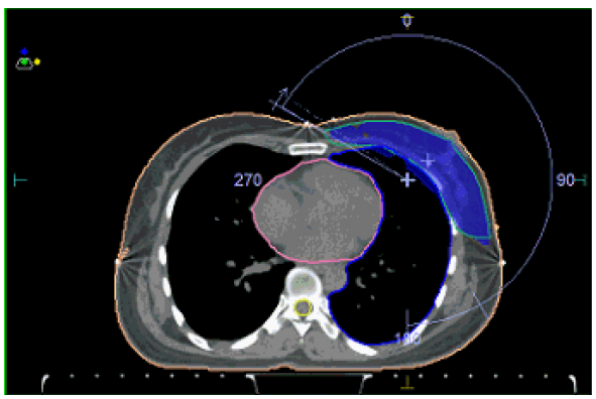
(c) Isodosis PTV total.



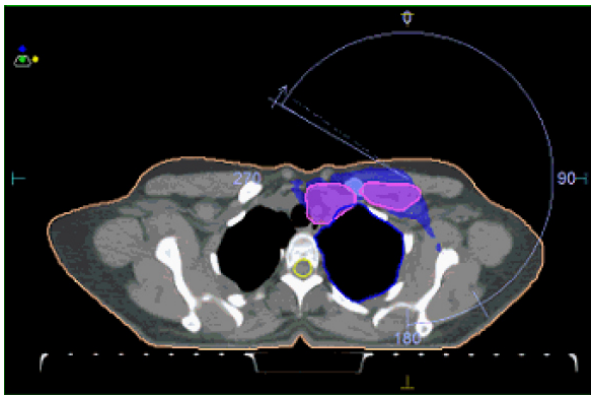
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.3: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 3. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

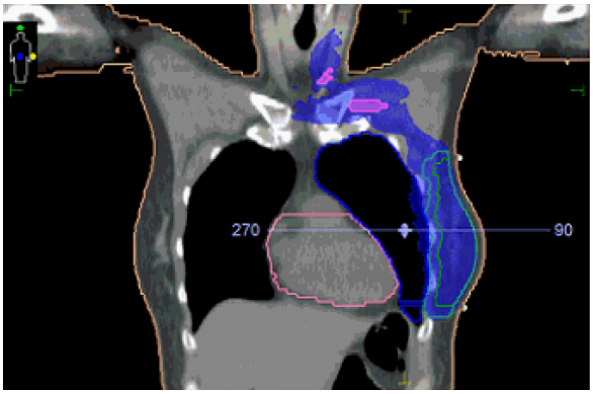
D.4. MONACO - Paciente 4



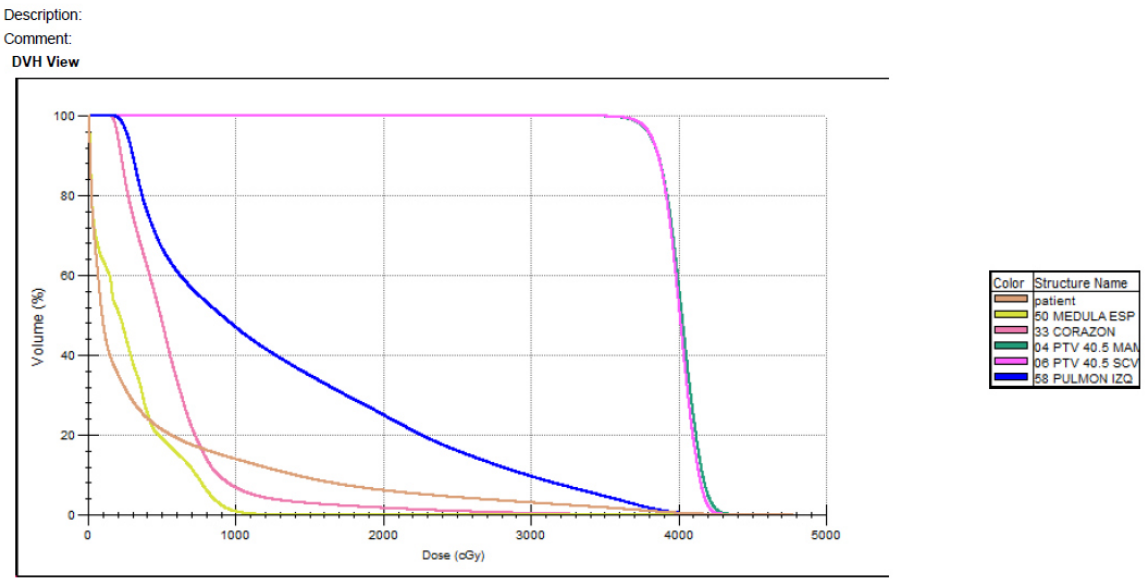
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



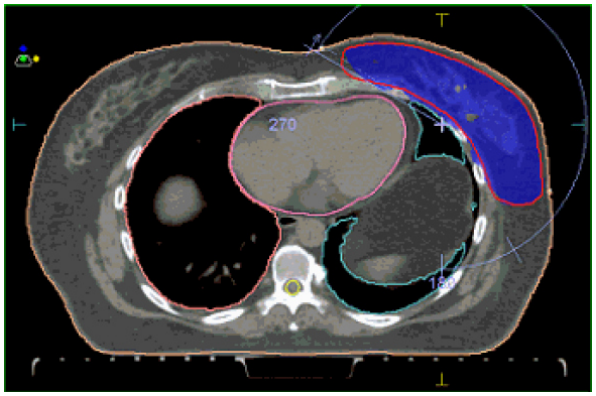
(c) Isodosis PTV total.



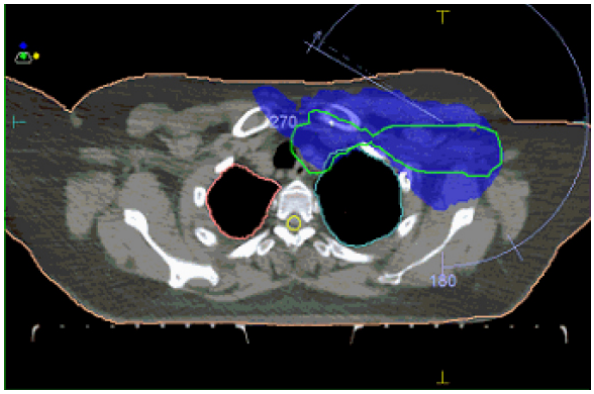
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.4: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 4. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

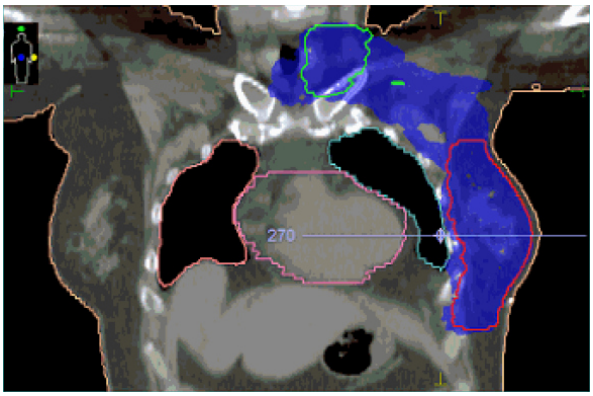
D.5. MONACO - Paciente 5



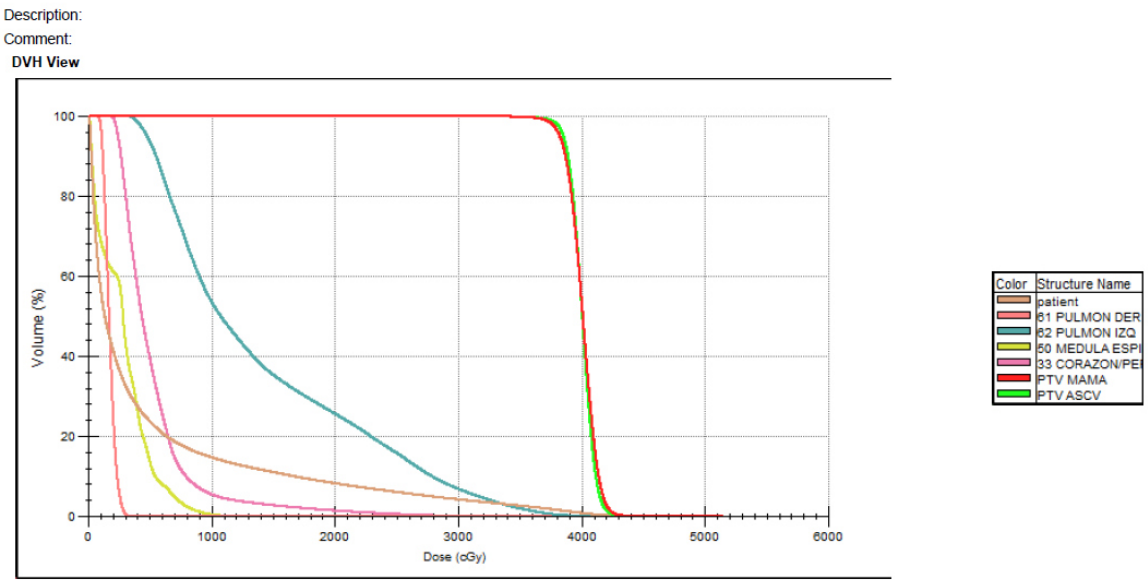
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



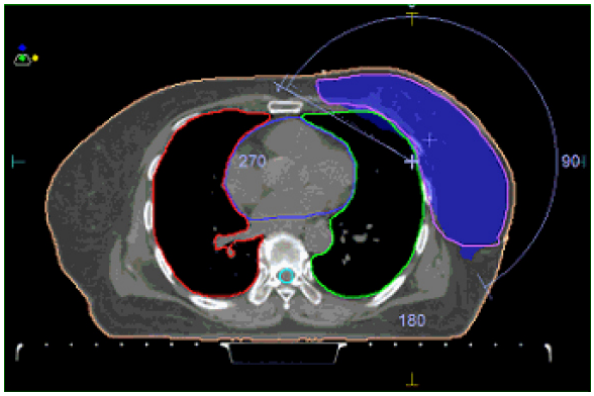
(c) Isodosis PTV total.



