



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO DE FÍSICA MÉDICA

EVALUACIÓN RETROSPECTIVA DE CINCO
TÉCNICAS DE PLANIFICACIÓN, PARA
RADIOTERAPIA 3D CONFORMADA Y DE
INTENSIDAD MODULADA PARA LA
OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO DE CÁNCER
DE MAMA, EN POSICIÓN PRONA Y SUPINO

Trabajo de grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
por el Lic. Héctor Enrique Rodríguez Alberto para optar por el Título de
Magíster Scientiarum en Ciencias Mención Física Médica
Tutor: M.Sc. Jesús Romero

19 de Julio de 2017



VEREDICTO

Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo de Grado presentado por: **HECTOR ENRIQUE RODRIGUEZ ALBERTO**, Cédula de identidad N°. 15.118.407, bajo el título **"EVALUACIÓN RETROSPECTIVA DE CINCO TÉCNICAS DE PLANIFICACIÓN, PARA RADIOTERAPIA 3D CONFORMADA Y DE INTENSIDAD MODULADA PARA LA OPTIMIZACIÓN DEL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA, EN POSICIÓN PRONA Y SUPINO"** a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **19 de JULIO de 2017** a las **10:30 a.m.**, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la **Sala de seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el autor, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado se establece un punto de partida para la estandarización del abordaje de los tratamientos de cáncer de mama con las técnicas mencionadas usando como parámetro el índice de conformación.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **19 días** del mes de **Julio** del año **2017**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador del jurado** el **M.Sc. Jesús Romero (GURVE)**.

M.Sc. Deivis Errada
C.I. 15710204
UCV

M.Sc. Iván Escalona
C.I. 2979202
UCV

M.Sc. Jesús Romero
C.I. 13309305
GURVE
Tutor

ep. 19/07/2017



RESUMEN

La radioterapia tiene un papel fundamental en la lucha contra el cáncer de mama y se ha establecido firmemente como una terapéutica efectiva en el tratamiento conservador, como tratamiento adyuvante pos-mastectomía y en el manejo de recidivas loco-regionales. Es un tratamiento que se viene utilizando desde hace un siglo, y ha evolucionado con los avances científicos de la Física, de la Oncología y de los sistemas de computación, mejorando tanto los equipos como la precisión. Esto ha permitido el implemento de nuevas modalidades que permiten mejorar la entrega del tratamiento radiante. La evaluación retrospectiva que se llevó a cabo en este trabajo de grado permitió caracterizar cada una de las técnicas de modulación de dosis y determinar diversos parámetros que tendrán el fin de poder, en función del tipo y posición de la mama, escoger la técnica de modulación que mejor entregue el tratamiento radiante, respetando criterios de reproducibilidad, protección de órganos a riesgo y tiempo de irradiación. La **población** usada fueron las imágenes de las pacientes del servicio de radioterapia oncología GURVE ubicado en el instituto médico la floresta. En total se usaron para la muestra 92 tomografías distribuidas en diversos grupos. **Resultados:** Para mamas preservadas la técnica de campo en campo usada con energía de 6X presento excelentes resultados, 5% menos de irradiación a órganos a riesgo (OA) presentes, a medida que la sección eficaz del campo disminuye, es decir, se vuelve más pared costal el compensador electrónico se vuelve una técnica más eficiente, casos especiales requieren técnicas de V-MAT para salvaguardar los OA.

Palabras claves: mama, pared costal conformada tridimensional, IMRT, V-MAT, campo en campo, compensador electrónico, índice de conformación.

*Dedicado a pastorita, quien fuese en vida un
motor que día a día nos impulsaba a ir más
allá. Hasta siempre*

AGRADECIMIENTOS

- A la Universidad Central de Venezuela UCV la casa que vence las sombras.
- A mis compañeros de trabajo por su apoyo y aporte técnicos.
- A la unidad de radioterapia oncología GURVE quien diariamente contribuye en mi formación profesional.

CONTENIDO

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	XXI
---------------------------	-----

INTRODUCCIÓN	XXIII
--------------	-------

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS	29
----------------------	----

1.1. RADIACIÓN	29
----------------	----

1.1.1. Tipos de Radiación	29
---------------------------	----

1.1.2. Radiaciones ionizantes	30
-------------------------------	----

1.2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA	30
---	----

1.2.1. Dispersión Thomson	31
---------------------------	----

1.2.2. Efecto Fotoeléctrico	31
-----------------------------	----

1.2.3. Efecto Compton	33
-----------------------	----

1.2.4. Producción de pares	33
----------------------------	----

1.3. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS IMPORTANTES	35
--	----

