

Aspectos físicos de: un tratamiento de taquibrirritmia ventricular

Físico Med. Edwin Rozo

Contenido:

1. [Consideraciones sobre radioterapia estereotáxica y radiocirugía](#)
2. [Delimitación de Volúmenes](#)
3. [Restricciones de dosis](#)
4. [Conceptos Físicos para hacer una buena optimización](#)
 - 4.1. [Función objetivo](#)
 - 4.2. [Optimización gEUD](#)
5. [¿Cómo diseñamos el plan de tratamiento?](#)
 - 5.1. [Configuración Arcos VMAT](#)
 - 5.2. [Estructuras auxiliares](#)
 - 5.3. [Anillos concéntricos](#)
6. [Análisis gamma](#)
7. [Ejecución del tratamiento](#)

1. Consideraciones sobre radioterapia estereotáxica y radiocirugía

¿Qué nos dice el ICRU 91?

ICRU REPORT No. 91

**PRESCRIBING, RECORDING, AND
REPORTING OF STEREOTACTIC
TREATMENTS WITH SMALL
PHOTON BEAMS**

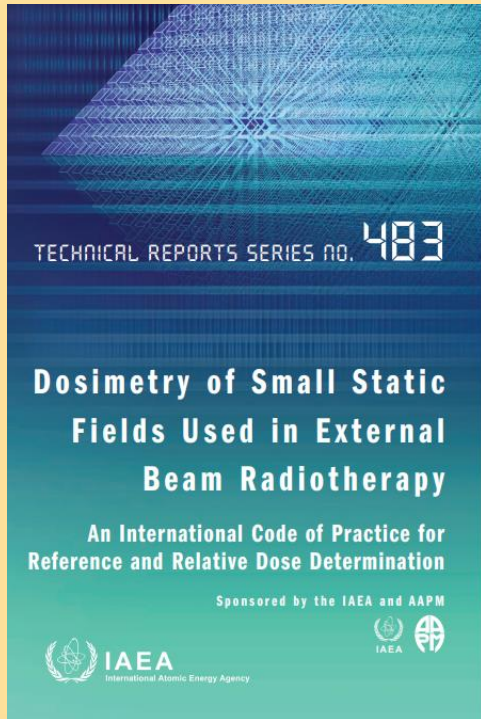
THE INTERNATIONAL COMMISSION ON
RADIATION UNITS AND
MEASUREMENTS
(Published July, 2017)

Journal of the ICRU Volume 14 No 2 2014
Published by Oxford University Press

In the context of this Report, stereotactic radiotherapy (SRT) encompasses stereotactic radiosurgery (SRS), stereotactic body radiation therapy (SBRT), and stereotactic ablative body radiation therapy (SABR). SRT involves stereotactic localization techniques (*i.e.*, use of a three-dimensional coordinate system to localize the target) combined with the delivery of multiple small photon fields in a few high-dose fractions.

[1] *Journal of the ICRU Volume 14 No 2 2014, Published by Oxford University Press*

¿Qué nos dice el TRS 483?



1.1.1. Definition of small field

In this COP, the requirements of a small field are described in detail. To summarize, at least one of the following three physical conditions will be fulfilled for an external photon beam to be designated small:

- (i) There is a loss of lateral charged particle equilibrium (LCPE) on the beam axis;
- (ii) There is partial occlusion of the primary photon source by the collimating devices on the beam axis;
- (iii) The size of the detector is similar or large compared to the beam dimensions.

The first two characteristics are beam related, while the third one is detector related for a given field size. All three of these conditions result in overlap between the field penumbrae and the detector volume.

[2] TECHNICAL REPORTS SERIES No. 483 DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIO THERAPY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2017