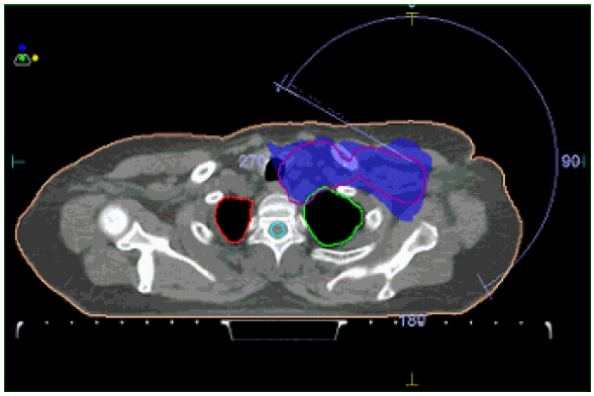
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.5: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 5. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

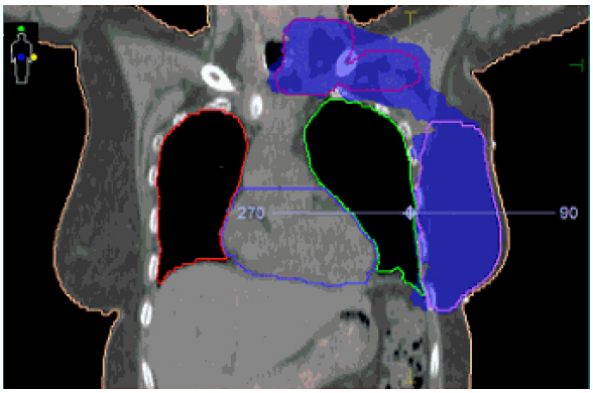
D.6. MONACO - Paciente 6



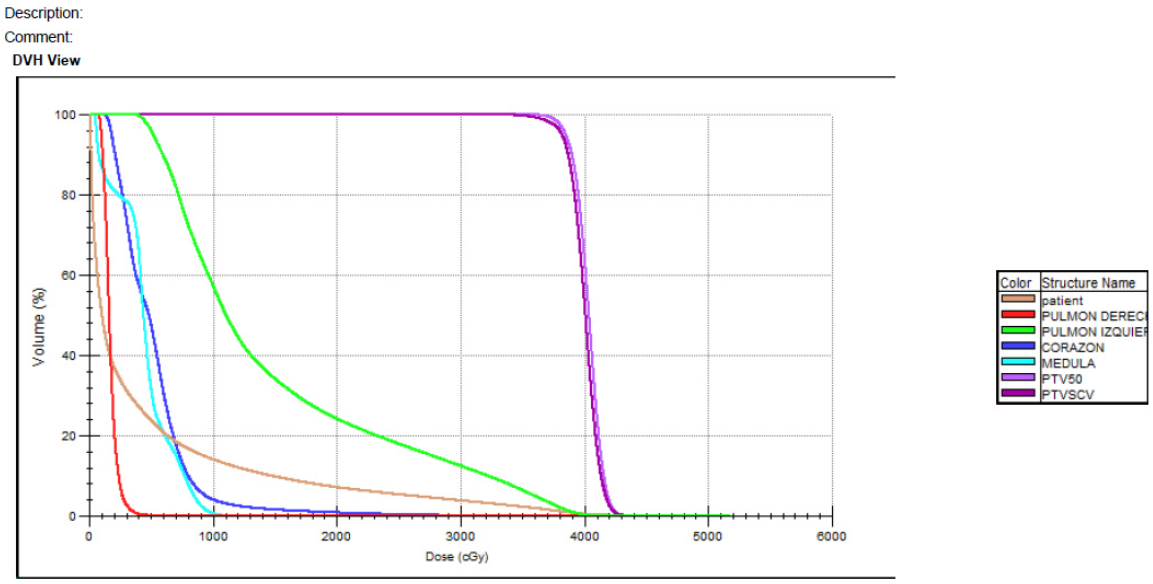
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



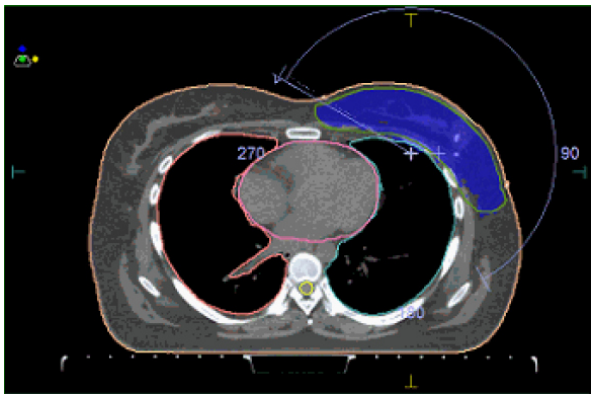
(c) Isodosis PTV total.



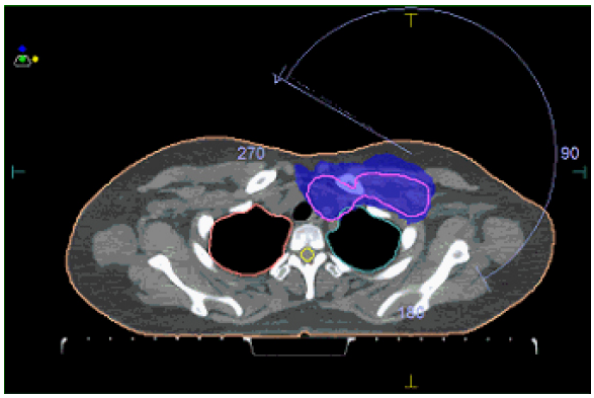
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.6: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 6. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

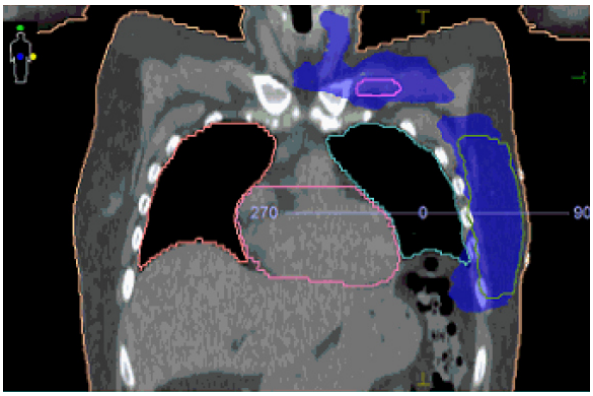
D.7. MONACO - Paciente 7



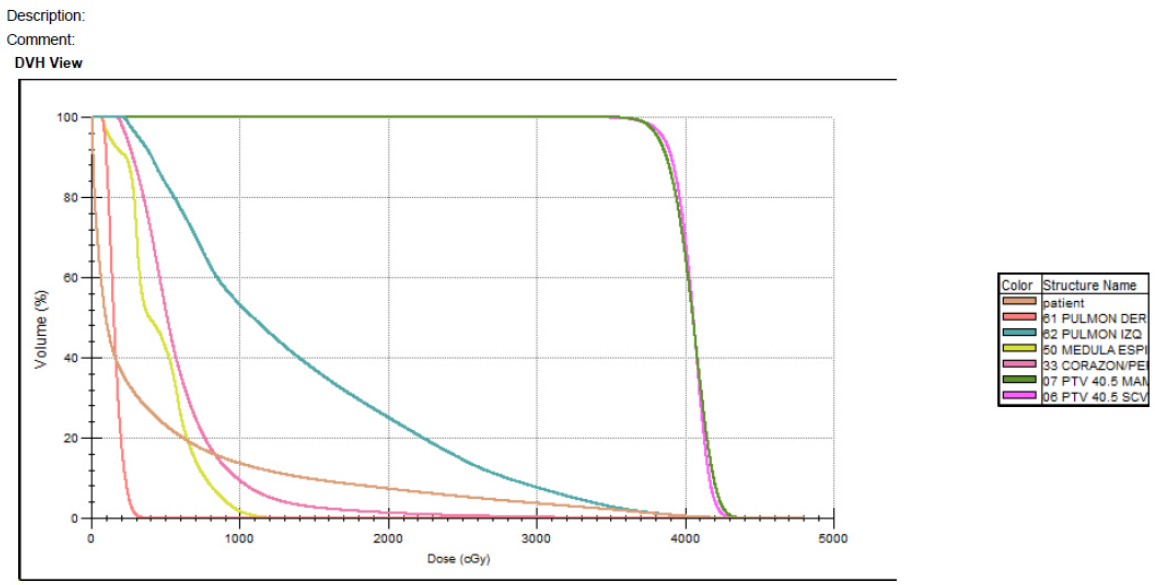
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



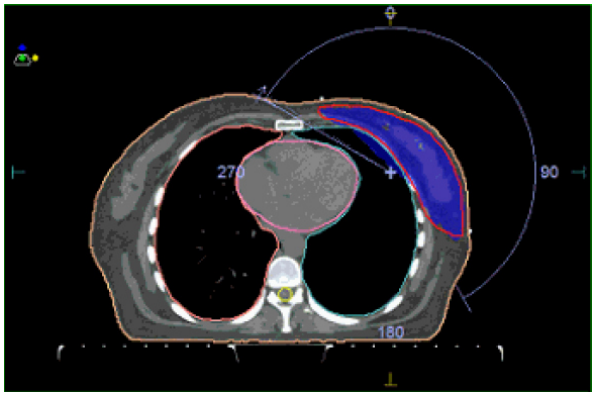
(c) Isodosis PTV total.



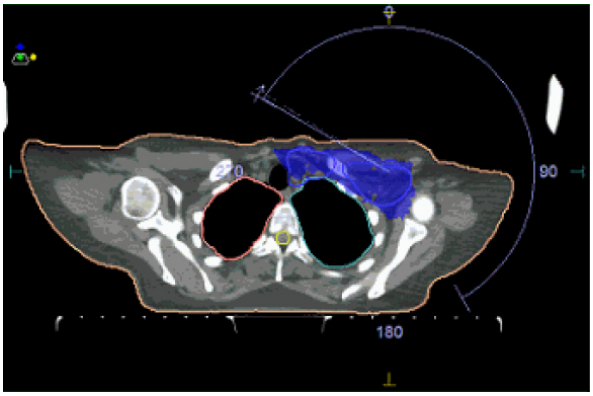
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.7: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 7. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

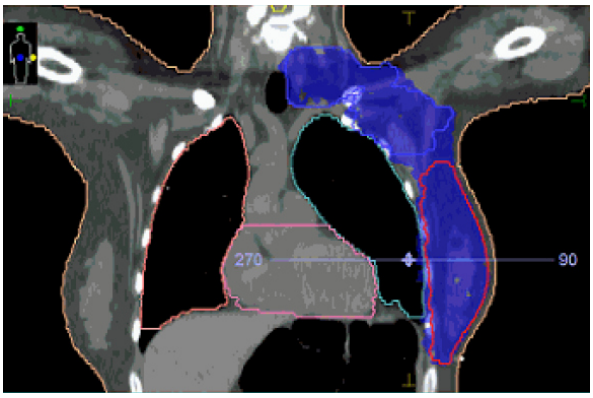
D.8. MONACO - Paciente 8



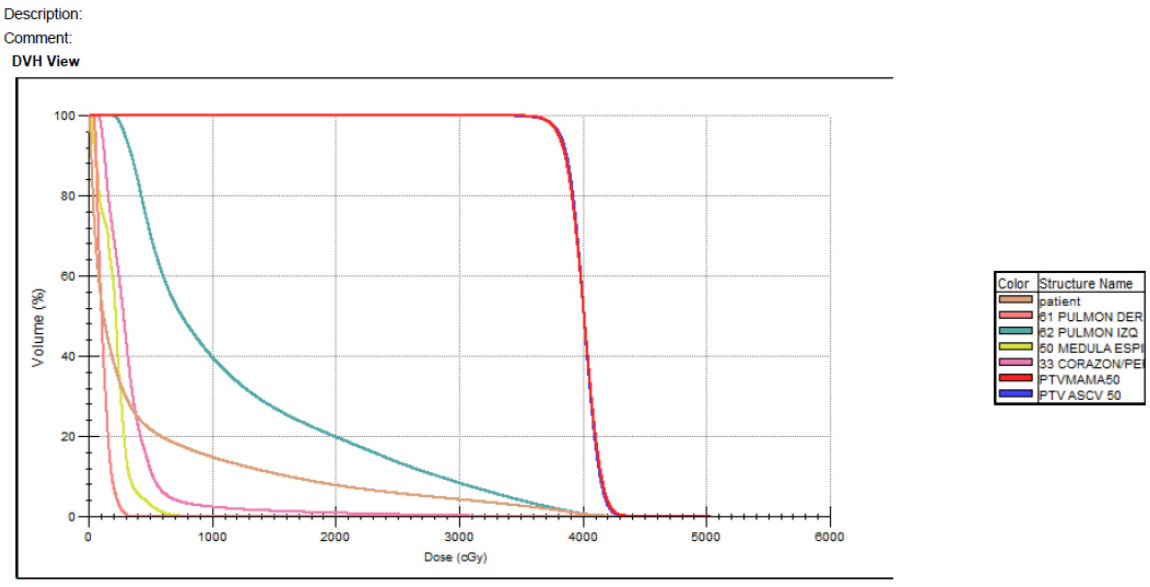
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



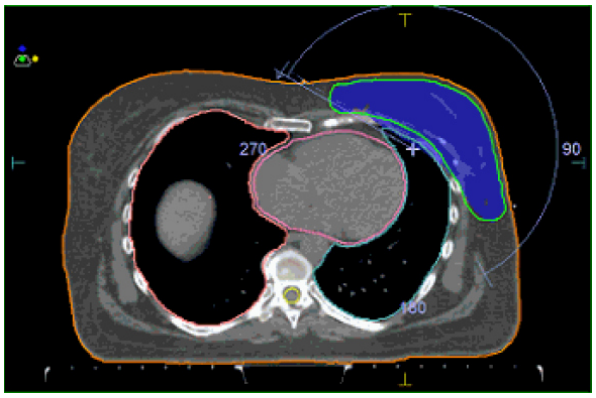
(c) Isodosis PTV total.