1.3.1. Fluencia de fotones	35
----------------------------	----

1.3.2. Dosis Absorbida	36
------------------------	----

1.4. RADIOTERAPIA	36
-------------------	----

1.4.1. Radioterapia de haz externo o tele-terapia	36
---	----

1.4.2. Técnicas de 3D-CRT para tratamientos radiantes	38
---	----

1.4.2.1. Filtros con cuña	38
---------------------------	----

1.4.2.2. Filtros con cuñas dinámicas	40
--------------------------------------	----

1.4.2.3. Compensador Electrónico	41
----------------------------------	----

1.4.2.4. Campo en Campo (Field in Field)	42
--	----

1.4.3. Técnicas de intensidad modulada para tratamientos radiantes	44
--	----

1.4.3.1. Radioterapia de intensidad modulada IMRT	45
---	----

1.4.3.2. Radioterapia con Arcos Volumétricos modulados o por sus siglas en inglés (VMAT)	48
--	----

CAPÍTULO II

CÁNCER DE MAMA	53
----------------	----

2.1. GLÁNDULA MAMARIA	53
-----------------------	----

2.1.1. Anatomía de la mama	54
----------------------------	----

2.2. CÁNCER DE MAMA	55
---------------------	----

2.2.1. Epidemiología de la enfermedad	55
---------------------------------------	----

2.2.2. Tipos de cáncer de mama	56
--------------------------------	----

2.2.2.1. Carcinoma Ductal In Situ (CDIS)	57
--	----

2.2.2.2. Carcinoma Lobulillar In Situ (CLIS)	57
--	----

2.2.2.3. Carcinoma Invasivo	57
-----------------------------	----

2.2.2.4. Enfermedad de Paget	57
------------------------------	----

2.2.3. Procedimientos de Diagnostico	58
--------------------------------------	----

2.2.3.1. Mamografía	58
---------------------	----

2.2.3.2. Ecografía	59
--------------------	----

2.2.3.3.	Resonancia Magnética	60
2.3.	TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA	60
2.3.1.	Cirugía	62
2.3.2.	Quimioterapia	63
2.3.3.	Radioterapia	64
2.3.3.1.	Aspectos Técnicos de la Radioterapia en tratamiento preservador	65
2.3.3.2.	Aspectos técnicos de la radioterapia en tratamientos de Post-mastectomía	70
CAPITULO III		
MATERIALES Y EQUIPOS		75
3.1.	EMISORES DE RADIACIÓN	75
3.1.1.	Clinac 2100 C/D	76
3.1.2.	Clinac 600C	77
3.2.	SISTEMA DE PLANIFICACIÓN	78
3.2.1.	Herramientas para la optimización y cálculo de la distribución de la dosis	78
3.3.	ÍNDICES DE CONFORMACIÓN	79
3.3.1.	Índice de conformación de la RTOG	79
3.4.	HETEROGENEIDAD DE UN PLAN DE TRATAMIENTO	80
3.5.	HISTOGRAMA DOSIS VOLUMEN	80
CAPITULO IV		85
POBLACION Y RESULTADOS DE LOS CASOS		85
4.1.	POBLACIÓN	85
4.2.	CASOS EVALUADOS	86
4.2.1.	Casos de mama prono	86
4.2.2.	Casos de mama supino derecha	88
4.2.3.	Casos de mama supino izquierda	89
4.2.4.	Casos de pared costal derecha	90
4.2.5.	Casos de pared costal izquierda	91
4.2.6.	Casos especiales	92
CAPITULO V		
ANALISIS DE LOS CASOS		95
5.1.	CASOS DE MAMA PRONO	95
5.1.1.	Índice de conformación	95
5.1.2.	Porcentaje de heterogeneidad	96
5.1.3.	Exposición de órganos a riesgo	97
5.2.	CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA	99
5.2.1.	Índice de conformación	99
5.2.2.	Porcentaje de heterogeneidad	99
5.2.3.	Exposición de órganos a riesgo	101
5.3.	CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA	103

5.3.1.	Índice de conformación	103
5.3.2.	Porcentaje de heterogeneidad	104
5.3.3.	Órganos a riesgo	105
5.4.	CASOS DE PARED COSTAL DERECHA	108
5.4.1.	Índice de conformación	108
5.4.2.	Porcentaje de heterogeneidad	108
5.4.3.	Órganos a riesgo	110
5.5.	CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA	112
5.5.1.	Índice de conformación	112
5.5.2.	Porcentaje de heterogeneidad	113
5.5.3.	Órganos a riesgo	115
5.6.	CASOS ESPECIALES	116
5.6.1.	Porcentaje de heterogeneidad	117
5.6.2.	Órganos a riesgo	118
CAPÍTULO VI		
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		123
6.1.	CASOS DE MAMA PRONO	123
6.2.	CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA	123
6.3.	CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA	124
6.4.	CASOS DE PARED COSTAL DERECHA	125
6.5.	CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA	126
6.6.	CASOS ESPECIALES	126
ANEXOS		131
A.	SOPORTES INMOVILIZADORES	131
B.	MAMA DERECHA	132
C.	MAMA IZQUIERDA	132
D.	MAMA PRONO	133
E.	PARED COSTAL DERECHA	133
F.	PARED COSTAL IZQUIERDA	134
G.	CASOS ESPECIALES	134

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 TIPOS DE RADIACIONES IONIZANTES	30
FIGURA 2 EFECTO THOMSON.....	31
FIGURA 3 EFECTO FOTOELÉCTRICO.....	32
FIGURA 4 EFECTO COMPTON.....	33
FIGURA 5 PRODUCCIÓN DE PARES.....	34
FIGURA 6 PROBABILIDAD DE PRODUCCIÓN DE LOS EFECTOS.....	35
FIGURA 7 ESQUEMA DE UN HISTOGRAMA DOSIS VOLUMEN	38
FIGURA 8 CUÑA FÍSICA DE 60 GRADOS.....	39
FIGURA 9 CURVAS DE ISODOSIS CON UN FILTRO CUÑA.....	39
FIGURA 10 SECUENCIA DE PASOS PARA EL IMPLEMENTO DE CUÑAS DINÁMICAS.....	40
FIGURA 11 SECUENCIA DE LOS COLIMADORES MULTILÁMINAS PARA EL USO DEL COMPENSADOR ELECTRÓNICO ...	41
FIGURA 12 EDITOR DE FLUENCIA PARA EL COMPENSADOR ELECTRÓNICO.....	42
FIGURA 13 CAMPO A TANGENCIAL CONFORMADO DE MAMA, LA ZONA ROJA DEMARCADA EN LA IMAGEN DENOTA LA ZONA HETEROGÉNEA CORRESPONDIENTE AL 130 % DE LA DOSIS PARA ESTE CASO	43
FIGURA 14 VISTA AXIAL DE COMO EL MLC CUBRE TODA LA ZONA HETEROGÉNEA EN EL SUB CAMPO A.....	43
FIGURA 15 MODULACIÓN DEL PESO DE LOS SUB CAMPOS EN TÉCNICA DE FIELD IN FIELD	44
FIGURA 16 DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA DOSIS EN PLANO AXIAL UTILIZANDO TÉCNICA DE 3D-CRT CON CUATRO CAMPOS DE FOTONES DE 18MV EN EL TRATAMIENTO POSTOPERATORIO DE UN CARCINOMA DE ENDOMETRIO. OBSÉRVESE QUE LA DISTRIBUCIÓN DE LA DOSIS NO POSEE LA FORMA CÓNCAVA DEL VOLUMEN BLANCO, EL CUAL ESTÁ DELIMITADO POR LA LÍNEA ROJA (PTV). LOS COLORES INDICAN LA INTENSIDAD DEL GRADIENTE DE DOSIS DONDE ROJO ES LA ZONA DEL 100 % DE LA DOSIS PRESCRIPTA Y DESCIENDE PAULATINAMENTE A LA ZONA AZUL CON VALORES DEL 10 % DE LA DOSIS	45
FIGURA 17 ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN PARA IMRT.....	47
FIGURA 18 MODULACIÓN DE LA INTENSIDAD DEL HAZ DE TRATAMIENTO MEDIANTE EL COLIMADOR MULTI-LAMINAS	47
FIGURA 19 VISTA DE UN CAMPO ANTERIOR Y MODULACIÓN VIRTUAL DEL COLIMADOR MULTILÁMINAS	48
FIGURA 20 DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA DOSIS EN PLANO AXIAL UTILIZANDO TÉCNICA DE RTIM CON SIETE CAMPOS DE FOTONES DE 6MV EN EL TRATAMIENTO RADIANTE DE UN CARCINOMA DE ENDOMETRIO	48
FIGURA 21 DISTRIBUCIÓN DE DOSIS CUANDO SE APLICA LA TÉCNICA DE VMAT, EN EL ESQUEMA SE APRECIA LA SIMULACIÓN VIRTUAL DEL RECORRIDO DE LOS ARCOS PARCIALES.	50
FIGURA 22 GLÁNDULA MAMARIA Y SU UBICACIÓN EN EL CUERPO HUMANO	53
FIGURA 23 ANATOMÍA DE LOS SENOS.....	54
FIGURA 24 ESTUDIO DE MAMOGRAFÍA, LA FIGURA A ES UNA PROYECCIÓN MEDIO OBLICUA LATERAL, LA FIGURA B PROYECCIÓN CRÁNEO CAUDAL	59
FIGURA 25 ECOGRAFÍA MAMARIA QUE MUESTRA LESIÓN HIPOECOICA EN CUADRANTE SUPERIOR EXTERNO DE LA MAMA IZQUIERDA.	60
FIGURA 26 LOCALIZACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN EN EL TEJIDO MAMARIO AFECTO. LA DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA DOSIS ESTÁ REPRESENTADA POR DIFERENTES TONALIDADES DE COLORES CUYOS VALORES PUEDEN OBSERVARSE EN LA COLUMNA DE LA IZQUIERDA.....	65
FIGURA 27 CAMPO REDUCIDO AL LECHO TUMORAL (BOOST).....	66
FIGURA 28 CAMPO DE FOSA SUPRA-CLAVICULAR. LA IMAGEN A REPRESENTA LA RADIOGRAFÍA DIGITALMENTE RECONSTRUIDA (DRR) DONDE SE PUEDE APRECIAR LOS NIVELES GANGLIONARES EN COLOR AZUL Y ROSADO, LA ESTRUCTURA DE NEGRO REPRESENTA EL CARTÍLAGO CRICOIDES, LA IMAGEN B ES LA PLACA DE LOCALIZACIÓN DEL CAMPO	66