2. Tratamiento con SBRT: delimitación de volúmenes

CTV-ITV-PTV

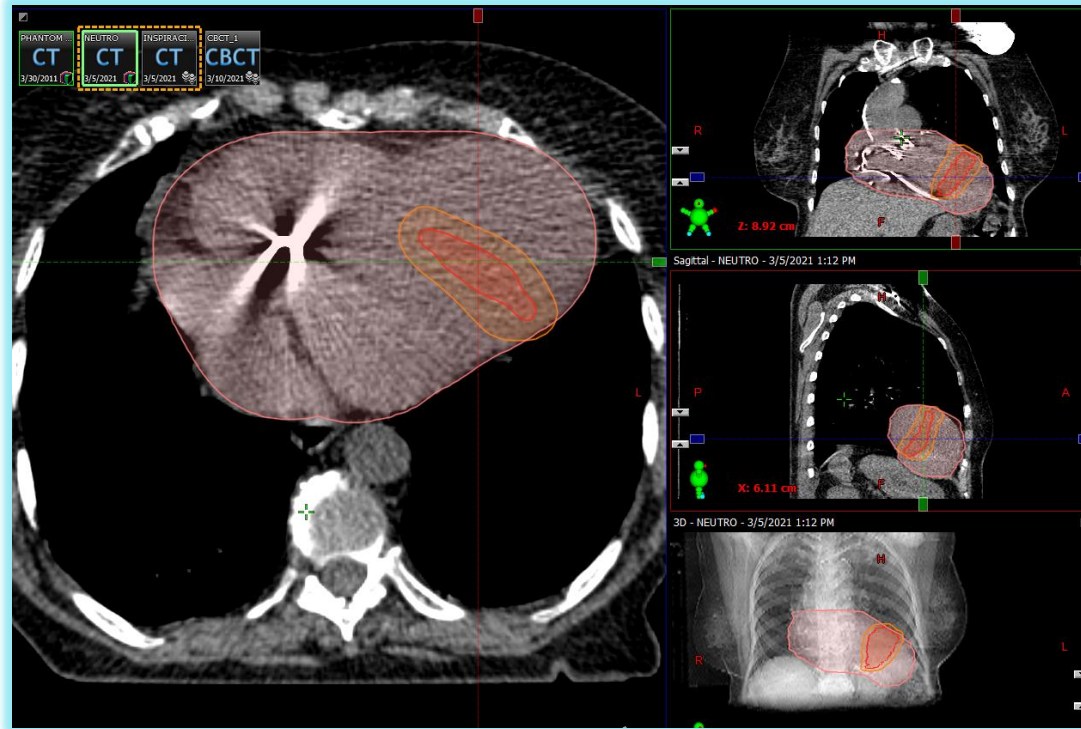


Figura 1. CTV-ITV-PTV

Órganos a riesgo

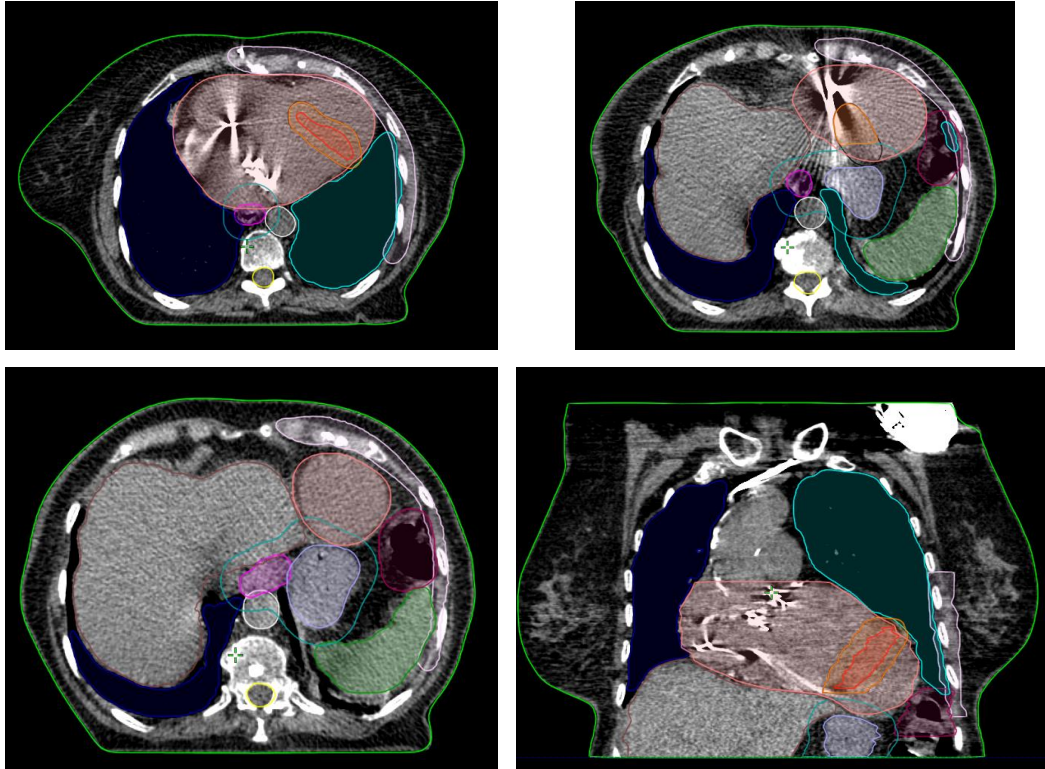


Figura 2. Estructuras contorneadas para tratamiento

Anillos concéntricos

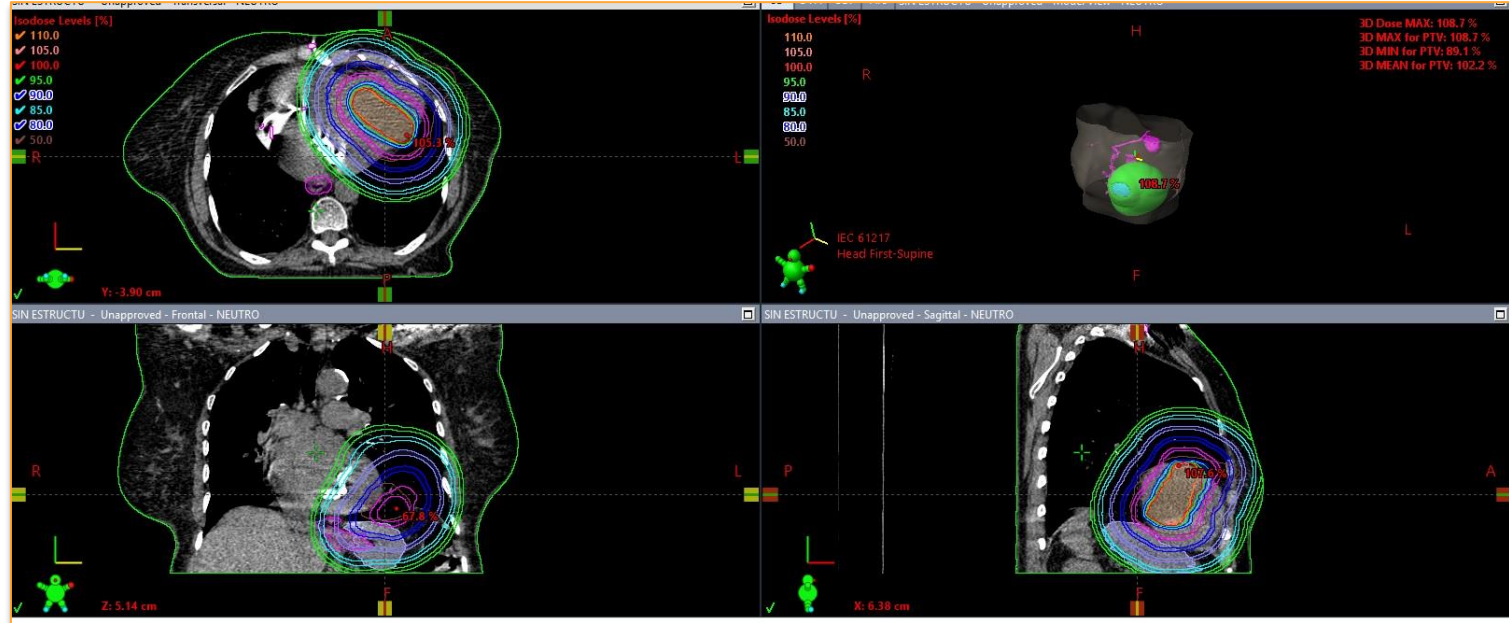


Figura 3. Anillos o cascarones concéntricos

3. Restricciones de dosis

Bronchus	Max Dose	None	<13.3 Gy	22
Bronchus	Volume (cc)	<0.5cc	12.4 Gy	22
Esophagus	Max Dose	None	<15.4 Gy	23
Esophagus	Volume (cc)	<5cc	11.9 Gy	23
Great vessels	Max Dose	None	<37 Gy	24
Great vessels	Volume (cc)	<10cc	31 Gy	24
Heart	Max Dose	None	<22 Gy	25
Heart	Volume (cc)	<15cc	16 Gy	25
Lung (right and left)	Vol. to Spare	>1000cc	7.4 Gy	26
Lung (right and left)	Vol. to Spare	>1500cc	7 Gy	27
Rib	Max Dose	None	<30 Gy	28
Rib	Volume (cc)	<1cc	22 Gy	28
Trachea	Max Dose	None	<20.2 Gy	23
Trachea	Volume (cc)	<4cc	10.5 Gy	23
Colon	Max Dose	None	<18.4 Gy	29
Colon	Volume (cc)	<20cc	14.3 Gy	29
Duodenum	Max Dose	None	<12.4 Gy	30
Duodenum	Volume (cc)	<10cc	9 Gy	30
Duodenum	Volume (cc)	<5cc	11.2 Gy	30
Jejunum/ileum	Max Dose	None	<15.4 Gy	31
Jejunum/ileum	Volume (cc)	<5cc	11.9 Gy	31
Liver	Vol. to Spare	>700cc	9.1 Gy	32
Renal cortex (right and left)	Vol. to Spare	>200cc	8.4 Gy	33
Renal hilum/ vascular trunk	Volume (%)	66%	<10.6 Gy	34
Stomach	Max Dose	None	<12.4 Gy	35
Stomach	Volume (cc)	<10cc	11.2 Gy	35

- Los límites de dosis utilizados para los órganos a riesgo fueron los recogidos en el TG-101
- 1 sesión de 2500cGy

4. Conceptos físicos para hacer una buena optimización

4.1. Función objetivo

Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83
Oxford University Press

doi:10.1093/jcr/10/1/83

Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)

Contents

Preface	1
Abstract	3
Executive Summary	5
1 Introduction	7
1.1 Overview of Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)	7
1.1.1 From Three-Dimensional Conformal (3D-CRT) to Intensity-Modulated Radiation Therapy	8
1.1.2 Delivery of IMRT	8
1.1.3 Clinical Experience with IMRT	9
1.2 Issues Common to Both 3D-CRT and IMRT	11
1.2.1 Imaging and 4D Adaptive Treatment	11
1.2.2 Margins and Uncertainties	13
1.2.3 Radiation-Induced Secondary Cancers	14
1.3 Aim of the Present Report and Relation to Existing ICRU Reports	15
2 Optimized Treatment Planning For IMRT	17
2.1 Introduction	17
2.2 Comparison of 3D-Conformal and IMRT Treatment Planning	17
2.3 Overview of the Optimization Process	18
2.4 Examples of an Objective Function and the Iterative Optimization Process	20
2.5 Iterative Search for an Improved Absorbed-Dose Distribution	22
2.6 Beamlet Optimization and Aperture-Based Optimization	24
2.7 Optimization Incorporating Biological Information	25
3 Special Considerations Regarding Absorbed-Dose and Dose-Volume Prescribing and Reporting in IMRT	27
3.1 The ICRU Reference Point and ICRU Reference Dose	27
3.1.1 Conventional Reporting of Point Absorbed Doses	27
3.1.2 Dose-Volume Calculations	27
3.2 Level 2 Prescribing and Reporting For IMRT	28
3.3 Impact of Modern Treatment Planning Techniques	30
3.4 Dose-Volume Reporting Specific to the OAR and PRV	33
3.5 Reporting of Treatment Fields Delivered per Fraction	34
3.6 Reporting of Software Versions for Treatment Planning and Delivery	34
3.7 Level 3 Reporting: Reporting Developmental Techniques and Concepts	34

0102-7171 (print/ISSN) 1093-0114 (online/ISSN) © 2010 Oxford University Press

[4] Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83 .