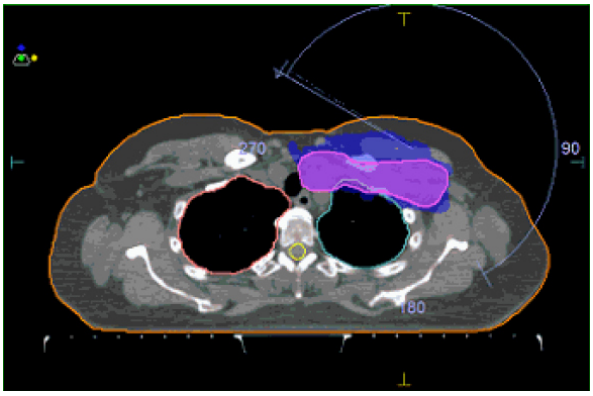
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.8: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 8. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

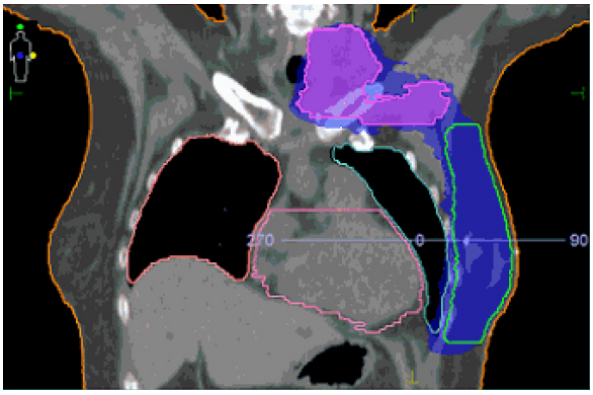
D.9. MONACO - Paciente 9



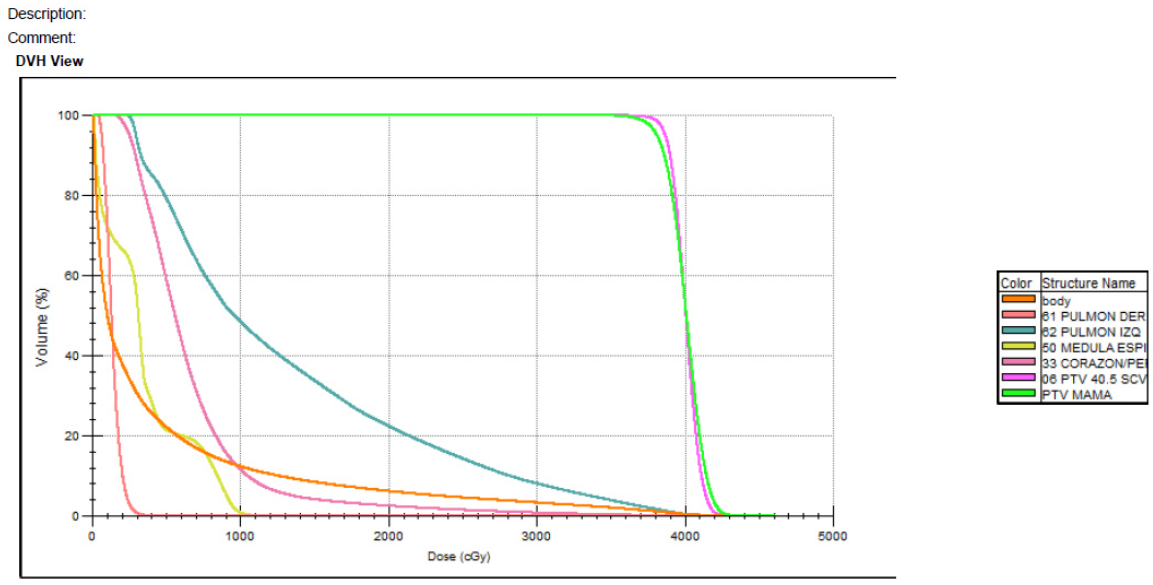
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



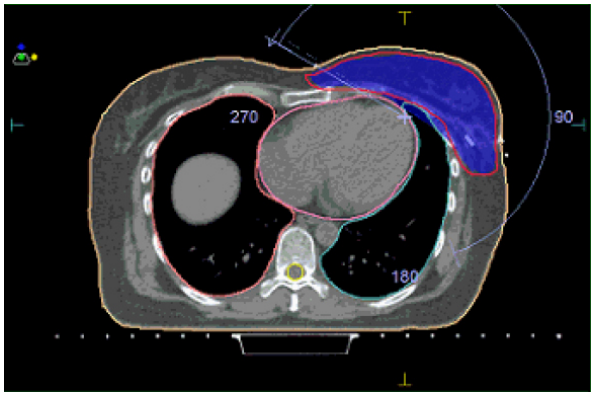
(c) Isodosis PTV total.



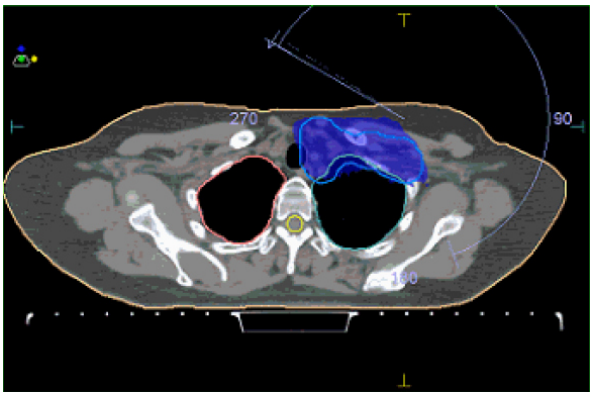
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.9: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 9. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

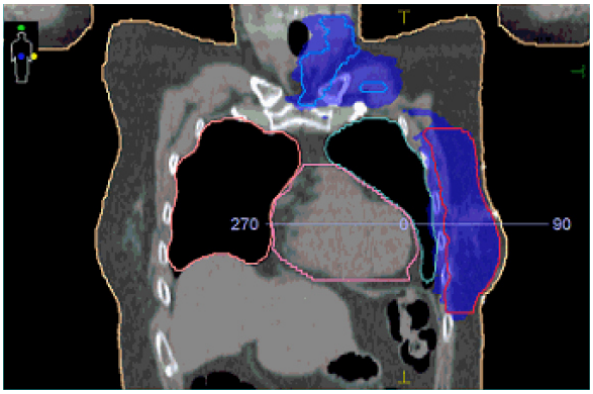
D.10. MONACO - Paciente 10



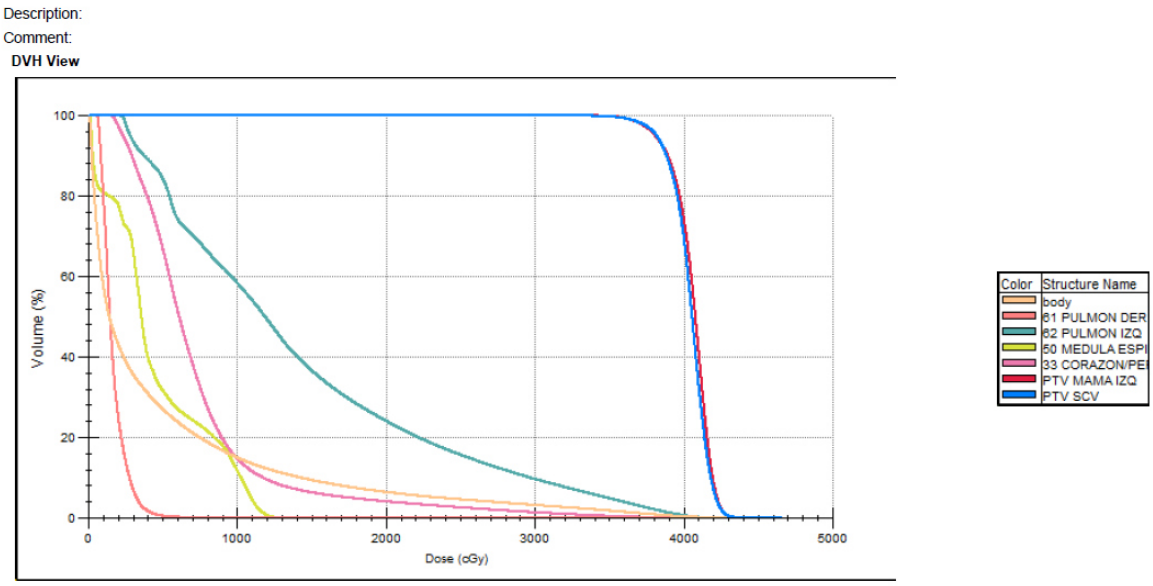
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



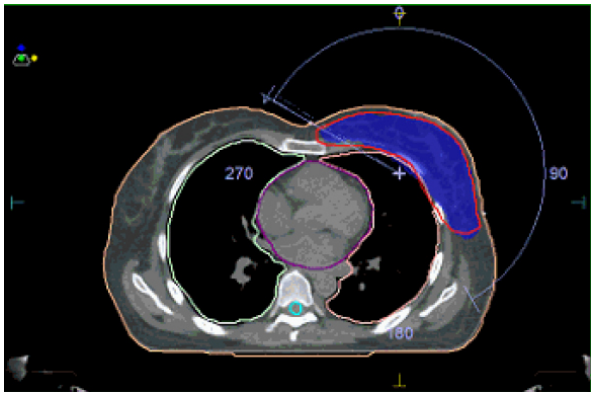
(c) Isodosis PTV total.



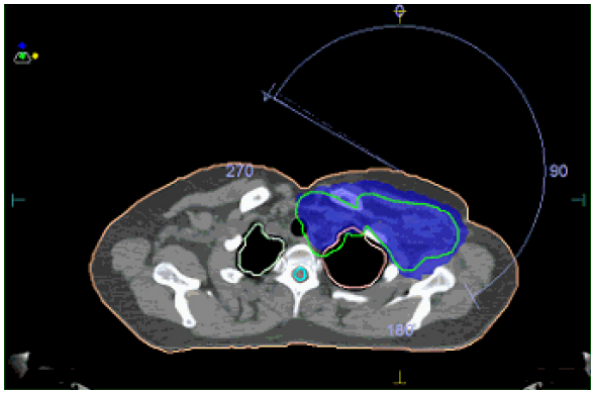
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.10: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 10. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