FIGURA 29 VISTA DE LA PROYECCIÓN DEL HAZ (BEAM'S EYE VIEW) DEL CAMPO DE LA FOSA SUPRA-CLAVICULAR (A) Y DEL TANGENCIAL INTERNO (B). SE COLOCARON MARCADORES FIDUCIARIOS ALREDEDOR DEL CONTORNO DE LA MAMA. TÉCNICA DE TRATAMIENTO ISOCÉNTRICA.	67
FIGURA 30 IMÁGENES DIGITALES DE LOCALIZACIÓN DE LOS CAMPOS TANGENCIALES DE TRATAMIENTO. (A) TANGENCIAL INTERNO, (B) TANGENCIAL EXTERNO	68
FIGURA 31 DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN PLANO AXIAL DEL CAMPO SUPRACLAVICULAR (A) Y EN PLANO SAGITAL DE LOS CAMPOS TANGENCIALES DE LA PACIENTE ANTERIOR (B). SE OBSERVA LA ANGULACIÓN DEL CAMPO SUPRACLAVICULAR DE MANERA DE INCLUIR LOS GANGLIOS Y EXCLUIR LA MÉDULA ESPINAL, ESTE CAMPO SE TRATA CON TÉCNICA DE HAZ CENTRAL LA DISTRIBUCIÓN PORCENTUAL DE LA DOSIS ESTÁ REPRESENTADA POR DIFERENTES TONALIDADES DE COLORES CUYOS VALORES PUEDEN OBSERVARSE EN LA COLUMNA DE LA IZQUIERDA	68
FIGURA 32 PACIENTE EN POSICIÓN DE TRATAMIENTO CON EL SOPORTE DE MAMA PRONO, PARA LA REALIZACIÓN DE LA TC. (A) PLAN DE TRATAMIENTO CON FOTONES DE 6 MV Y 3D-CRT DE LA MISMA PACIENTE EN POSICIÓN DECÚBITO PRONO (B)	69
FIGURA 33 DRR (A) E IMAGEN DIGITAL DE LOCALIZACIÓN DE LOS CAMPOS TANGENCIALES (B), POSICIÓN DE TRATAMIENTO EN DECÚBITO PRONO.....	70
FIGURA 34 ESQUEMA DEL INTERIOR DEL CABEZAL DE UN ACELERADOR CLINAC DE VARIAN MEDICAL SYSTEMS PARA RADIOTERAPIA EXTERNA.	76
FIGURA 35 CLINAC 2100C/D U.R.O GURVE	77
FIGURA 36 CLINAC 600C	77
FIGURA 37 DVH TÍPICO EN UN PLAN DE TRATAMIENTO RADIANTE, EN ROJO SE APRECIA LA ESTRUCTURA BLANCO MIENTRAS QUE EN AZUL, MORADO GRIS ETC. LAS ESTRUCTURAS QUE SE QUIEREN PROTEGER.....	81
FIGURA 38 SOPORTE DE MAMA PRONO. TABLA DE BELLY BOARD USADO EN U.R.O GURVE	131
FIGURA 39 SOPORTE DE MAMA SUPINO USADO EN U.R.O GURVE	131
FIGURA 40 CORTE AXIAL DEL TRATAMIENTO RADIANTE DE UNA PACIENTE DE MAMA DERECHA EN POSICIÓN SUPINO CON TÉCNICA DE CUÑA FÍSICA.....	132
FIGURA 41 CORTE AXIAL DEL TRATAMIENTO RADIANTE DE UNA PACIENTE DE MAMA DERECHA EN POSICIÓN SUPINO CON TÉCNICA DE IMRT.....	132
FIGURA 42 CORTE AXIAL DEL TRATAMIENTO RADIANTE DE UNA PACIENTE DE MAMA IZQUIERDA EN POSICIÓN SUPINO CON TÉCNICA DE CAMPO EN CAMPO	132
FIGURA 43 TRATAMIENTO RADIANTE A MAMA IZQUIERDA DE UN PACIENTE EN POSICIÓN PRONO CON TÉCNICA DE CUÑA DINÁMICA.....	133
FIGURA 44 TRATAMIENTO RADIANTE EN PARED COSTAL DERECHA CON TÉCNICA DE CUÑA DINÁMICA. CUADRO A PLANO AXIAL, CUADRO B PLANO SAGITAL	133
FIGURA 45 TRATAMIENTO RADIANTE EN PARED COSTAL IZQUIERDA CON TÉCNICA DE CUÑA DINÁMICA. CUADRO A PLANO AXIAL, CUADRO B PLANO SAGITAL	134
FIGURA 46 CASO ESPECIAL DE PARED COSTAL. LA FIGURA A ES EL CORTE AXIAL LA FIGURA B ES EL CORTE SAGITAL. EL CONTORNO ROJO REPRESENTA EL VOLUMEN BLANCO MIENTRAS QUE EN AMARILLO Y AZUL ESTÁN REPRESENTADOS EL CORAZÓN Y EL PULMÓN IPSILATERAL RESPECTIVAMENTE.....	134
FIGURA 47 VISUALIZACIÓN EN ESCALA DE COLORES DE LA DOSIS IMPARTIDA POR DISTINTOS PLANES DE TRATAMIENTO REPRESENTADOS EN EL PLANO SAGITAL DE UN PACIENTE DE CASO ESPECIAL. LA FIGURA A REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN V-MAT, LA FIGURA B REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN CONFORMADO DE CUÑAS FÍSICAS. EN LA ESCALA DE COLORES EL ROJO REPRESENTA LA ZONA DE 100 % DE DOSIS Y VA DISMINUYENDO HASTA LLEGAR AL COLOR AZUL QUE REPRESENTA LA DOSIS DEL 10 %	135
FIGURA 48 VISUALIZACIÓN EN ESCALA DE COLORES DE LA DOSIS IMPARTIDA POR DISTINTOS PLANES DE TRATAMIENTO REPRESENTADOS EN EL PLANO AXIAL DE UN PACIENTE DE CASO ESPECIAL. LA FIGURA A REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN CONFORMADO DE CUÑAS FÍSICAS, LA FIGURA B REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN V-MAT. EN LA ESCALA DE COLORES EL ROJO REPRESENTA	