4.1. Función objetivo

Es recomendable construir cascarones concéntricos lo más pequeños posibles para que su efecto en la optimización sea mayor, basados en la definición de Función objetivo:

$$F(\vec{\omega}) = \frac{I_{PTV}}{T_{PTV}} \sum_{i \in T_{PTV}} c_{PTV}^{-}(d_i - d_{PTV}^{-})^2 + \frac{I_{PRV}}{T_{PRV}} \sum_{i \in T_{PRV}} c_{PRV}^{+}(d_i - d_{PRV}^{+})^2$$

Donde I_{PTV} es la prioridad relativa al PTV y T_{PTV} es el número de voxeles del PTV, I_{PRV} es la importancia del PRV y T_{PRV} es el número de voxeles del PRV.

$$c_{PTV}^{-} = \begin{cases} 1 & \text{si } d_i < d_{PTV}^{-}, \\ 0 & \text{en otro caso.} \end{cases}$$

$$c_{PRV}^{+} = \begin{cases} 1 & \text{si } d_i > d_{PRV}^{+}, \\ 0 & \text{en otro caso.} \end{cases}$$

4.2. Optimización gEUD

El concepto de gEUD introducido por Niemierko es fundamental para lograr buenas distribuciones de dosis

$$\text{Si } a = 1 \quad \Rightarrow \quad EUD = \left(\sum_{i=1} (v_i D_i^a) \right)^{\frac{1}{a}} = \bar{D},$$

$$\text{Si } a = 0 \quad \Rightarrow \quad EUD = \left(\sum_{i=1} (v_i D_i^a) \right)^{\frac{1}{a}} = D_{\text{geométrica}}.$$

$$gEUD = \left(\sum_{i=1} (v_i D_i^a) \right)^{\frac{1}{a}}$$

También, cuando a tiende a infinito la EUD se aproxima a la dosis máxima y cuando a tiende a menos infinito, la EUD se acerca a la dosis mínima.

$$\text{Si } a \rightarrow \infty \quad \Rightarrow \quad EUD = \left(\sum_{i=1} (v_i D_i^a) \right)^{\frac{1}{a}} \simeq D_{\text{máx}},$$

$$\text{Si } a \rightarrow -\infty \quad \Rightarrow \quad EUD = \left(\sum_{i=1} (v_i D_i^a) \right)^{\frac{1}{a}} \simeq D_{\text{mín}}.$$

Así los valores positivos del parámetro a corresponde a todas las estructuras sanas y valores negativos para todos los tumores .

4.2. Optimización gEUD

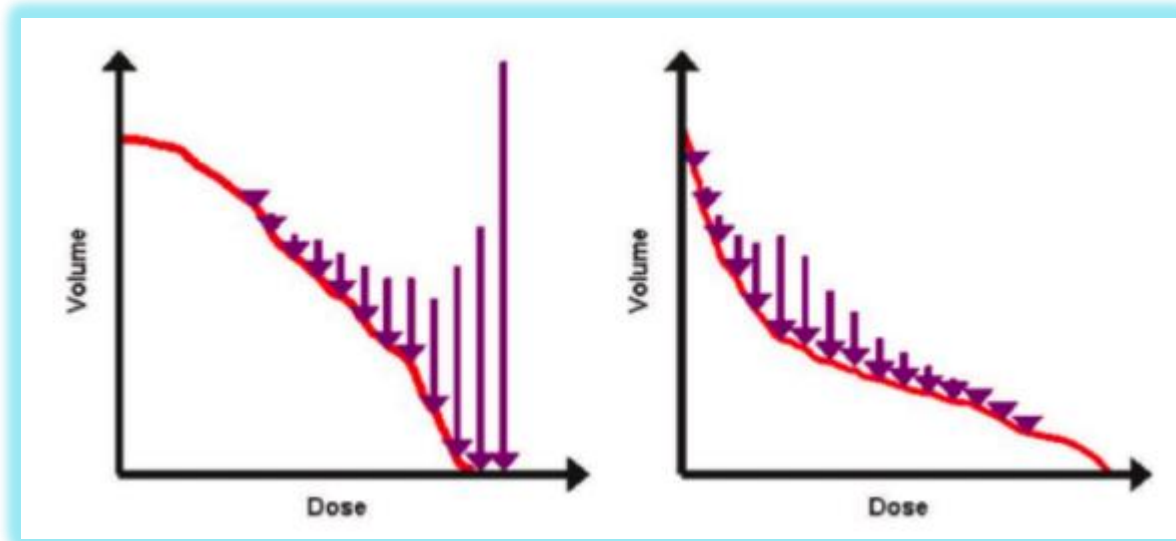


Figura 4. Regiones del DVH donde tiene efecto la optimización por gEUD. Izquierda: valores altos positivos de “a”. Derecha; valores bajos positivos de “a”.

[6] Li X, Alber M, Deasy J, Jackson A, Jee K, et al. The use and QA of biologically related models for treatment planning: Short report of the TG-166 of the therapy physics committee of the AAPM. *Med Phys.* 2012;(39):1386–1409.

5. ¿Cómo diseñamos el plan de tratamiento?

5.1. Configuración de arcos de VMAT

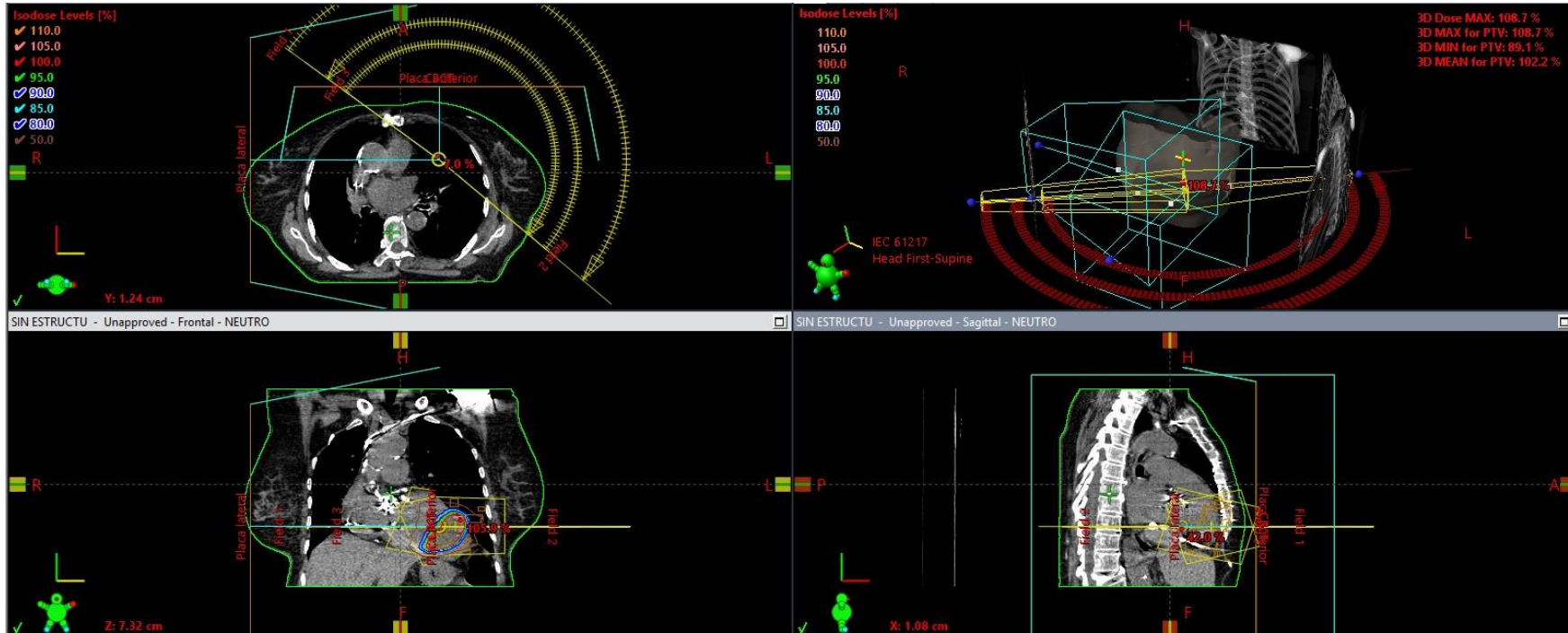
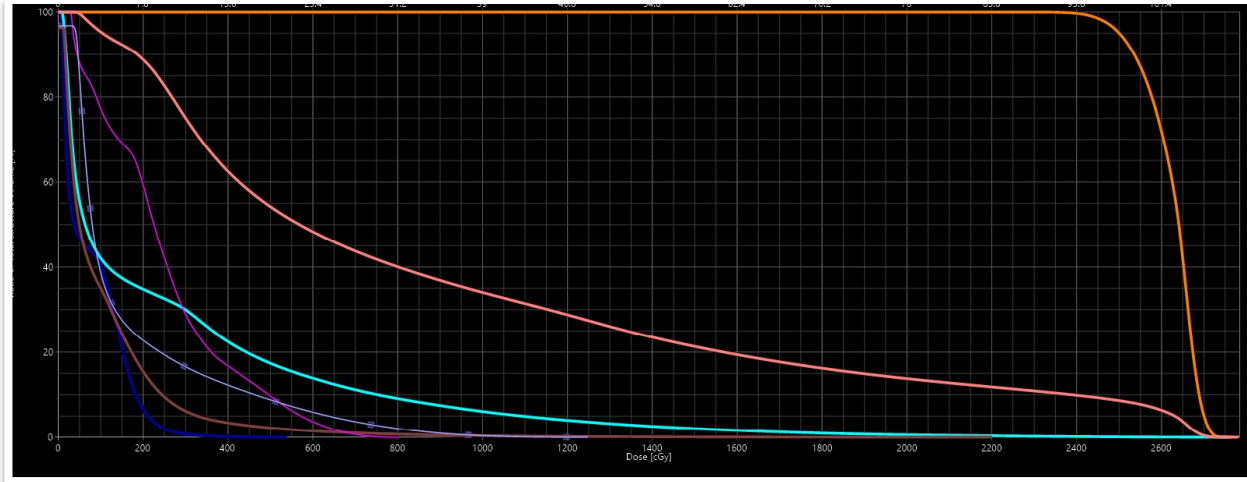