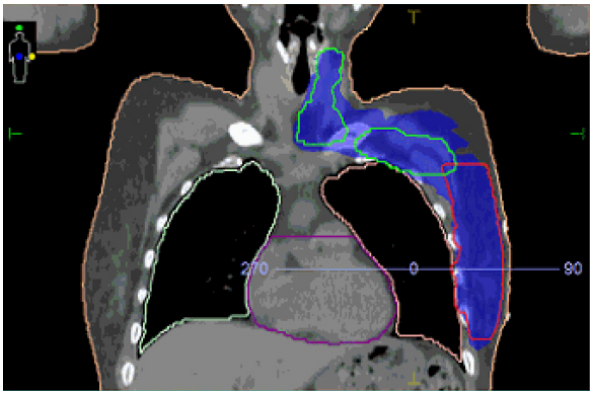
D.11. MONACO - Paciente 11



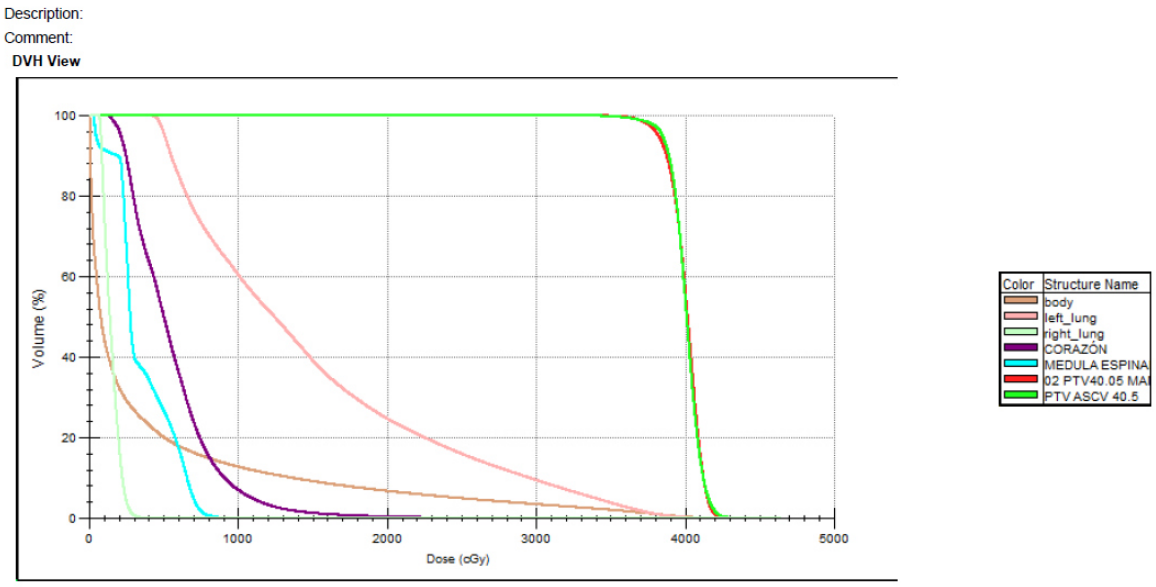
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



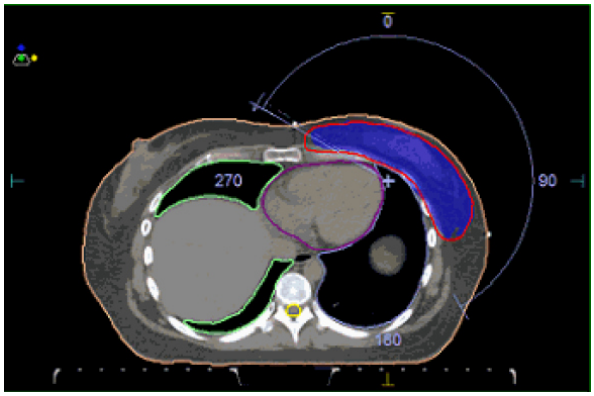
(c) Isodosis PTV total.



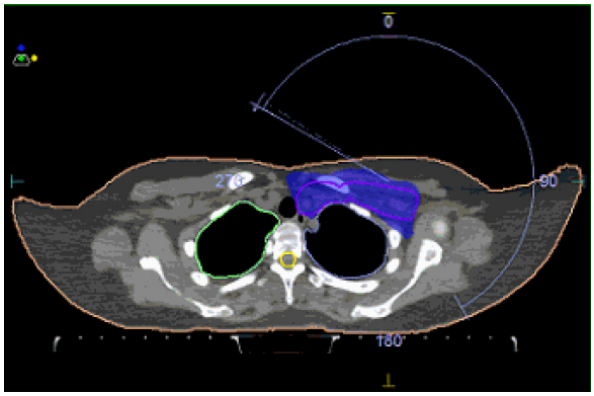
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.11: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 11. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

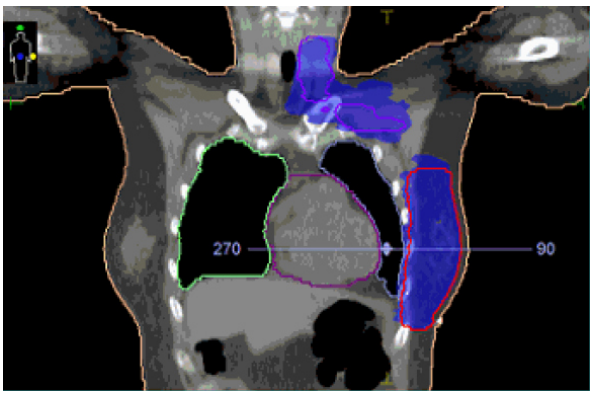
D.12. MONACO - Paciente 12



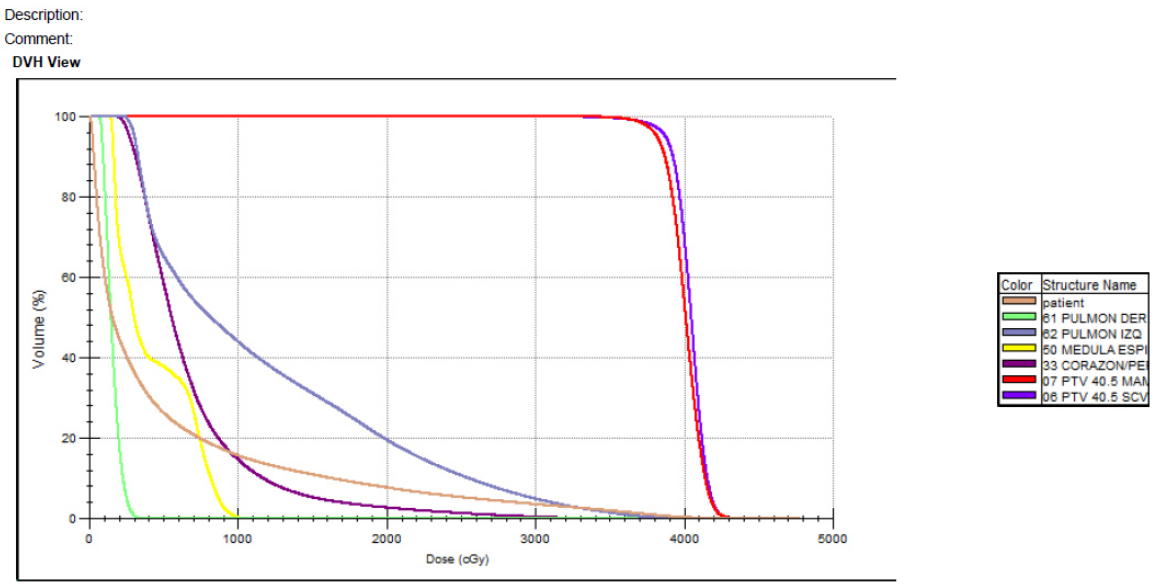
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



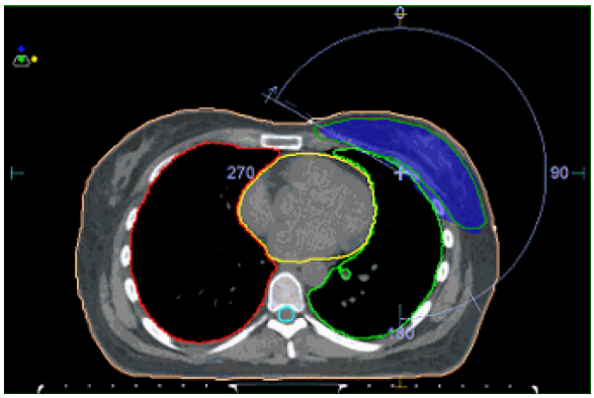
(c) Isodosis PTV total.



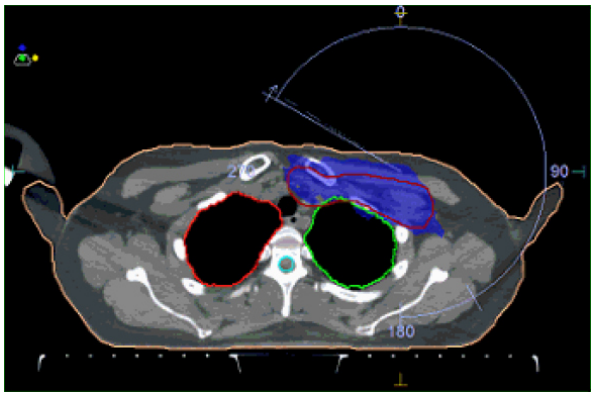
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.12: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 12. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

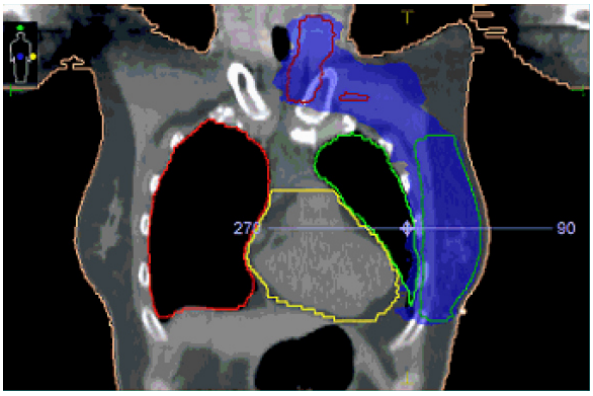
D.13. MONACO - Paciente 13



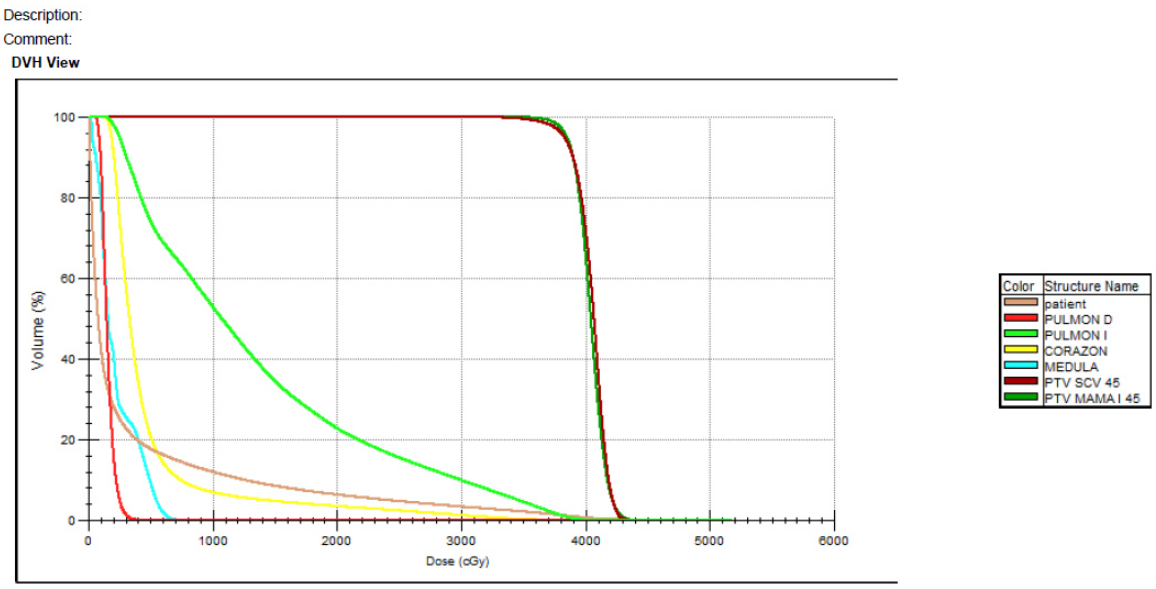
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



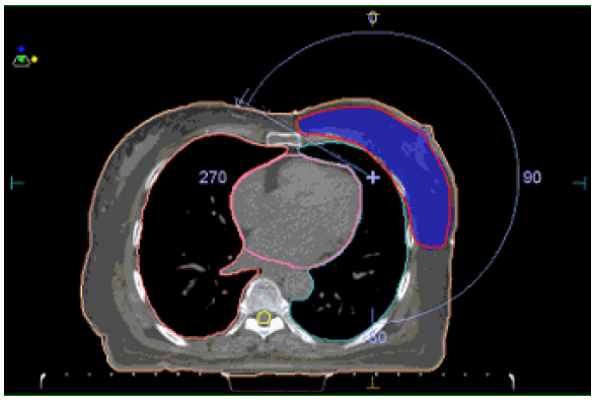
(c) Isodosis PTV total.