LA ZONA DE 100 % DE DOSIS Y VA DISMINUYENDO HASTA LLEGAR AL COLOR AZUL QUE REPRESENTA LA DOSIS DEL 10 %.....	135
FIGURA 49 VISUALIZACIÓN EN ESCALA DE COLORES DE LA DOSIS IMPARTIDA POR DISTINTOS PLANES DE TRATAMIENTO REPRESENTADOS EN EL PLANO CORONAL DE UN PACIENTE DE CASO ESPECIAL. LA FIGURA A REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN CONFORMADO DE CUÑAS FÍSICAS, LA FIGURA B REPRESENTA LA DOSIS IMPARTIDA POR UN PLAN V-MAT. EN LA ESCALA DE COLORES EL ROJO REPRESENTA LA ZONA DE 100 % DE DOSIS Y VA DISMINUYENDO HASTA LLEGAR AL COLOR AZUL QUE REPRESENTA LA DOSIS DEL 10 %.....	
	136

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1 CLASIFICACIÓN DE LA ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS) DEL CARCINOMA DE MAMA (20)	56
TABLA 2 CLASIFICACIÓN GENERAL DE LOS ESTADIOS PARA EL CÁNCER DE MAMA	61
TABLA 3 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA PRONO DERECHA	87
TABLA 4 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA PRONO IZQUIERDA	87
TABLA 5 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA SUPINO DERECHA CON ENERGÍA DE 4X	88
TABLA 6 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA SUPINO DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	88
TABLA 7 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA SUPINO IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 4X	89
TABLA 8 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA MAMA SUPINO IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 6X	89
TABLA 9 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA PARED COSTAL DERECHA CON ENERGÍA DE 4X	90
TABLA 10 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA PARED COSTAL DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	90
TABLA 11 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA PARED COSTAL IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 4X	91
TABLA 12 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA PARED COSTAL IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 6X	91
TABLA 13 COMPARATIVA DE LOS DATOS OBTENIDOS PROMEDIADOS PARA CASOS ESPECIALES	92
TABLA 14 VALORES OBTENIDOS DEL ÍNDICE DE CONFORMACIÓN Y LA DESVIACIÓN ESTÁNDAR OBTENIDA DE ELLOS	95
TABLA 15 COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ENERGÍA PARA EL ÍNDICE DE CONFORMACIÓN EN TÉCNICAS 3D EN MAMAS DERECHAS	99
TABLA 16 COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ENERGÍA PARA EL ÍNDICE DE CONFORMACIÓN EN TÉCNICAS 3D EN MAMAS IZQUIERDAS	103
TABLA 17 COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ENERGÍA PARA EL ÍNDICE DE CONFORMACIÓN EN TÉCNICAS 3D EN PAREDES COSTALES DERECHAS	108
TABLA 18 COMPARACIÓN DEL EFECTO DE LA ENERGÍA PARA EL ÍNDICE DE CONFORMACIÓN EN TÉCNICAS 3D EN PAREDES COSTALES IZQUIERDAS	113

ÍNDICE DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 DISTRIBUCIÓN DE LA MUESTRA USADA PARA EL ANÁLISIS RETROSPECTIVO	85
GRÁFICO 2 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD PARA EL ANÁLISIS DE MAMA PRONO EN FUNCIÓN DE LAS TÉCNICAS ANALIZADAS. F IN F SE REFIERE A LA TÉCNICA DE FIELD IN FIELD.	96
GRÁFICO 3 VARIACIÓN DE LOS VALORES DEL V_{20} PARA EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LAS TÉCNICAS ANALIZADAS. F IN F SE REFIERE A LA TÉCNICA DE FIELD IN FIELD O CAMPO EN CAMPO	97
GRÁFICO 4 VARIACIÓN DE LOS VALORES DEL V_{20} PARA EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LAS TÉCNICAS ANALIZADAS. F IN F SE REFIERE A LA TÉCNICA DE FIELD IN FIELD O CAMPO EN CAMPO	98
GRÁFICO 5 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 4X EN MAMAS DERECHAS	100
GRÁFICO 6 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 6X EN MAMAS DERECHAS	100
GRÁFICO 7 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	101
GRÁFICO 8 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA CON ENERGÍA DE 4X	102
GRÁFICO 9 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	102
GRÁFICO 10 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 4X EN MAMAS IZQUIERDAS SUPINO	104
GRÁFICO 11 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 6X EN MAMAS IZQUIERDAS SUPINO	104
GRÁFICO 12 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 6X	106
GRÁFICO 13 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 4X	106
GRÁFICO 14 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 6X	107
GRÁFICO 15 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 4X EN PAREDES COSTALES DERECHAS	109
GRÁFICO 16 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 6X EN PAREDES COSTALES DERECHAS	109
GRÁFICO 17 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	111
GRÁFICO 18 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL DERECHA CON ENERGÍA DE 4X	111
GRÁFICO 19 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL DERECHA CON ENERGÍA DE 6X	112
GRÁFICO 20 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 4X EN PAREDES COSTALES IZQUIERDAS	113
GRÁFICO 21 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA ENERGÍA DE 6X EN PAREDES COSTALES IZQUIERDAS	114
GRÁFICO 22 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 6X	115
GRÁFICO 23 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 4X	115

GRÁFICO 24 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA CON ENERGÍA DE 4X.....	116
GRÁFICO 25 VARIACIÓN DEL PORCENTAJE DE HETEROGENEIDAD PARA LOS CASOS ESPECIALES EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA CON ENERGÍA DE 6X.....	117
GRÁFICO 26 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL CORAZÓN EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS ESPECIALES CON ENERGÍA DE 6X	118
GRÁFICO 27 VARIACIÓN DEL VALOR V_{20} EN EL PULMÓN IPSILATERAL EN FUNCIÓN DE LA TÉCNICA PARA CASOS ESPECIALES CON ENERGÍA DE 6X.....	118

JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El cáncer de mama es la proliferación maligna más común en las mujeres, siendo responsable del 14% de todas las muertes por cáncer en el sexo femenino y la quinta causa de muerte por cáncer en ambos sexos (6). En Venezuela en el 2002 fue la segunda causa más frecuente de cáncer en las mujeres, con incidencia registrada del 16% de todas las neoplasias malignas (1), actualmente es la primera causa de muerte en el país seguido por el cáncer de cuello uterino.