Figura 5. Configuración de arcos de VMAT

¿Cómo se ve el plan?



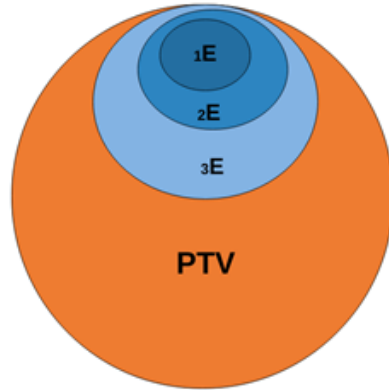
Bronchus	Max Dose	None	<13.3 Gy	22
Bronchus	Volume (cc)	<0.5cc	12.4 Gy	22
Esophagus	Max Dose	None	<15.4 Gy	23
Esophagus	Volume (cc)	<5cc	11.9 Gy	23
Great vessels	Max Dose	None	<37 Gy	24
Great vessels	Volume (cc)	<10cc	31 Gy	24
Heart	Max Dose	None	<22 Gy	25
Heart	Volume (cc)	<15cc	16 Gy	25
Lung (right and left)	Vol. to Spare	>1000cc	7.4 Gy	26
Lung (right and left)	Vol. to Spare	>1500cc	7 Gy	27
Rib	Max Dose	None	<30 Gy	28
Rib	Volume (cc)	<1cc	22 Gy	28
Trachea	Max Dose	None	<20.2 Gy	23
Trachea	Volume (cc)	<4cc	10.5 Gy	23
Colon	Max Dose	None	<18.4 Gy	29
Colon	Volume (cc)	<20cc	14.3 Gy	29
Duodenum	Max Dose	None	<12.4 Gy	30
Duodenum	Volume (cc)	<10cc	9 Gy	30
Duodenum	Volume (cc)	<5cc	11.2 Gy	30
Jejunum/ileum	Max Dose	None	<15.4 Gy	31
Jejunum/ileum	Volume (cc)	<5cc	11.9 Gy	31
Liver	Vol. to Spare	>700cc	9.1 Gy	32
Renal cortex (right and left)	Vol. to Spare	>200cc	8.4 Gy	33
Renal hilum/ vascular trunk	Volume (%)	66%	<10.6 Gy	34
Stomach	Max Dose	None	<12.4 Gy	35
Stomach	Volume (cc)	<10cc	11.2 Gy	35

Figura 6. DVH obtenido en el plan aplicado y restricciones de dosis

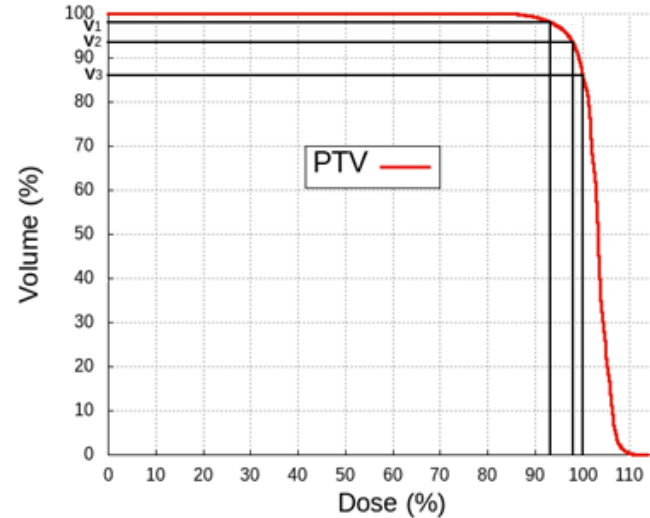
5.2. Estructuras auxiliares

5.2. Estructuras auxiliares cubrir

Una vez obtenido el primer plan, se propone crear estructuras auxiliares que serán fracciones del PTV, que al ser tratadas como nuevos PTV contribuirán a mejorar el cubrimiento. Sub estructuras de menor volumen.



a)

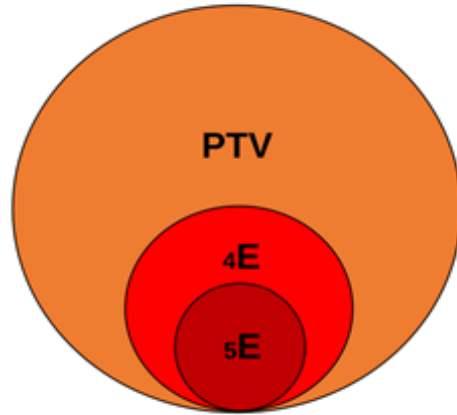


b)

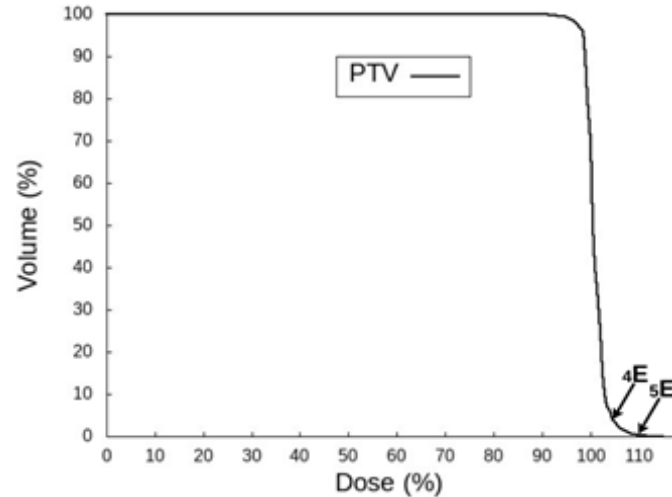
Figura 7. Estructuras auxiliares para recuperar cubrimiento

5.2. Estructuras auxiliares enfriar

También se propone la creación de sub-estructuras que contengan los puntos calientes para enfriar. [Subestructuras de menor volumen.](#)



a)



b)

Figura 8. Estructuras auxiliares para enfriar

¿Qué efecto tiene esto en la
práctica?