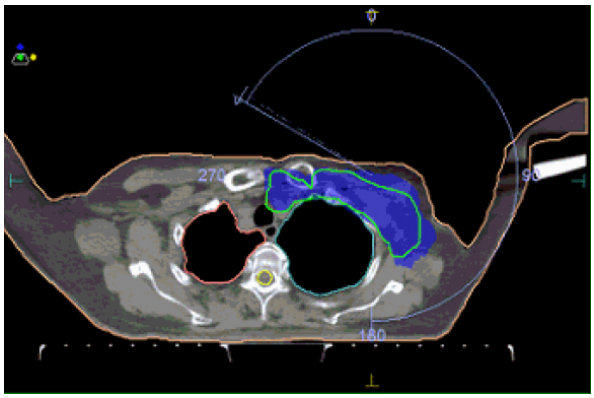
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.13: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 13. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

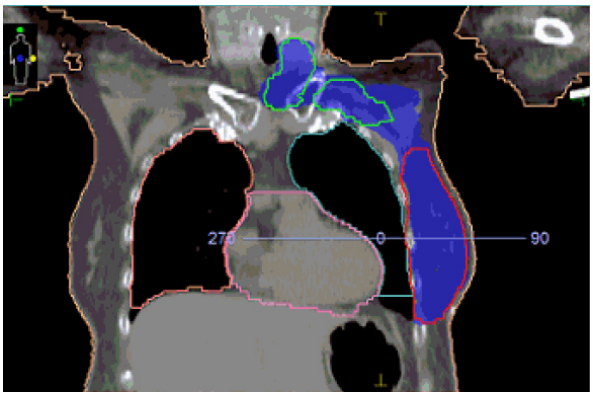
D.14. MONACO - Paciente 14



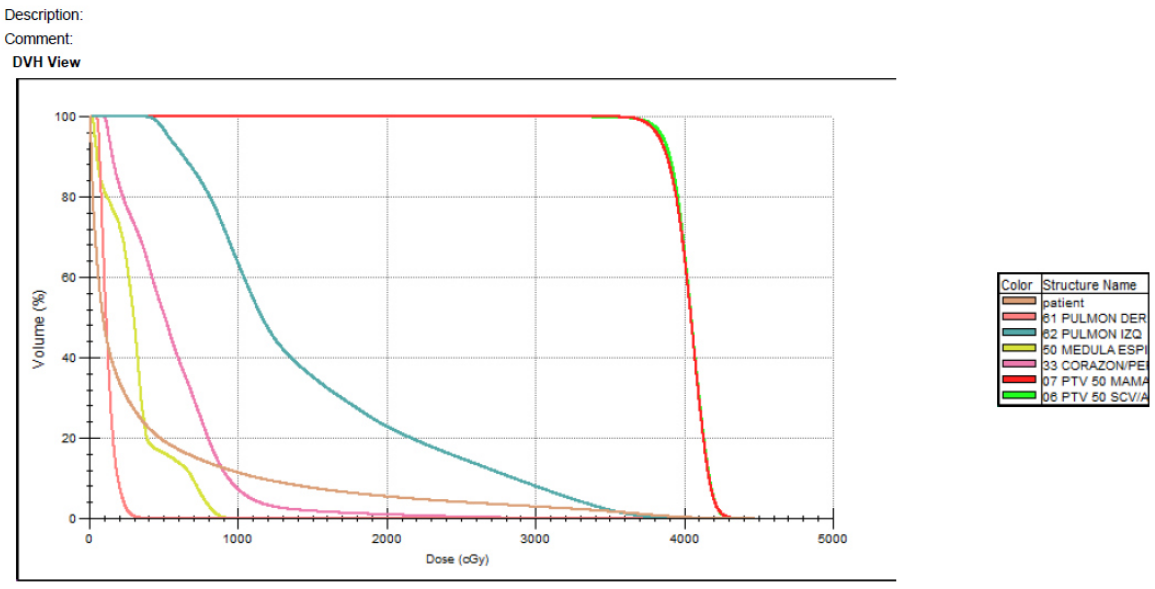
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



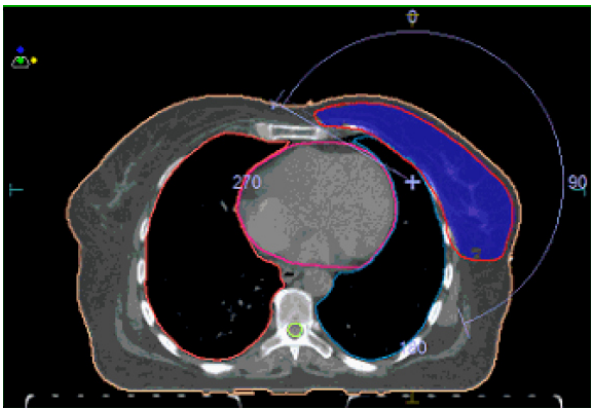
(c) Isodosis PTV total.



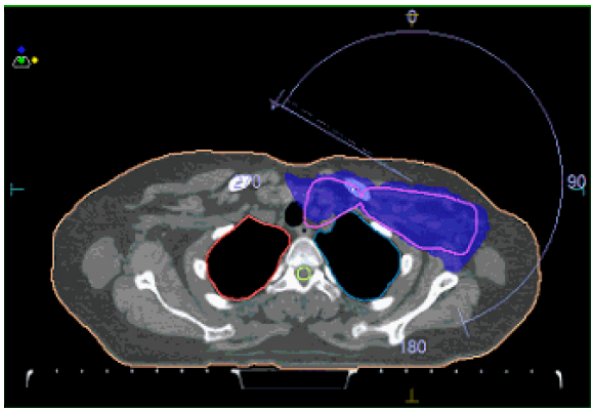
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.14: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 14. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

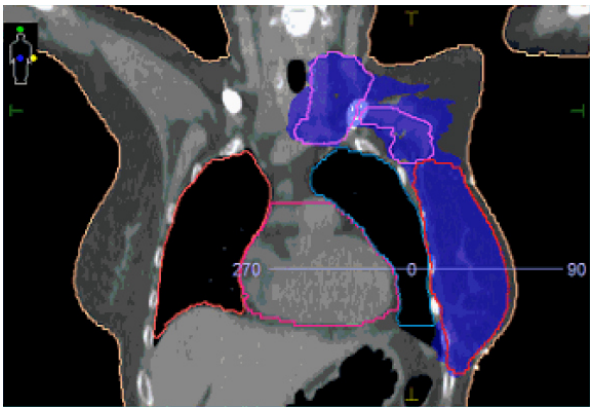
D.15. MONACO - Paciente 15



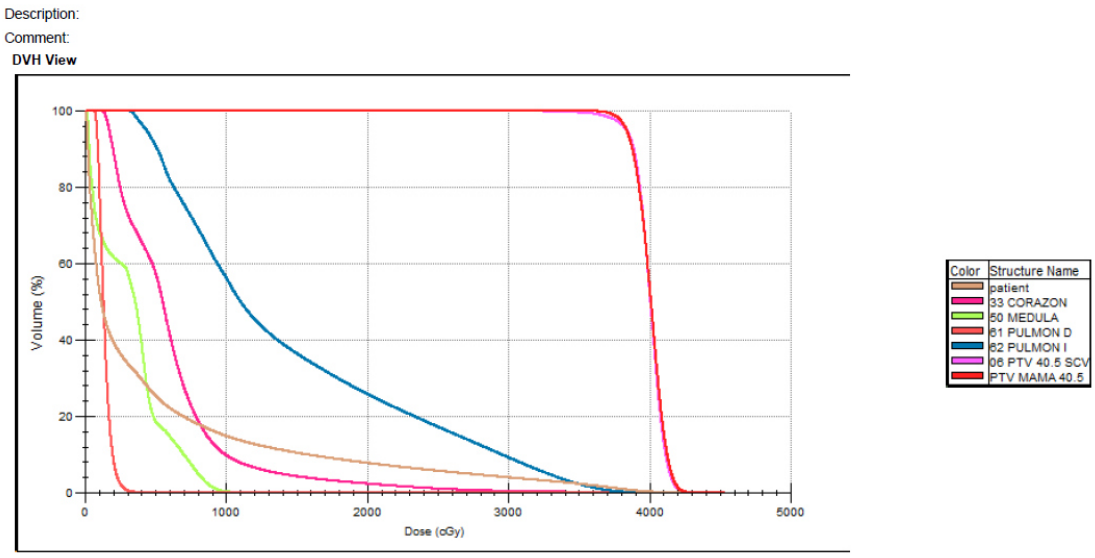
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



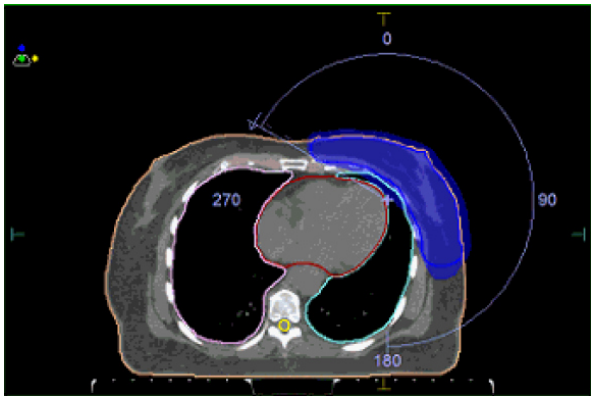
(c) Isodosis PTV total.



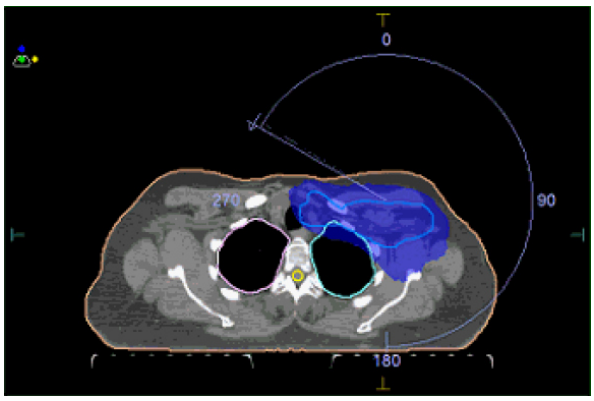
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.15: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 15. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

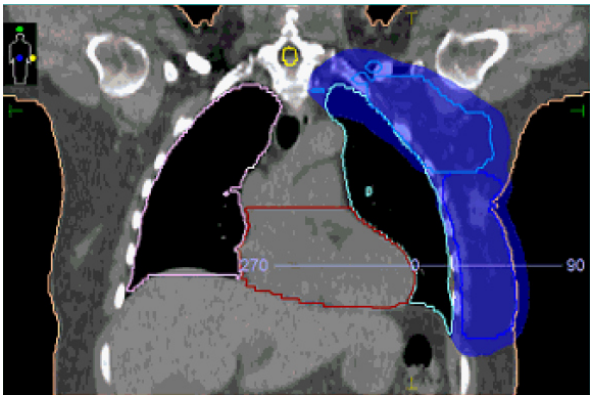
D.16. MONACO - Paciente 16



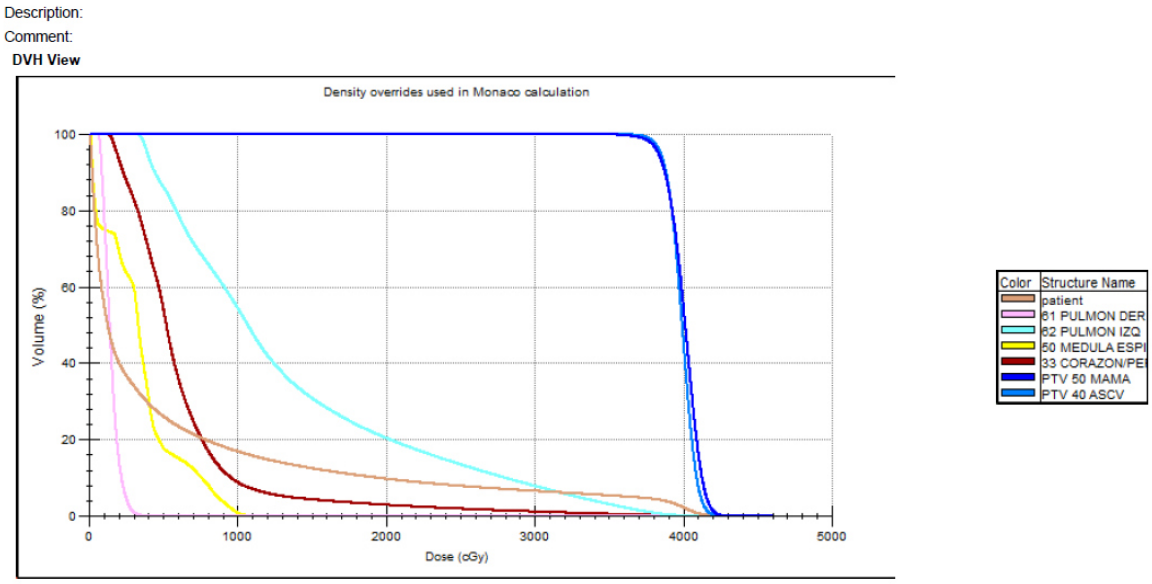
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