La radioterapia tiene un papel fundamental en la lucha contra el cáncer de mama y se ha establecido firmemente como una terapéutica efectiva en el tratamiento conservador, como tratamiento adyuvante pos-mastectomía y en el manejo de recidivas loco-regionales.

La radioterapia es un tratamiento que se viene utilizando desde hace un siglo, y ha evolucionado con los avances científicos de la Física, de la Oncología y de los sistemas de computación, mejorando tanto los equipos como la precisión.(10) Esto ha permitido el implemento de nuevas modalidades que permiten mejorar la entrega del tratamiento radiante, el campo tangencial sin conformación y con cálculo puntual o bidimensional ha evolucionado progresivamente hasta tratamientos conformados 3D y diversas técnicas que permiten modular las curvas de isodosis¹ con el fin de entregar toda la dosis y comprometer lo menos posible los tejidos circundantes.

La evaluación retrospectiva que se llevará a cabo en este trabajo de grado permitirá caracterizar cada una de las técnicas de modulación de dosis y determinar diversos parámetros que tendrán el fin de poder, en función del tamaño y posición de la mama escoger la técnica de modulación que mejor

¹Lugar geométrico de todos los puntos que tienen igual dosis o los mismos valores de tasa de dosis sobre una sección plana de un medio irradiado

entregue el tratamiento radiante, respetando criterios de reproducibilidad, protección de órganos a riesgo y tiempo de irradiación.

OBJETIVOS GENERALES

El objetivo principal es determinar cuál o cuáles técnicas favorecen al tratamiento radiante cuando es aplicado a la glándula mamaria, utilizando el índice de conformación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar la homogeneidad y puntos de máxima dosis de las cinco técnicas para una sola energía.
- b) Verificar si la energía es un factor determinante para el uso de alguna técnica de radioterapia conformada 3D.
- c) Comparar la dosis que reciben los órganos a riesgo con las cinco técnicas.
- d) Determinar los factores que puedan perturbar o imposibilitar el uso de alguna técnica o modalidad.
- e) Determinar técnica o técnicas ideales para los distintos tipos de mamas.

INTRODUCCIÓN

Según la OMS (Organización Mundial de la Salud), el cáncer es uno de los principales problemas de salud después de las enfermedades cardiovasculares.

El cáncer de mama es una proliferación maligna de las células epiteliales que revisten los conductos o lobulillos mamarios. Es una enfermedad clonal; donde una célula individual producto de una serie de mutaciones somáticas o de línea germinal adquiere la capacidad de dividirse sin control ni orden, haciendo que se reproduzca hasta formar un tumor. El tumor resultante, que comienza como anomalía leve, pasa a ser grave, invade tejidos vecinos y, finalmente, se propaga a otras partes del cuerpo.

Este es el tipo de neoplasia maligna más común en mujeres, siendo responsable del 14% de todas las muertes por cáncer en el sexo femenino y la quinta causa de muerte por cáncer en ambos sexos (6). En Venezuela, en el 2002, fue la segunda causa más frecuente de cáncer en mujeres, el grupo de edades más afectado en nuestro país está entre los 45 y 64 años (2).

Existen dos tipos principales de cáncer de mama. El carcinoma ductal infiltrante, que comienza en los conductos que llevan leche desde la mama hasta el pezón, es por mucho el más frecuente (aproximadamente el 80 % de los casos). El segundo lugar lo ocupa el carcinoma lobulillar infiltrante (10 a 12 % de los casos), que comienza en partes de las mamas llamadas lobulillos, que producen la leche materna. Los restantes tipos de cáncer de mama no superan en conjunto el 10 % de los casos.

Tratamiento

El tratamiento del cáncer de mama puede incluir:

- Cirugía
- Radioterapia
- Terapia biológica
- Terapia adyuvante
- Hormonoterapia

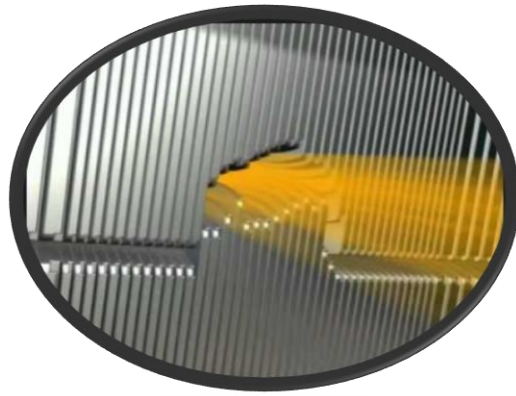
La radioterapia tiene un papel fundamental en el manejo del cáncer de mama y se ha establecido firmemente como una modalidad terapéutica efectiva en el tratamiento conservador, como tratamiento adyuvante post-mastectomía, en el manejo de recidivas loco-regionales y como un arma terapéutica efectiva en el tratamiento paliativo de las pacientes con enfermedad metastásica.

Para conformar la dosis en el tejido mamario blanco, en la Unidad de Radioterapia Oncológica GURVE (U.R.O GURVE) se cuenta con tres técnicas modernas de planificación para radioterapia 3D conformada, una de intensidad modulada (IMRT) por sus siglas en inglés y una de arcos modulados (V-MAT).

1. Cuñas físicas y dinámicas
2. Compensador electrónico
3. Intensidad modulada (IMRT)
4. Técnica de campo en campo (Field in Field)

5. Técnica de V-MAT (Rapid Arc)

En este trabajo el objetivo principal fue determinar cuál o cuáles técnicas favorecen la mejor alternativa al tratamiento radiante cuando es aplicado a la glándula mamaria, comparando las cinco técnicas en diversas tomografías de pacientes tratadas por cáncer de mama.



CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

- 1.1. Radiación
 - 1.1.1. Tipos de radiación
 - 1.1.2. Radiaciones ionizantes
- 1.2. Interacción de la radiación con la materia
 - 1.2.1. Dispersión Thomson
 - 1.2.2. Efecto fotoeléctrico
 - 1.2.3. Efecto Compton
 - 1.2.4. Producción de pares
- 1.3. Magnitudes dosimétricas importantes
 - 1.3.1. Fluencia de fotones
 - 1.3.2. Dosis Absorbida
- 1.4. Radioterapia
 - 1.4.1. Radioterapia de haz externo
 - 1.4.2. Técnicas de 3D-CRT para tratamientos radiantes
 - 1.4.2.1. Filtros con cuña
 - 1.4.2.2. Filtros con cuñas dinámicas
 - 1.4.2.3. Compensadores electrónicos
 - 1.4.2.4. Campo en Campo (Field in Field)
 - 1.4.3. Técnicas de intensidad modulada para tratamientos radiantes
 - 1.4.3.1. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)
 - 1.4.3.2. Radioterapia con Arcos Volumétricos Modulados (VMAT)

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Se presenta a continuación detalles de cómo la radiación interactúa a medida que atraviesa la materia, ya que este principio fundamental opera en cualquier tratamiento que involucre radiaciones ionizantes.