5.2. Estructuras auxiliares

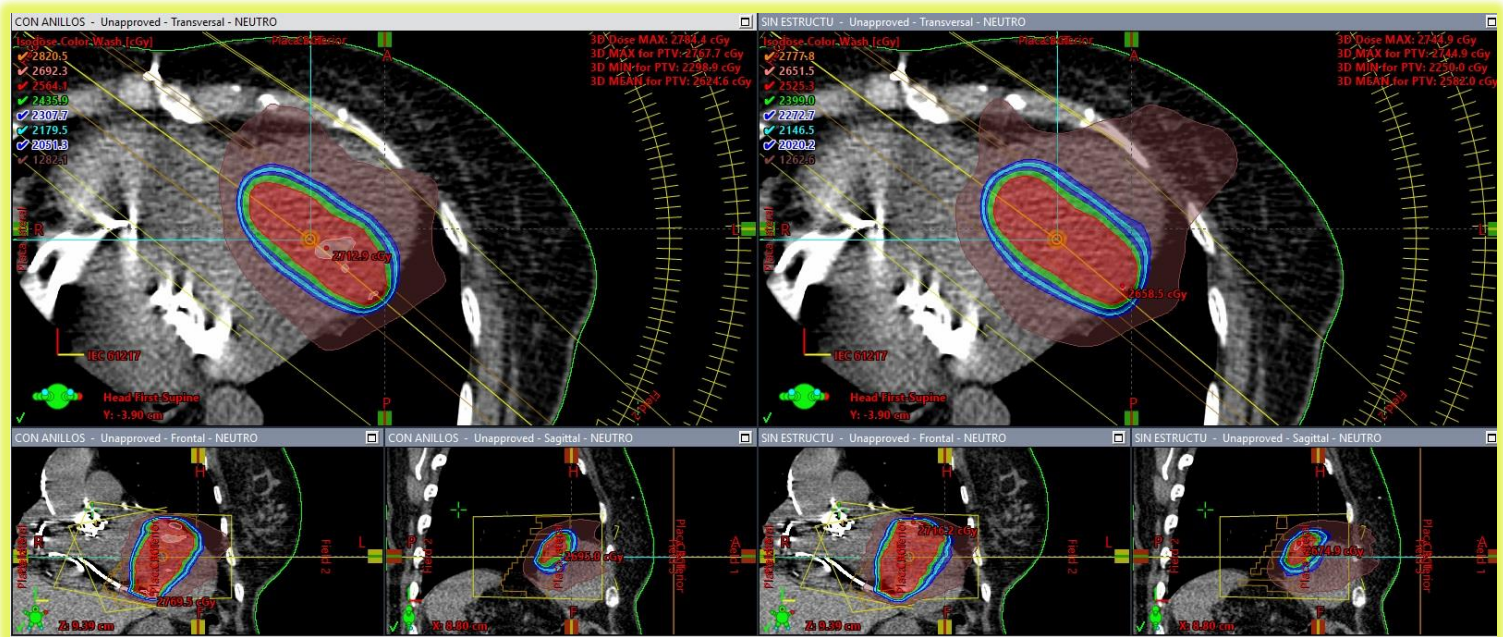


Figura 9. Distribuciones de dosis con y sin estructuras auxiliares

5.2. Estructuras auxiliares

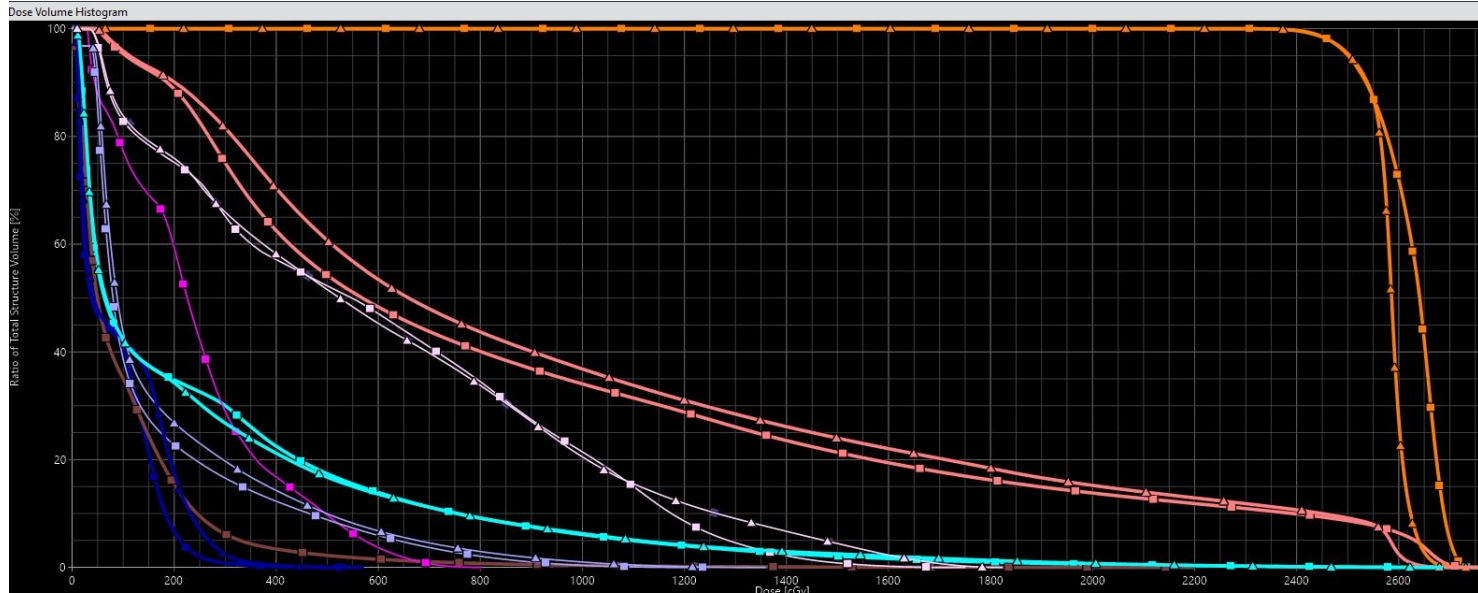


Figura 10. DVH comparación con y sin estructuras auxiliares

5.2. Estructuras auxiliares

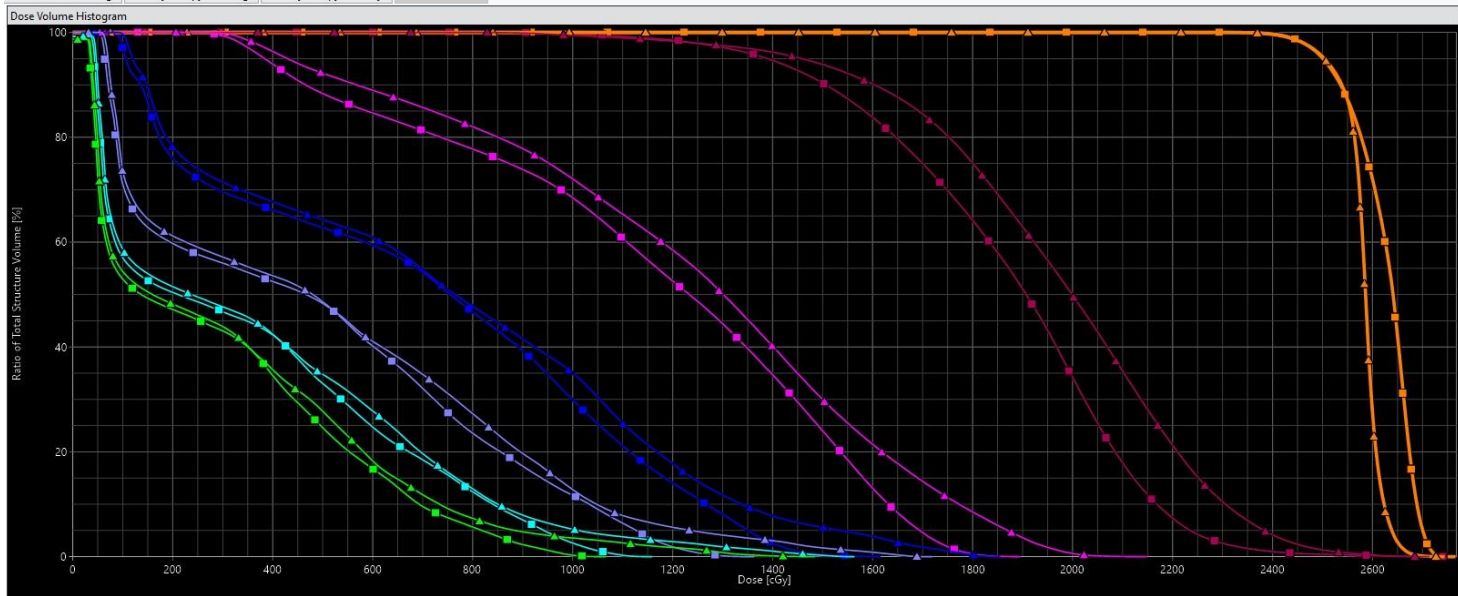


Figura 11. DVH comparación con y sin estructuras auxiliares para los anillos concéntricos