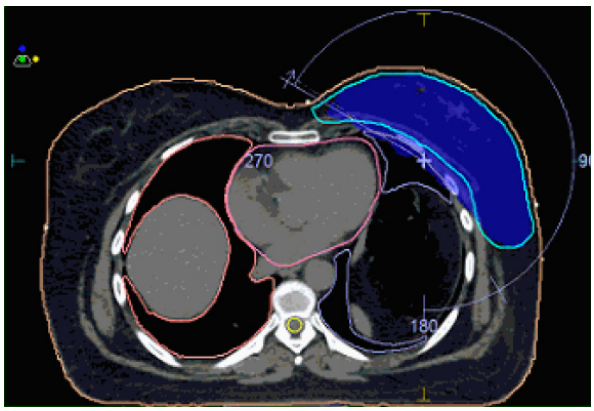
(c) Isodosis PTV total.



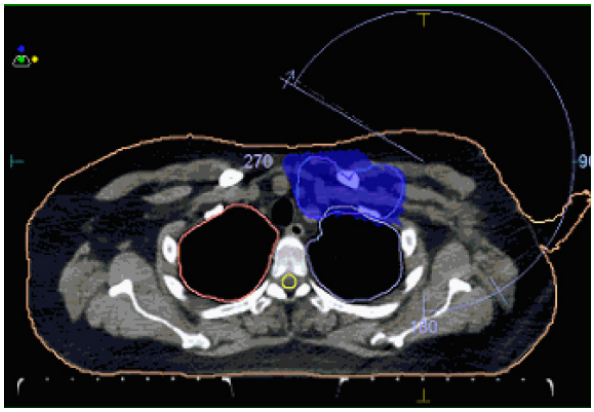
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.16: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 16. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

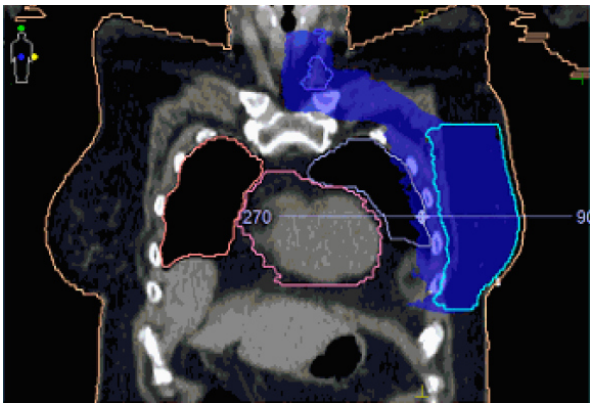
D.17. MONACO - Paciente 17



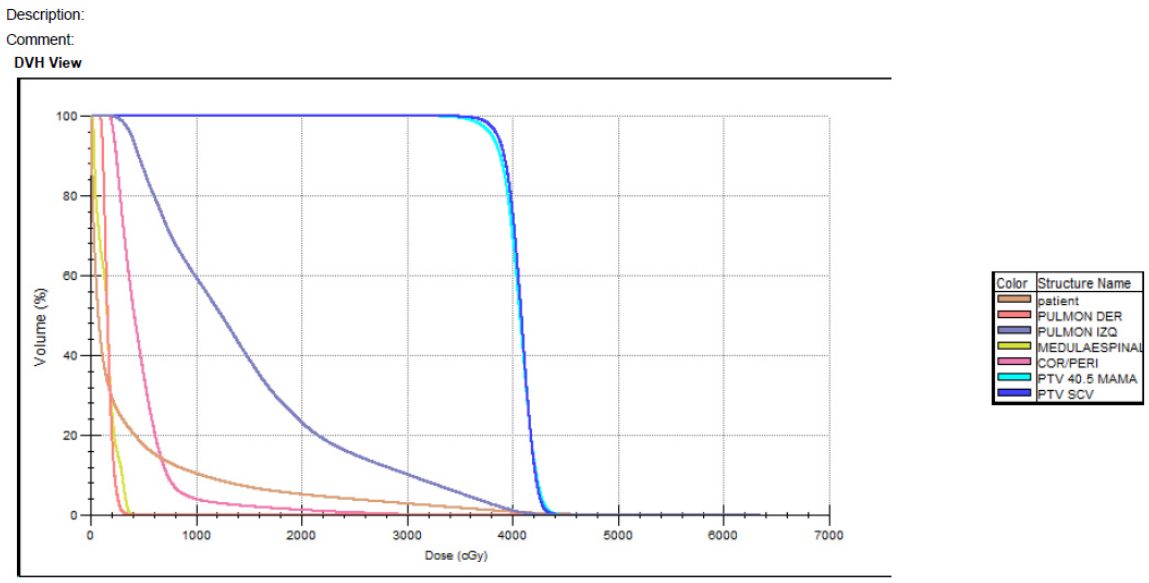
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



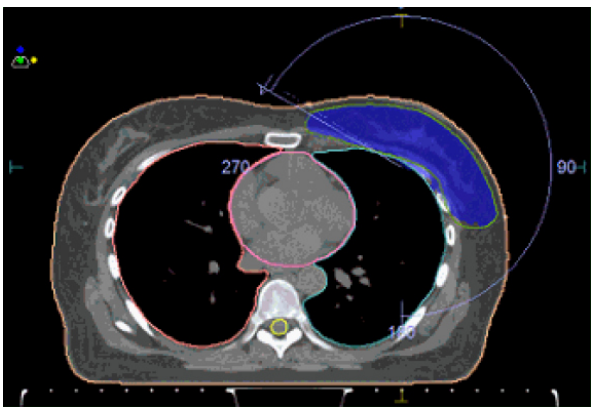
(c) Isodosis PTV total.



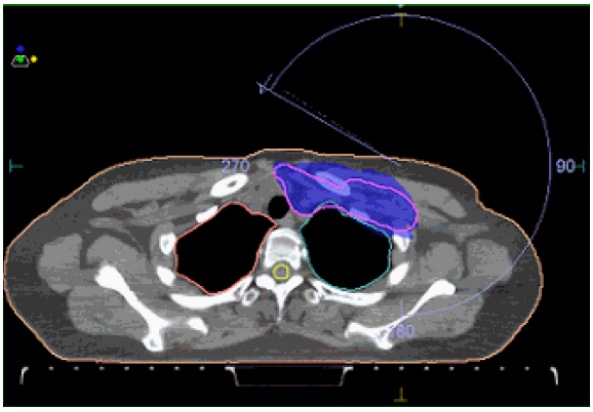
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.17: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 17. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

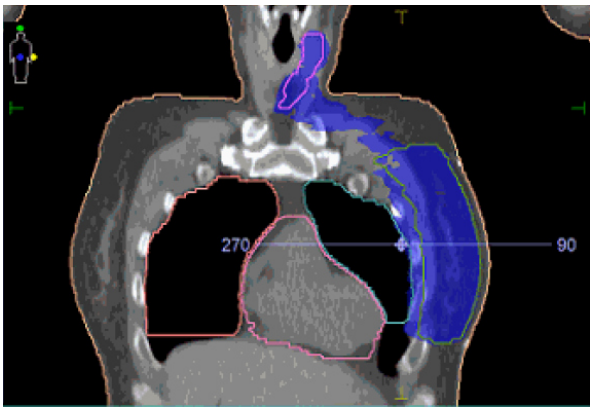
D.18. MONACO - Paciente 18



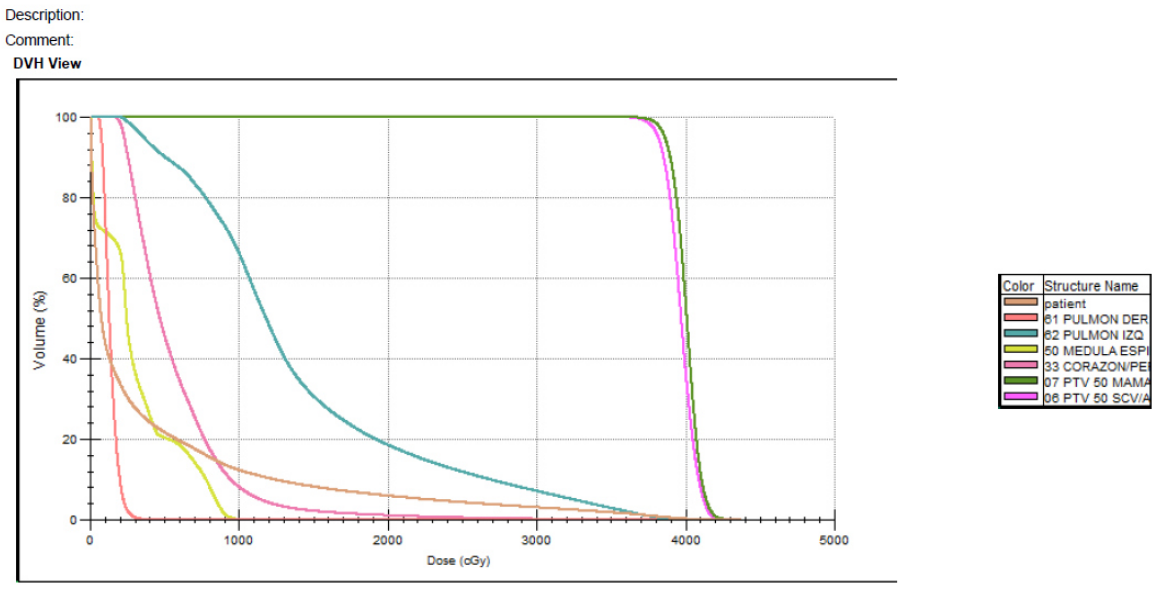
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



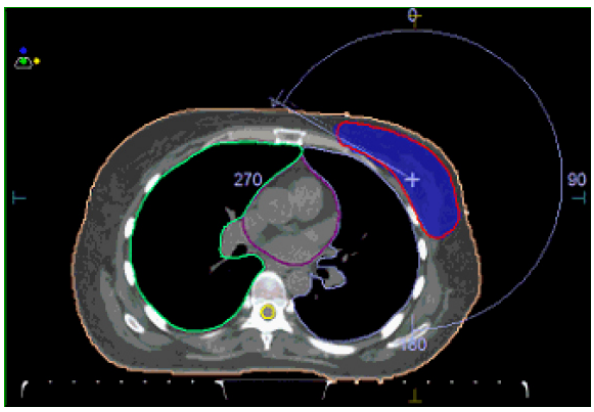
(c) Isodosis PTV total.