1.1. RADIACIÓN

La Radiación es el proceso de transmisión de ondas o partículas a través del espacio o de algún medio; el término también se emplea para las propias ondas o partículas. Las ondas y las partículas tienen muchas características comunes; no obstante, la radiación suele producirse predominantemente en una de las dos formas. La radiación mecánica corresponde a ondas que sólo se transmiten a través de la materia, como las ondas de sonido. La radiación electromagnética es independiente de la materia para su propagación; sin embargo, la velocidad, intensidad y dirección de su flujo de energía se ven influidos por la presencia de materia. Esta radiación abarca una gran variedad de energías. (5)

1.1.1. Tipos de Radiación

Así como la Radiación puede ser de origen electromagnético o de origen corpuscular (de acuerdo a su comportamiento), también se puede dividir de acuerdo al poder para transformar los átomos del medio por el cual se desplace. Si esta radiación tiene la energía suficiente como para modificar dicho medio se dice que la Radiación es Ionizante, mientras que si no tiene ese poder se la llama No Ionizantes

1.1.2. Radiaciones ionizantes

Estas Radiaciones son partículas provenientes de los átomos con energía suficiente para ionizar la materia, produciendo el desplazamiento de los electrones de sus órbitas respectivas mediante la interacción de alguna onda o partícula, recibiendo el nombre de ionización. La ionización es, por lo tanto, la formación de un par de iones, el negativo (el electrón libre) y el positivo (el átomo sin uno de sus electrones)

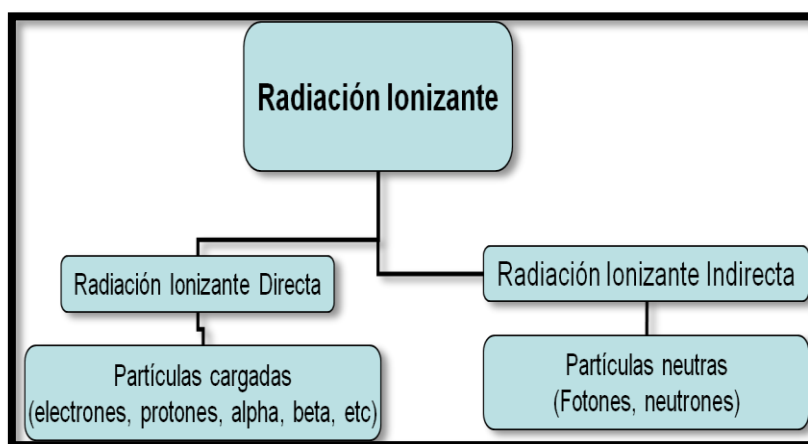


Figura 1 Tipos de Radiaciones Ionizantes

1.2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Existen 4 tipos de interacciones de los rayos x y rayos gamma con la materia que deben ser considerados a la hora de estudiar los fenómenos de la Física de Radiaciones. Entre ellas tenemos:

- Dispersión Coherente (ó Thomson)
- Efecto Fotoeléctrico.
- Efecto Compton.

- Producción de Pares.

1.2.1. *Dispersión Thomson*

Es la dispersión de la luz o cualquier otra radiación electromagnética por partículas mucho menores que la longitud de onda de los fotones dispersados. Ocurre cuando la luz viaja por sólidos y líquidos transparentes, pero se ve con mayor frecuencia en los gases. Este efecto es probable solo cuando la radiación incidente posee una energía menor a 10 KeV^2 .

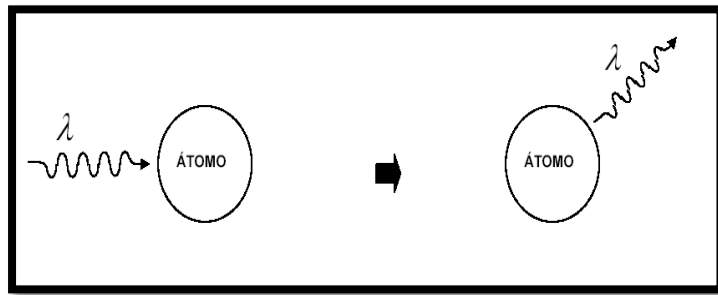


Figura 2 Efecto Thomson

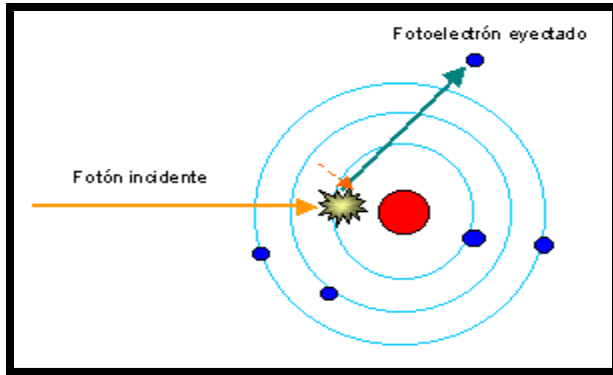
1.2.2. *Efecto Fotoeléctrico*

Es la Interacción de ionización con los electrones de capas internas de átomos del blanco. Es una interacción de absorción del fotón de rayos x o gamma en la que el fotón no se dispersa, sino que es totalmente absorbido.

²El electronvoltio (símbolo eV) es una unidad de energía que representa la variación de energía cinética que experimenta un electrón al moverse desde un punto de potencial V_a hasta un punto de potencial V_b cuando la diferencia $V_{ba} = V_b - V_a = 1V$, es decir, cuando la diferencia de potencial del campo eléctrico es de 1 voltio. Equivale a $1,602176565 \times 10^{-19} \text{ J}$, obteniéndose este valor de multiplicar la carga del electrón ($1,602176565 \times 10^{-19} \text{ C}$) por la unidad de potencial eléctrico (V)

El electrón eliminado del átomo, conocido como fotoelectrón, escapa con energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo x incidente y de ligadura del electrón.

Figura 3 Efecto Fotoeléctrico



$$E_{e^-} = E_{\gamma} - E_l$$

Donde:

E_{e^-} : Energía cinética del fotoelectrón.

E_{γ} : Energía del fotón incidente.

E_l : Energía de ligadura del electrón (e^-).

La probabilidad de interacción fotoeléctrica (P_f) es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón incidente y proporcional al cubo del número atómico del absorbente (Z), es decir que $P_f \propto 1/(E_{\gamma})^3$ y $P_f \propto Z^3$

En algunos materiales el comportamiento del efecto fotoeléctrico es de manera tan solo aproximada ya que el estado de las superficies no es perfecta, es decir, existe la presencia de contaminación no uniforme.

La probabilidad de absorción de un fotón por efecto fotoeléctrico es difícil de calcular, pero a partir de resultados experimentales se conocen sus principales características, las cuales son:

- Es más significativa para bajas energías (~ 100 keV).