5.2. Efecto de Estructuras auxiliares

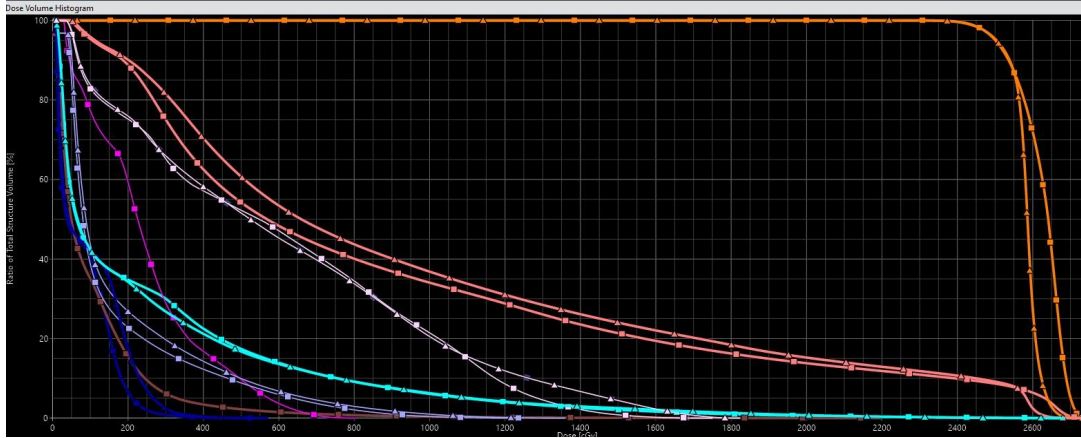


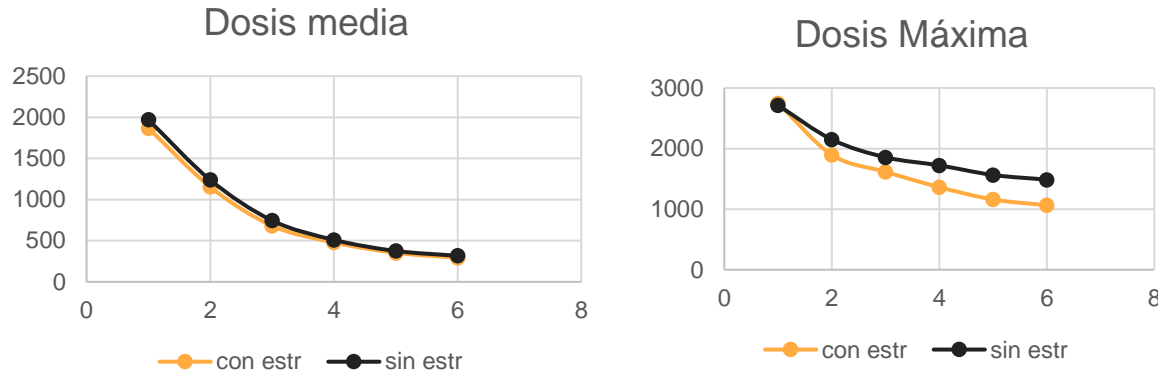
Figura 12. DVH comparación con y sin estructuras auxiliares

	IH	CI	inver C padd	
Con estruc		0,10	1,01	1,17
Sin estruc		0,08	1,12	1,14

Tabla 1. Parámetros PTV con y sin estructuras

5.2. Caída de dosis fuera del PTV

En la Figura se puede observar el beneficio en la dosis máxima fuera del PTV al optimizar iterativamente usando estructuras auxiliares.



Caída de dosis (Gy/cm)	
con estrc	3,7
sin estrc	2,7

Tabla 2. Caída dosis máxima fuera PTV con y sin estructuras

Figura 13. comparación con estructuras vs sin estructuras, izquierda: dosis media, derecha: dosis máxima

5.2. Dosis en OAR

Se presentan resultados para estómago y corazón

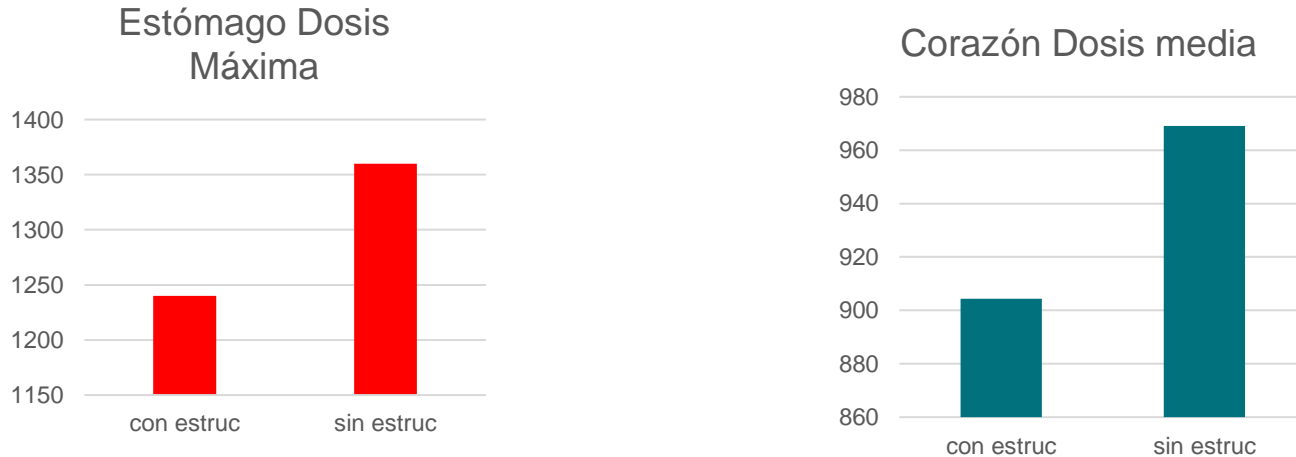


Figura 14. Diagramas de bloques para corazón, con y sin estructura, dosis máxima en estómago y dosis media en corazón