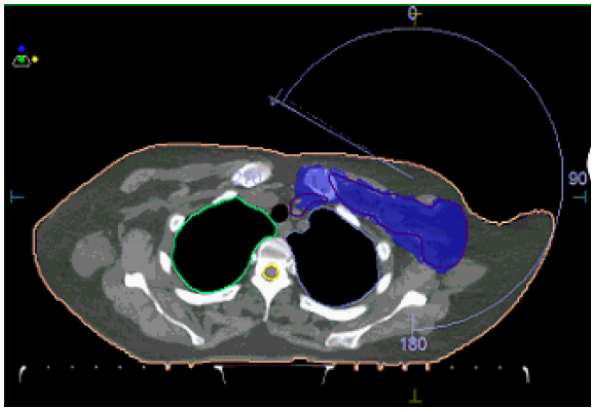
(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.18: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 18. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

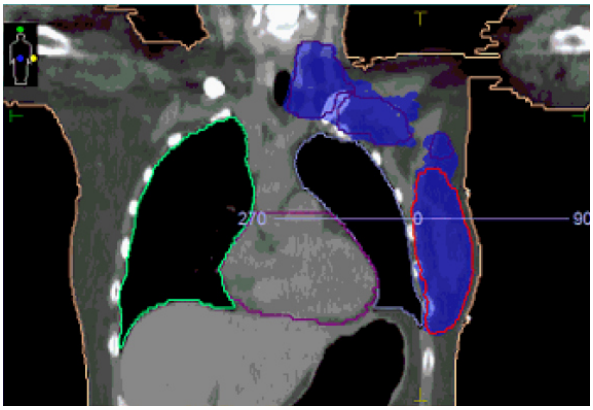
D.19. MONACO - Paciente 19



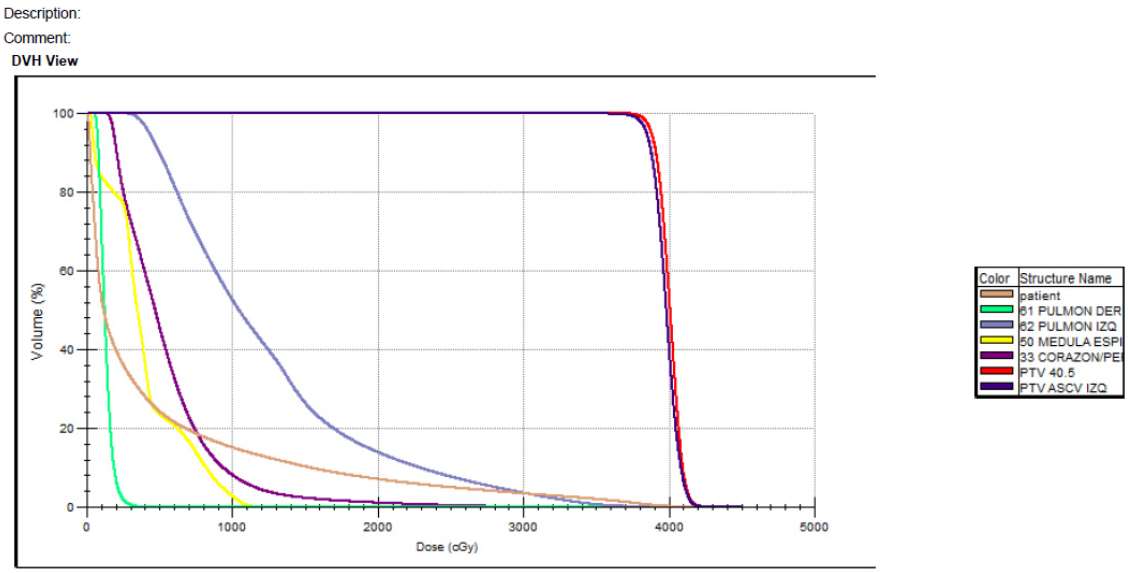
(a) Isodosis PTV MAMA.



(b) Isodosis PTV SCV/ASCV.



(c) Isodosis PTV total.



(d) Histograma Dosis - Volumen.

Figura D.19: Curva de isodosis al 95 % de la dosis prescrita para la paciente 19. (a) Corte transversal PTV MAMA, (b) Corte transversal PTV SCV/ASCV, (c) Corte coronal PTV TOTAL y (d) Histograma Dosis - Volumen.

Apéndice E

Tabla de la Distribución "F"

	$F_{0.975}$; $\alpha = 0.025$									
Grados de libertad del denominador	Grados de libertad del numerador									
	10	12	15	20	24	30	40	60	120	∞
17	2.92	2.82	2.72	2.62	2.56	2.50	2.44	2.38	2.32	2.25
18	2.87	2.77	2.67	2.56	2.50	2.44	2.38	2.32	2.26	2.19
19	2.82	2.72	2.62	2.51	2.45	2.39	2.33	2.27	2.20	2.13
20	2.77	2.68	2.57	2.46	2.41	2.35	2.29	2.22	2.16	2.09
21	2.73	2.64	2.53	2.42	2.37	2.31	2.25	2.18	2.11	2.04
22	2.70	2.60	2.50	2.39	2.33	2.27	2.21	2.14	2.08	2.00
23	2.67	2.57	2.47	2.36	2.30	2.24	2.18	2.11	2.04	1.97
24	2.64	2.54	2.44	2.33	2.27	2.21	2.15	2.08	2.01	1.94
25	2.61	2.51	2.41	2.30	2.24	2.18	2.12	2.05	1.98	1.91
26	2.59	2.49	2.39	2.28	2.22	2.16	2.09	2.03	1.95	1.88
27	2.57	2.47	2.36	2.25	2.19	2.13	2.07	2.00	1.93	1.85
28	2.55	2.45	2.34	2.23	2.17	2.11	2.05	1.98	1.91	1.83
29	2.53	2.43	2.32	2.21	2.15	2.09	2.03	1.96	1.89	1.81
30	2.51	2.41	2.31	2.20	2.14	2.07	2.01	1.94	1.87	1.79
40	2.39	2.29	2.18	2.07	2.01	1.94	1.88	1.80	1.72	1.64
60	2.27	2.17	2.06	1.94	1.88	1.82	1.74	1.67	1.58	1.48
120	2.16	2.05	1.94	1.82	1.76	1.69	1.61	1.53	1.43	1.31
∞	2.05	1.95	1.83	1.71	1.64	1.57	1.48	1.39	1.27	1.00

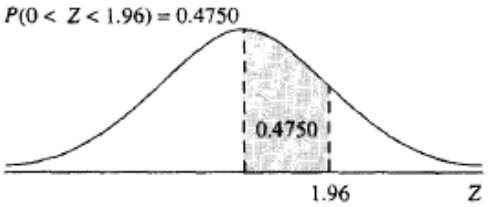
Apéndice F

Tabla de la Distribución "t" de Student

	0.900	0.700	0.500	0.300	0.200	0.100	0.050	0.020	0.010	Valor α	Prueba de dos colas
	0.100	0.300	0.500	0.700	0.800	0.900	0.950	0.980	0.990	IC	
	0.450	0.350	0.250	0.150	0.100	0.050	0.025	0.010	0.005	Valor α	Prueba de una cola
	0.550	0.650	0.750	0.850	0.900	0.950	0.975	0.990	0.995	IC	
g.l.	**Valores de *t***										
1	0.158	0.510	1.000	1.963	3.078	6.314	12.706	31.821	63.657		
2	0.142	0.445	0.816	1.386	1.886	2.920	4.303	6.965	9.925		
3	0.137	0.424	0.765	1.250	1.638	2.353	3.182	4.541	5.841		
4	0.134	0.414	0.741	1.190	1.533	2.132	2.776	3.747	4.604		
5	0.132	0.408	0.727	1.156	1.476	2.015	2.571	3.365	4.032		
6	0.131	0.404	0.718	1.134	1.440	1.943	2.447	3.143	3.707		
7	0.130	0.402	0.711	1.119	1.415	1.895	2.365	2.998	3.499		
8	0.130	0.399	0.706	1.108	1.397	1.860	2.306	2.896	3.355		
9	0.129	0.398	0.703	1.100	1.383	1.833	2.262	2.821	3.250		
10	0.129	0.397	0.700	1.093	1.372	1.812	2.228	2.764	3.169		
11	0.129	0.396	0.697	1.088	1.363	1.796	2.201	2.718	3.106		
12	0.128	0.395	0.695	1.083	1.356	1.782	2.179	2.681	3.055		
13	0.128	0.394	0.694	1.079	1.350	1.771	2.160	2.650	3.012		
14	0.128	0.393	0.692	1.076	1.345	1.761	2.145	2.624	2.977		
15	0.128	0.393	0.691	1.074	1.341	1.753	2.131	2.602	2.947		
16	0.128	0.392	0.690	1.071	1.337	1.746	2.120	2.583	2.921		
17	0.128	0.392	0.689	1.069	1.333	1.740	2.110	2.567	2.898		
18	0.127	0.392	0.688	1.067	1.330	1.734	2.101	2.552	2.878		
19	0.127	0.391	0.688	1.066	1.328	**1.729**	**2.093**	2.539	2.861		
20	0.127	0.391	0.687	1.064	1.325	1.725	2.086	2.528	2.845		
21	0.127	0.391	0.686	1.063	1.323	1.721	2.080	2.518	2.831		
22	0.127	0.390	0.686	1.061	1.321	1.717	2.074	2.508	2.819		
23	0.127	0.390	0.685	1.060	1.319	1.714	2.069	2.500	2.807		
24	0.127	0.390	0.685	1.059	1.318	1.711	2.064	2.492	2.797		
25	0.127	0.390	0.684	1.058	1.316	1.708	2.060	2.485	2.787		
26	0.127	0.390	0.684	1.058	1.315	1.706	2.056	2.479	2.779		
27	0.127	0.389	0.684	1.057	1.314	1.703	2.052	2.473	2.771		
28	0.127	0.389	0.683	1.056	1.313	1.701	2.048	2.467	2.763		
29	0.127	0.389	0.683	1.055	1.311	1.699	2.045	2.462	2.756		
30	0.127	0.389	0.683	1.055	1.310	1.697	2.042	2.457	2.750		
40	0.126	0.388	0.681	1.050	1.303	1.684	2.021	2.423	2.704		
60	0.126	0.387	0.679	1.045	1.296	1.671	2.000	2.390	2.660		
120	0.126	0.386	0.677	1.041	1.289	1.658	1.980	2.358	2.617		
∞	0.126	0.385	0.674	1.036	1.282	1.645	1.960	2.326	2.576		