- Aumenta rápidamente con el número atómico del material ($\sim Z^3$).
- Decrece rápidamente con la energía del fotón ($\sim 1/E_\gamma^3$).
- Aumenta bruscamente y de forma discontinua cuando la energía coincide con la energía de ligadura de alguna de las capas atómicas a las que se encuentran ligados los electrones (Figura 3)

1.2.3. Efecto Compton

Los rayos x o gamma de energía media pueden interaccionar con los electrones de la capa externa de los átomos. Esta interacción no solo dispersa el fotón, sino que reduce su energía y también ioniza el átomo. En el curso de este proceso, el rayo x o gamma incidente interacciona con un electrón de la capa externa y lo expulsa del átomo con lo que este queda ionizado. El rayo x continúa su trayectoria en una dirección alterada y con menor energía.

El contenido energético del rayo x o gamma que ha experimentado dispersión Compton es igual a la diferencia entre la energía del rayo x incidente y la aportada al electrón. Esta última energía es igual a la de ligadura del electrón más la cinética con la que este sale expulsado del átomo. (7)

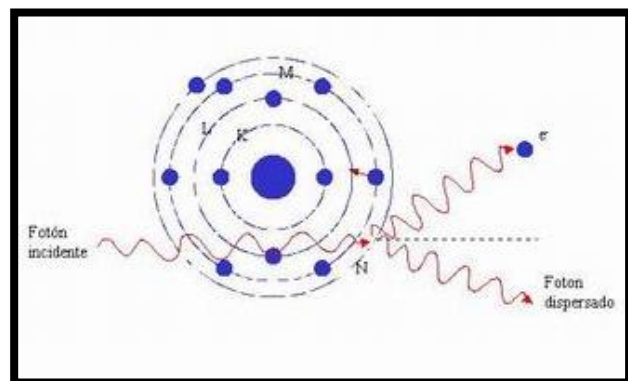
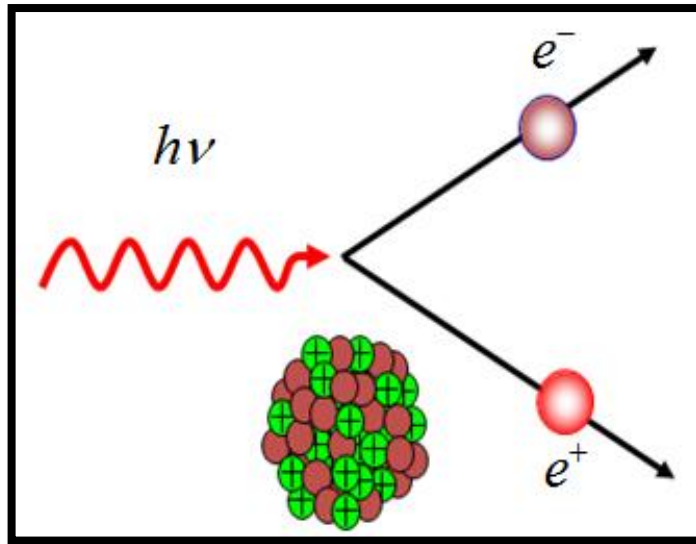


Figura 4 Efecto Compton

1.2.4. Producción de pares

Sucede cuando un fotón se acerca al campo eléctrico de un núcleo, el fotón se convierte en un par electrón-positrón. El positrón al final de su trayecto forma un positronio y luego se aniquilan produciendo dos fotones de aniquilación.

Figura 5 Producción de pares



La probabilidad de la producción de los procesos de la radiación ionizante con la materia, dependen de los quantum de energía de interacción y del número atómico Z del material dispersor. En la Figura 6, se muestra como el efecto fotoeléctrico predomina para energías bajas. El efecto Compton y la producción de pares son dominantes con energías altas. La importancia de los diferentes procesos en radioterapia, uso de los rayos x para diagnostico entre otros, radica en la forma en que es absorbida la energía en el hueso o en el tejido blando. Por ejemplo, si la absorción fotoeléctrica está presente, el hueso absorberá muchas veces más cantidad de radiación que los órganos blandos o suaves, observándose en una placa como blancos mientras que los tejidos suaves por ser radiotransparentes se verán más oscuros. (4)

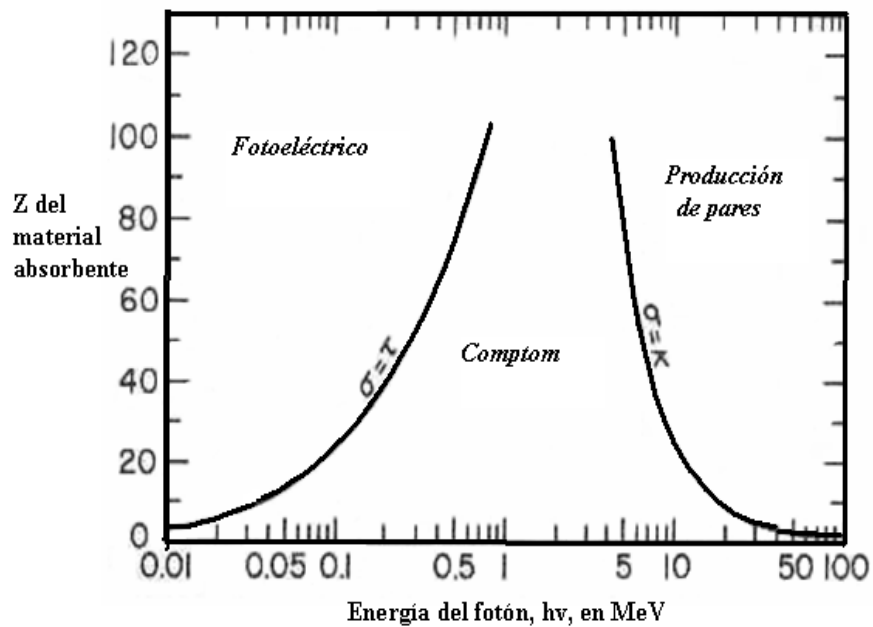


Figura 6 Probabilidad de producción de los efectos

1.3. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS IMPORTANTES

1.3.1. Fluencia de fotones

Se refiere al número de fotones dN que inciden en un área dA de sección transversal esférica por lo tanto $\phi = dN/dA$ (cm^{-2}) (Ec.1)

La fluencia de energía (ψ) describe el flujo de energía en un haz de fotones y está definida como la suma de las energías dE de todos los fotones que inciden en el area dA de sección transversal esférica así que $\psi = dE/dA$ (MeV/cm^2) Ec.2

Todas las cantidades usadas para describir los haces de fotones son aplicables también para partículas cargadas.