5.3. Anillos concéntricos

5.3. Anillos concéntricos para caída de dosis

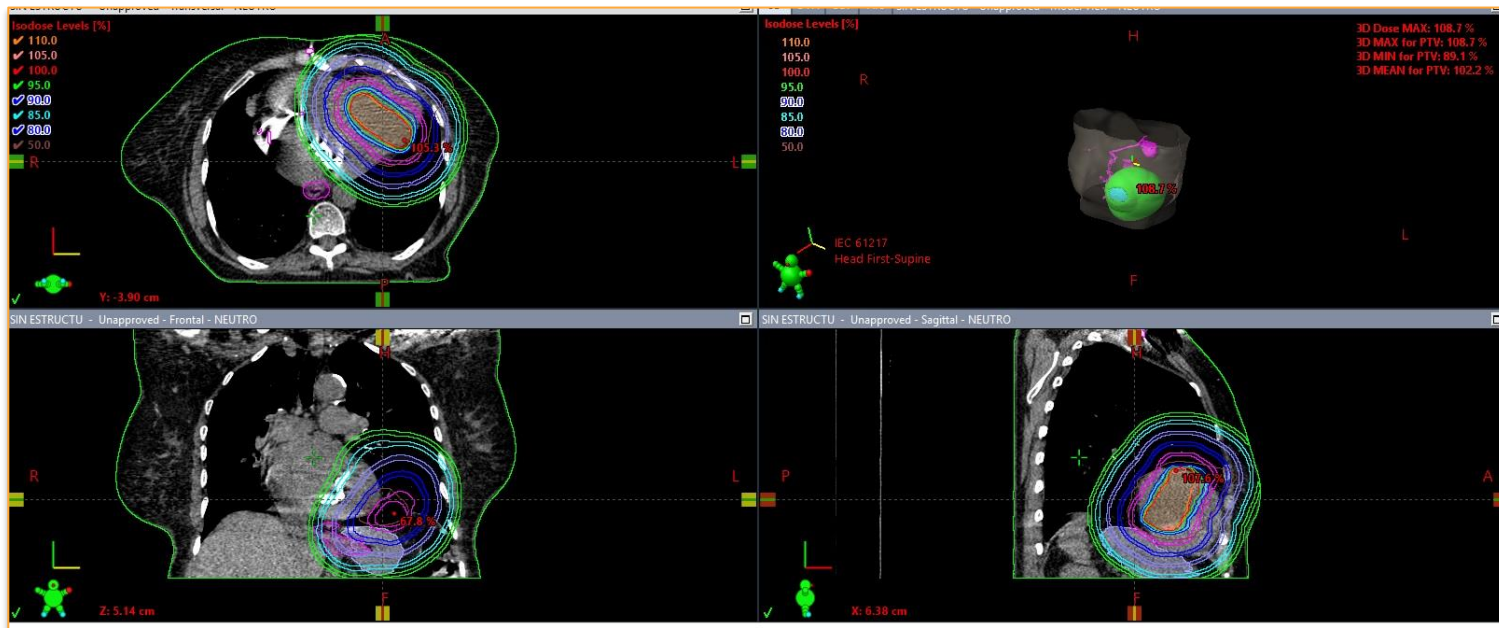


Figura 15. Anillos o cascarones concéntricos

5.3. Efecto de usar anillos

En el PTV no se observa una diferencia importante en los parámetros dado que el criterio de planeación era obtener el mismo efecto sobre el PTV y observar el efecto sobre las demás estructuras.

	IH	CI	inver C padd
Con Anillos	0,10	1,01	1,17
Sin anillos	0,11	1,00	1,17

Tabla 1. Parámetros PTV con y sin anillos

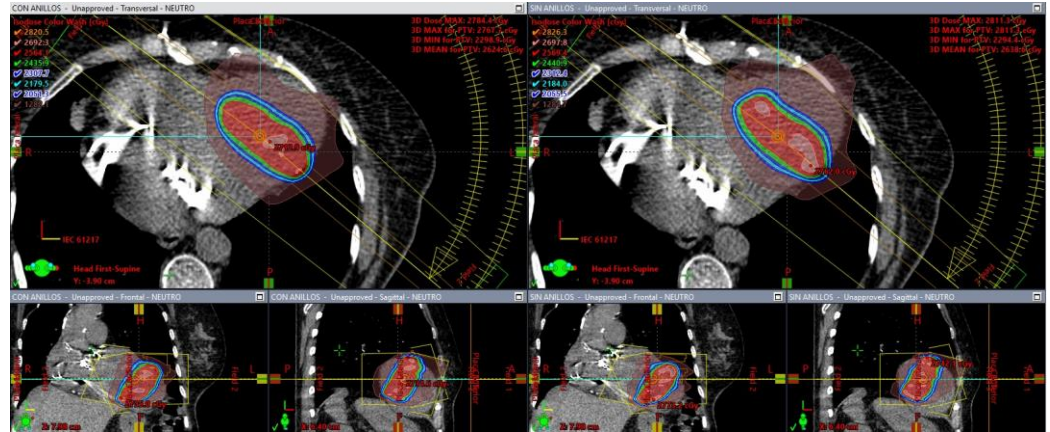
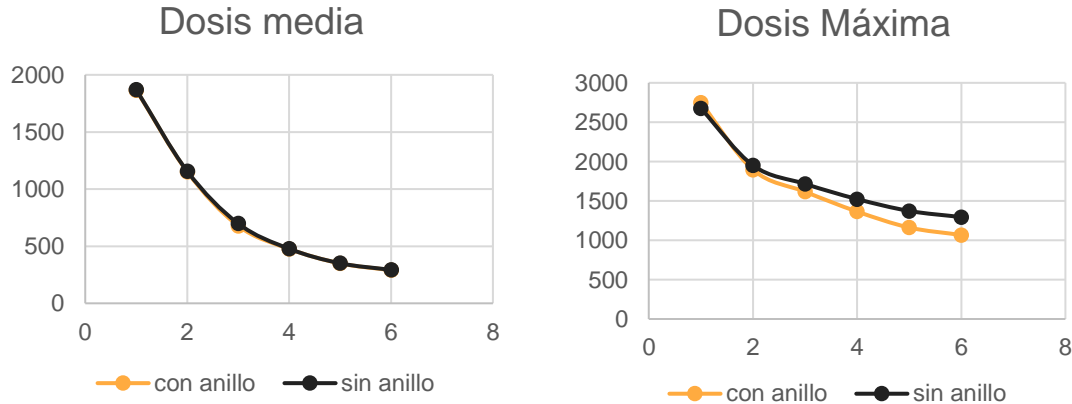


Figura 16. comparación con anillos vs sin anillos

5.3. Efecto de usar anillos

En la Figura 10 se puede observar el beneficio en la dosis máxima fuera del PTV al optimizar con los anillos.



Caída de dosis (Gy/cm)	
con anillo	3,7
sin anillo	3,0

Tabla 3. Caída de dosis máxima fuera del PTV con y sin anillos

Figura 17. comparación con anillos vs sin anillos, izquierda: dosis media, derecha: dosis máxima

5.3. Efecto anillos en el corazón

En el corazón no es posible cumplir las restricciones de dosis dado que el PTV se encuentra de él, por tanto veamos los siguientes parámetros.

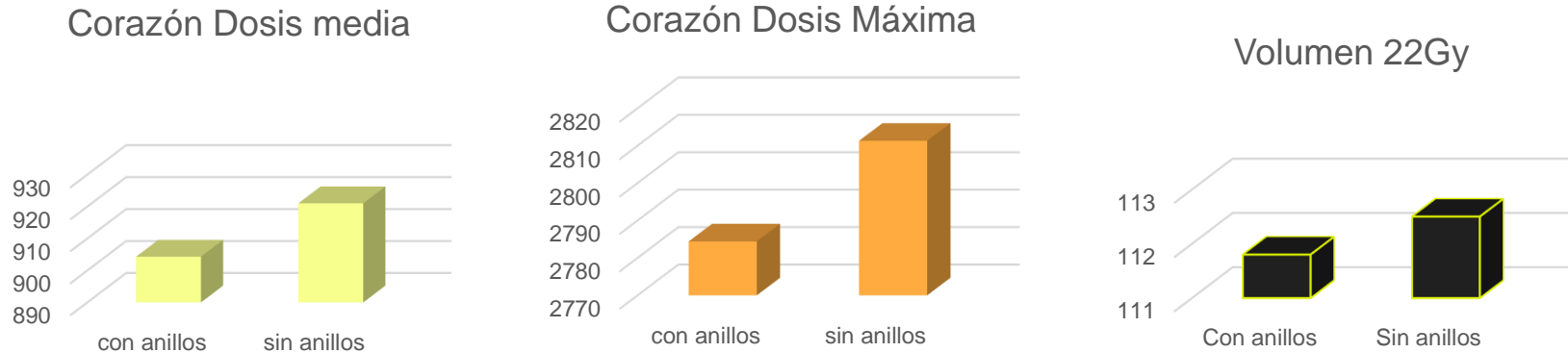


Figura 18. Diagramas de bloques para corazón, con y sin anillos, de izquierda a derecha: dosis media, dosis máxima y volumen de 22Gy