Apéndice G

Tabla de la Distribución Normal



Z	0.00	0.01	0.02	0.03	0.04	0.05	0.06	0.07	0.08	0.09
0.0	0.0000	0.0040	0.0080	0.0120	0.0160	0.0199	0.0239	0.0279	0.0319	0.0359
0.1	0.0398	0.0438	0.0478	0.0517	0.0557	0.0596	0.0636	0.0675	0.0714	0.0753
0.2	0.0793	0.0832	0.0871	0.0910	0.0948	0.0987	0.1026	0.1064	0.1103	0.1141
0.3	0.1179	0.1217	0.1255	0.1293	0.1331	0.1368	0.1406	0.1443	0.1480	0.1517
0.4	0.1554	0.1591	0.1628	0.1664	0.1700	0.1736	0.1772	0.1808	0.1844	0.1879
0.5	0.1915	0.1950	0.1985	0.2019	0.2054	0.2088	0.2123	0.2157	0.2190	0.2224
0.6	0.2257	0.2291	0.2324	0.2357	0.2389	0.2422	0.2454	0.2486	0.2517	0.2549
0.7	0.2580	0.2611	0.2642	0.2673	0.2704	0.2734	0.2764	0.2794	0.2823	0.2852
0.8	0.2881	0.2910	0.2939	0.2967	0.2995	0.3023	0.3051	0.3078	0.3106	0.3133
0.9	0.3159	0.3186	0.3212	0.3238	0.3264	0.3289	0.3315	0.3340	0.3365	0.3389
1.0	0.3413	0.3438	0.3461	0.3485	0.3508	0.3531	0.3554	0.3577	0.3599	0.3621
1.1	0.3643	0.3665	0.3686	0.3708	0.3729	0.3749	0.3770	0.3790	0.3810	0.3830
1.2	0.3849	0.3869	0.3888	0.3907	0.3925	0.3944	0.3962	0.3980	0.3997	0.4015
1.3	0.4032	0.4049	0.4066	0.4082	0.4099	0.4115	0.4131	0.4147	0.4162	0.4177
1.4	0.4192	0.4207	0.4222	0.4236	0.4251	0.4265	0.4279	0.4292	0.4306	0.4319
1.5	0.4332	0.4345	0.4357	0.4370	0.4382	0.4394	0.4406	0.4418	0.4429	0.4441
1.6	0.4452	0.4463	0.4474	0.4484	0.4495	0.4505	0.4515	0.4525	0.4535	0.4545
1.7	0.4554	0.4564	0.4573	0.4582	0.4591	0.4599	0.4608	0.4616	0.4625	0.4633
1.8	0.4641	0.4649	0.4656	0.4664	0.4671	0.4678	0.4686	0.4693	0.4699	0.4706
1.9	0.4713	0.4719	0.4726	0.4732	0.4738	0.4744	**0.4750**	0.4756	0.4761	0.4767
2.0	0.4772	0.4778	0.4783	0.4788	0.4793	0.4798	0.4803	0.4808	0.4812	0.4817
2.1	0.4821	0.4826	0.4830	0.4834	0.4838	0.4842	0.4846	0.4850	0.4854	0.4857
2.2	0.4861	0.4864	0.4868	0.4871	0.4875	0.4878	0.4881	0.4884	0.4887	0.4890
2.3	0.4893	0.4896	0.4898	0.4901	0.4904	0.4906	0.4909	0.4911	0.4913	0.4916
2.4	0.4918	0.4920	0.4922	0.4925	0.4927	0.4929	0.4931	0.4932	0.4934	0.4936
2.5	0.4938	0.4940	0.4941	0.4943	0.4945	0.4946	0.4948	0.4949	0.4951	0.4952
2.6	0.4953	0.4955	0.4956	0.4957	0.4959	0.4960	0.4961	0.4962	0.4963	0.4964
2.7	0.4965	0.4966	0.4967	0.4968	0.4969	0.4970	0.4971	0.4972	0.4973	0.4974
2.8	0.4974	0.4975	0.4976	0.4977	0.4977	0.4978	0.4979	0.4979	0.4980	0.4981
2.9	0.4981	0.4982	0.4982	0.4983	0.4984	0.4984	0.4985	0.4985	0.4986	0.4986
3.0	0.4987	0.4987	0.4987	0.4988	0.4988	0.4989	0.4989	0.4989	0.4990	0.4990
3.1	0.4990	0.4991	0.4991	0.4991	0.4992	0.4992	0.4992	0.4992	0.4993	0.4993
3.2	0.4993	0.4993	0.4994	0.4994	0.4994	0.4994	0.4994	0.4995	0.4995	0.4995
3.3	0.4995	0.4995	0.4995	0.4996	0.4996	0.4996	0.4996	0.4996	0.4996	0.4997
3.4	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4997	0.4998
3.5	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998	0.4998
3.6	0.4998	0.4998	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999
3.7	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999
3.8	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999	0.4999
3.9	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000	0.5000

Bibliografía

[1] Cáceres, G. Registro de cáncer de lima metropolitana 2010–2012. *Vol. V. Lima: Departamento de Epidemiología y Estadística del Cáncer*, 2016. 1

[2] Ghoncheh, M., Pournamdar, Z., Salehiniya, H. Incidence and mortality and epidemiology of breast cancer in the world. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, **17** (S3), 43–46, 2016. 1

[3] Muralidhar, K., Soubhagya, B., Ahmed, S. Intensity modulated radiotherapy versus volumetric modulated arc therapy in breast cancer: A comparative dosimetric analysis. *Int J Cancer Ther Oncol*, **3** (2), 1–6, 2015. 1, 29

[4] Torres, F., Usuga, F. La importancia de las imágenes en el tratamiento con radioterapia en cáncer de mama. *Rev. colomb. cancerol*, págs. 65–69, 2007. 1

[5] Podgorsak, E. B., *et al.* Radiation oncology physics. *Vienna: International Atomic Energy Agency*, págs. 123–271, 2005. 4, 15, 20, 84

[6] Attix, F. H. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons, 2008. 5, 15

[7] Podgoršak, E. B., *et al.* Radiation physics for medical physicists, 2006. 6, 9

[8] Gilmore, G. R. Practical Gamma-Ray Spectrometry: Second Edition. John Wiley and Sons, 2008. 10, 11

[9] Bushberg, J. T., Boone, J. M. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, 2011. 12, 13, 15, 18

[10] Büyükünsal, A. Determination of the tenth and half value layer thickness of concretes with different densities. *Acta Physica Polonica A*, **129**, 770–772, 04 2016. URL https://doi.org/10.12693/APhysPolA.129.770. 13

[11] Brosed, A., de Física Médica, S. E. Fundamentos de física médica. Sociedad Española de Física Médica, 2011. 15

[12] Andisco, D., Blanco, S., Buzzi, A. Dosimetría en radiología. *Revista argentina de radiología*, **78** (2), 114–117, 2014. URL https://doi.org/10.1016/j.rard.2014.06.010. 15

[13] Ubillús Mattos, F. Cálculo de dosis absorbida en plano medio aplicando el método de dosimetría in vivo para el caso de irradiación de cuerpo total, 2011. URL https://hdl.handle.net/20.500.12672/1467. 16, 82

[14] Khan, F. M., Gibbons, J. P. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 16

[15] Azcona-Armendariz, J. D. Desarrollo de un sistema de verificación de tratamientos en radioterapia con modulación de intensidad, 2010. URL https://core.ac.uk/download/pdf/83564988.pdf. 17, 18, 30, 31, 32

[16] Jin, G.-H., Chen, L.-X., Deng, X.-W., Liu, X.-W., Huang, Y., Huang, X.-B. A comparative dosimetric study for treating left-sided breast cancer for small breast size using five different radiotherapy techniques: conventional tangential field, filed-in-filed, tangential-imrt, multi-beam imrt and vmat. *Radiation oncology*, **8** (1), 89, 2013. URL https://doi.org/10.1186/1748-717X-8-89. 18, 28

[17] Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) Report 83: Contents. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, **10** (1), 107, 04 2010. URL https://doi.org/10.1093/jicru/ndq002. 18, 21

[18] Landberg, T., Chavaudra, J., Dobbs, J., Gerard, J. P., Hanks, G., Horiot, J. C., *et al.* Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU report 62 (Supplement to ICRU Report 50). *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, **32** (1), 52, 03 1999. URL https://doi.org/10.1093/jicru/os32.1.Report62. 19, 20

[19] Landberg, T., Chavaudra, J., Dobbs, J., Hanks, G., Johansson, K.-A., Möller, T., *et al.* Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy Report 50. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, **26** (1), 72, 09 1993. URL https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1.Report50. 20, 21

[20] Sharieff, W., Xu, H. Volumetric modulated arc therapy in a large body habitus patient with left breast cancer: A dosimetric study. 2015. 23

[21] Guidelines for the treatment of breat cancer with radiotherapy. *Journal of the London Cancer*, **Version 1.0** (1), 15, 03 2013. 23

[22] Adam, D., Suditu, M., Popa, R., Ciocaltei, V. Volumetric-modulated arc therapy vs. 3d-conformal radiotherapy for breast cancer. *Rom Rep Phys*, **67**, 978–986, 2015. URL http://www.rrp.infim.ro/2015_67_3/A19.pdf. 28

[23] Zhang, Q., Yu, X. L., Hu, W. G., Chen, J. Y., Wang, J. Z., Ye, J. S., *et al.* Dosimetric comparison for volumetric modulated arc therapy and intensitymodulated radiotherapy on the left-sided chest wall and internal mammary nodes irradiation in treating post-mastectomy breast cancer. *Radiology and oncology*, **49** (1), 91–98, 2015. 29

[24] Ahnesjö, A., Aspradakis, M. M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*, **44** (11), R99, 1999. URL https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/11/201. 29, 30, 31, 32

[25] Cho, W., Suh, T.-S., Park, J.-H., Xing, L., Lee, J.-W. Practical implementation of a collapsed cone convolution algorithm for a radiation treatment planning system. *Journal of the Korean Physical Society*, **61** (12), 2073–2083, 2012. URL https://doi.org/10.3938/jkps.61.2073. 29

[26] Metcalfe, P., Hoban, P., Murray, D., Round, W. Modelling polychromatic high energy photon beams by superposition. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, **12** (3), 138, 1989. 30

[27] Metcalfe, P., Hoban, P., Murray, D., Round, W. Beam hardening of 10 mv radiotherapy x-rays: analysis using a convolution/superposition method. *Physics in Medicine & Biology*, **35** (11), 1533, 1990. URL https://doi.org/10.1088/0031-9155/35/11/008. 30

[28] Papanikolaou, N., Mackie, T. R., Meger-Wells, C., Gehring, M., Reckwerdt, P. Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra. *Medical physics*, **20** (5), 1327–1336, 1993. URL https://doi.org/10.1118/1.597154. 30

[29] Ahnesjö, A., Mackie, R. 50: Analytical description of monte carlo generated photon dose convolution kernels. En: The use of computers in radiation therapy. 1987. URL http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:20026851. 31

[30] Ahnesjo, A., Trepp, A. Acquisition of the effective lateral energy fluence distribution for photon beam dose calculations by convolution models. *Physics in Medicine and Biology*, **36** (7), 973–985, jul 1991. URL https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/7/006. 31

[31] Gustafsson, A., Lind, B. K., Brahme, A. A generalized pencil beam algorithm for optimization of radiation therapy. *Medical physics*, **21** (3), 343–356, 1994. URL https://doi.org/10.1118/1.597302. 31

[32] Bortfeld, T., Schlegel, W., Rhein, B. Decomposition of pencil beam kernels for fast dose calculations in three-dimensional treatment planning. *Medical physics*, **20** (2), 311–318, 1993. URL https://doi.org/10.1118/1.597070. 32

[33] Ahnesjö, A., Saxner, M., Trepp, A. A pencil beam model for photon dose calculation. *Medical physics*, **19** (2), 263–273, 1992. URL https://doi.org/10.1118/1.596856. 32

[34] Knoos, T., Ahnesjo, A., Nilsson, P., Weber, L. Limitations of a pencil beam approach to photon dose calculations in lung tissue. *Physics in Medicine and Biology*, **40** (9), 1411–1420, sep 1995. URL https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/9/002. 32

[35] Mohan, R., Chui, C., Lidofsky, L. Differential pencil beam dose computation model for photons. *Medical Physics*, **13** (1), 64–73, 1986. URL https://doi.org/10.1118/1.595924. 32

[36] Bortfeld, T., Boyer, A. L., Schlegel, W., Kahler, D. L., Waldron, T. J. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, **30** (4), 899–908, 1994. URL https://doi.org/10.1016/0360-3016(94)90366-2. 32

[37] Kawrakow, I., Fippel, M., Friedrich, K. 3d electron dose calculation using a voxel based monte carlo algorithm (vmc). *Medical physics*, **23** (4), 445–457, 1996. URL https://doi.org/10.1118/1.597673. 32

[38] Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J.-C. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice. CRC Press, 2007. 81, 82, 83, 84, 85

[39] Cabrera García, S. Comparación de dos poblaciones normales. diferencia de medias., 2012. URL https://polimedia.upv.es/visor/?id=f7e6c47e-79e8-1346-9a90-b863b4658666. 87

[40] Webster, A. L., García, Y. M., *et al.* Estadística aplicada a los negocios y la economía. 2000. URL http://up-rid2.up.ac.pa:8080/xmlui/handle/123456789/1542. 88, 90, 92

[41] Spiegel, M. R., Schiller, J. J., Srinivasan, R. Probability and statistics. New York: McGraw-Hill,, 2013. 92