6. Análisis Gamma

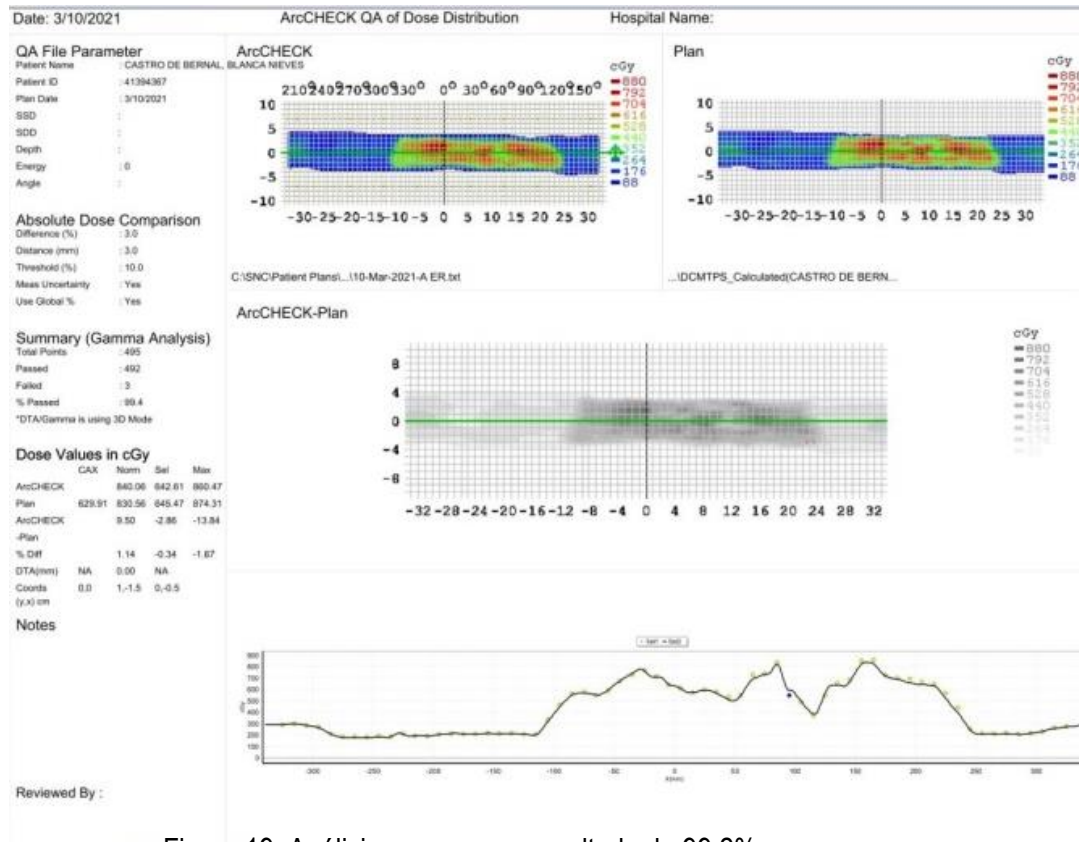


Figura 19. Análisis gamma con resultado de 99,2%

7. Ejecución de tratamiento

Align RT



Figura 20. Equipo de radioterapia y Align RT

Inmovilización

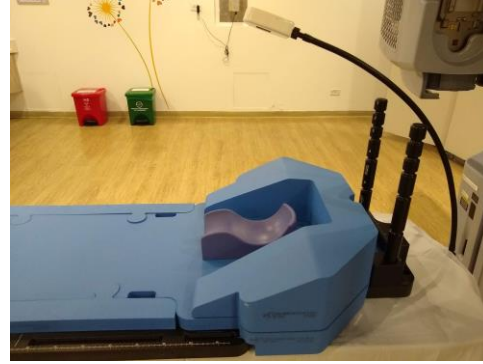


Figura 21. Sistema de inmovilización

Verificación de la posición

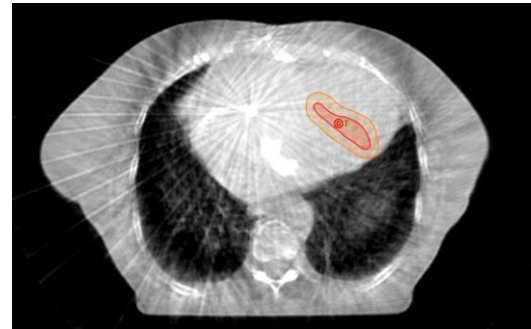


Figura 22. Verificación de posición

Monitoreo intra-fracción

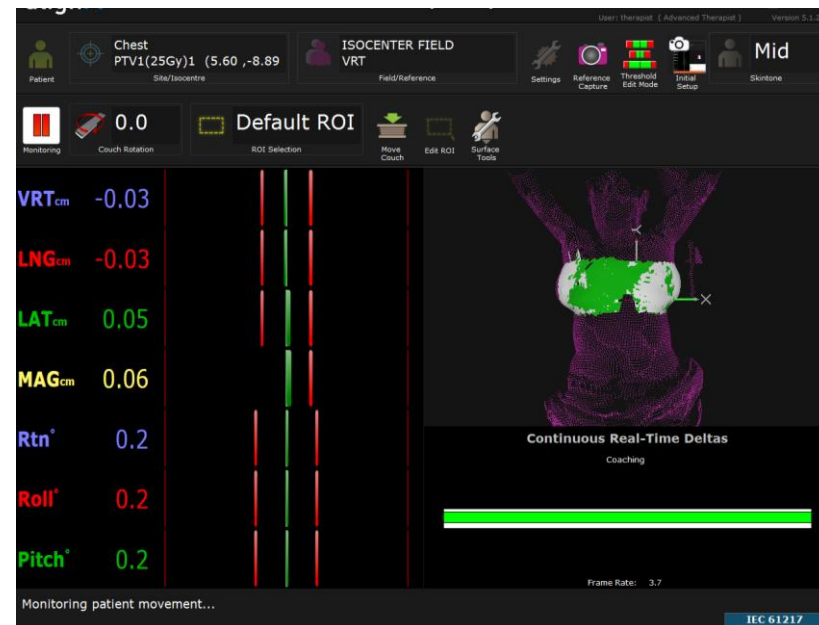
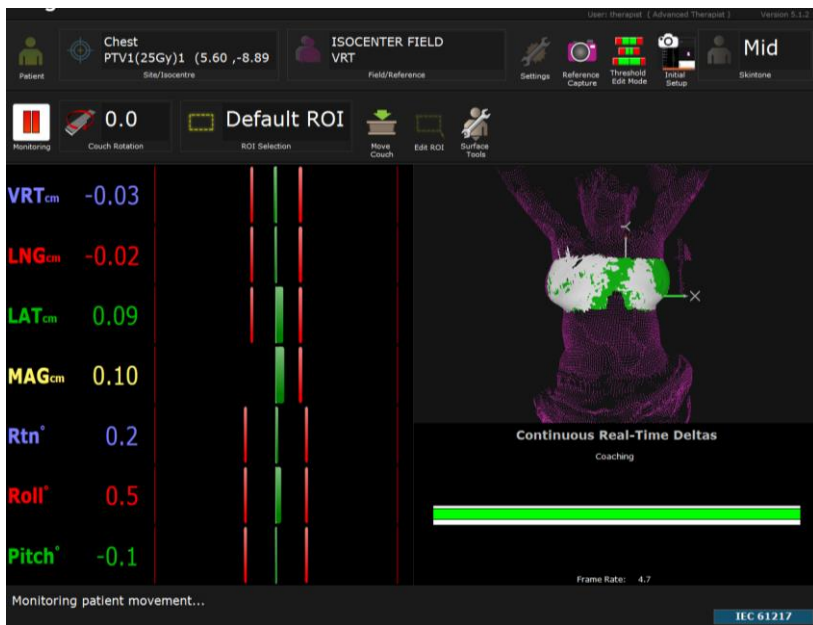


Figura 23. Monitoreo intra-fracción usando Align RT

Duración del tratamiento

- Paciente ingresa a la sala: ~12:03
- Inicio posicionamiento (CBCT): 12:11:57
- Inicio irradiación: 12:27:16
- Fin irradiación: 12:37:00
- Finalización del tratamiento: ~12:45

Tiempo Irradiación: 9 minutos y 10 segundos

- Campo 1: 182 Segundos
- Campo 2: 159 Segundos
- Campo 3: 209 Segundos

Tiempo Puerta-Puerta: aproximadamente 42 minutos

Conclusiones

- Es fundamental conocer la fundamentación física para realizar SBRT.
- El uso de estructuras auxiliares y anillos concéntricos hizo posible cumplir las restricciones de dosis.
- El monitoreo intra-fracción hace posible la ejecución de tratamiento con precisión de decimas de milímetro

Referencias

1. *Journal of the ICRU Volume 14 No 2 2014, Report 91, Published by Oxford University Press*
2. *TECHNICAL REPORTS SERIES No. 483 DOSIMETRY OF SMALL STATIC FIELDS USED IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2017*
3. *Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101*
4. *Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83*
5. *Niemierko A. A generalized concept of equivalent uniform dose (EUD). Medical Physics. 1999;26(6):1100 [abstract]*
6. *Li X, Alber M, Deasy J, Jackson A, Jee K, et al. The use and QA of biologically related models for treatment planning: Short report of the TG-166 of the therapy physics committee of the AAPM. Med Phys. 2012;(39):1386–1409.*

Muchas gracias!!!!