1.3.2. Dosis Absorbida

Es una indicación de la cantidad de energía absorbida por unidad de masa está definida como: Ec.3

$$D = \frac{de}{dm}$$

Este valor puede especificarse en cualquier medio y para cualquier tipo de radiación ionizante, su unidad es J. Kg⁻¹ conocida como GRAY o Gy

1.4. RADIOTERAPIA

La radioterapia es una forma de tratamiento basada en el empleo de radiaciones ionizantes (Ver pag.30) (rayos X o radiactividad, la que incluye los rayos gamma, las partículas alfa y electrones). Es uno de los tratamientos más comunes contra distintos tipos de cáncer (cabeza y cuello, vejiga, pulmón, **mama** entre otros)

1.4.1. Radioterapia de haz externo o tele-terapia

Este es el tipo más común de tratamiento con radiación. Administra la radiación desde un equipo que está ubicado fuera del cuerpo. Si es necesario, puede tratar grandes áreas del cuerpo. El equipo que se usa para generar el haz de radiación se llama acelerador lineal o “linac”. Unas computadoras con un software especial

ajustan el tamaño y la forma del haz. Además, dirigen el haz de modo que apunte al tumor sin tocar el tejido sano cercano a las células cancerosas.

La **Radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT)** es un tratamiento que se aplica en forma tridimensional, el término Radioterapia Conformada con Planificación Tridimensional (3D-CRT) está reservado para los tratamientos en los cuales la información anatómica en 3D es obtenida a partir de las imágenes seccionales obtenidas por equipos modernos de imágenes (Tomografía Computarizada (TC), Resonancia Magnética(RM) entre otras, estas imágenes se usan para administrar la radiación con más precisión, y de esta manera alcanzar dosis más altas de radiación a la vez que reducen el riesgo de dañar el tejido sano. Se ha demostrado que la 3D-CRT puede reducir el riesgo de efectos secundarios, ya que al precisar mejor mediante las imágenes virtuales el objetivo a tratar o blanco, se pueden reducir más los márgenes de tratamientos limitando la zona de radiación a la sección de interés. Es importante destacar que una de las herramientas fundamentales para la planificación con esta modalidad de radioterapia, es el uso de los histogramas dosis-volumen o por sus siglas en inglés (DVH), estos histogramas se definen como un gráfico en donde se visualiza que dosis o porcentaje de dosis total recibe una determina fracción de un volumen previamente delimitado. Este representa una herramienta muy útil para evaluar un plan de tratamiento, ya que permite de manera cuantificada evaluar la eficacia y eficiencia del mismo.(Ver Figura 7)

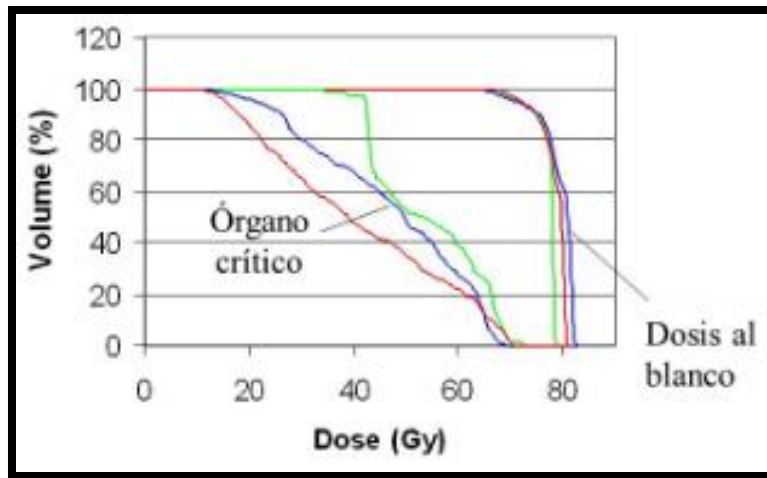


Figura 7 Esquema de un histograma dosis volumen

1.4.2. Técnicas de 3D-CRT para tratamientos radiantes

A continuación, se hace una detallada descripción de las técnicas modernas para la planificación de tratamientos radiantes usando radioterapia conformada 3D.

1.4.2.1. Filtros con cuña

Al colocar un dispositivo en forma de cuña (Figura 8) a partir de un metal de alta densidad y alto número atómico, en el trayecto de un haz de Rayos X, la intensidad de las radiaciones se reducirá más en el lado correspondiente a la porción de mayor espesor del filtro en cuña. Esta modificación del haz de rayos, produce un cambio en la distribución de la dosis, con una inclinación de las curvas de isodosis en relación con el eje central (13,14). El grado de inclinación de la cuña, es medido en relación de la curva de perfil de dosis a una línea perpendicular al eje central trazado a una profundidad de 10 cm. En la mayoría

de los aceleradores lineales, se disponen de juegos de 4-6 filtros en cuña, que producen ángulos de inclinación de la curva de isodosis en el rango de 15° - 60° . En la Figura 9, se presenta una curva de isodosis típica con filtro en cuña. Los filtros en cuña, son esencialmente compensadores de tejido, los cuales se utilizan para mejorar la distribución de la dosis en el tratamiento de ciertas patologías. Entre las aplicaciones típicas, se pueden mencionar los campos tangenciales opuestos utilizados en las lesiones de mama, en los cuales se hace necesario el empleo de cuñas para corregir las irregularidades en el contorno de la superficie, ya que los campos abiertos producirían, en la mayoría de los casos, una sobre-dosificación a nivel del pezón. Por supuesto, es fundamental, que los filtros en cuña también sean orientados de manera correcta en relación al paciente; el extremo de mayor espesor de la cuña debe estar siempre del lado del campo que esté más alejado de la superficie del paciente. Al utilizar campos con filtros en cuña, es de gran importancia determinar el “factor cuña”, es decir, la reducción en la tasa de dosis o en la dosis por UM, producida por la absorción de los Rayos X en la cuña. Por ejemplo, el factor cuña, para una cuña de 60° puede ser hasta de 0,5.

Figura 8 Cuña física de 60 grados

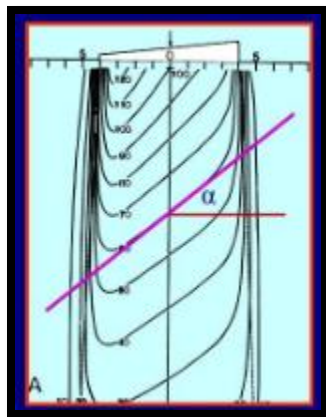


Figura 9 Curvas de isodosis con un filtro cuña

1.4.2.2. Filtros con cuñas dinámicas

Se le denominan cuñas no físicas o cuñas dinámicas al cierre continuo de uno de los colimadores o mandíbulas superiores durante la administración del tratamiento, manteniendo los otros colimadores fijos. Esto trae como consecuencia, la presencia de un gradiente en los perfiles de dosis en el plano que contiene dicho desplazamiento, obteniéndose un efecto similar al de las cuñas físicas (Ver Figura 9). A diferencia de las cuñas físicas, en donde el gradiente es creado por la atenuación gradual que experimenta las distintas partes del haz, en las cuñas dinámicas el gradiente es producido por la integración de dosis depositada en el medio (Ver Figura 10). La idea de simular un campo con cuña, utilizando el movimiento de un colimador mientras el haz está activo, fue propuesta por Kijewski y colaboradores en el año de 1978 (11,12). Para los aceleradores de la empresa Varian Medical System es conocido como DYNAMIC WEDGE™ (DW) y ENHANCED DYNAMIC WEDGE

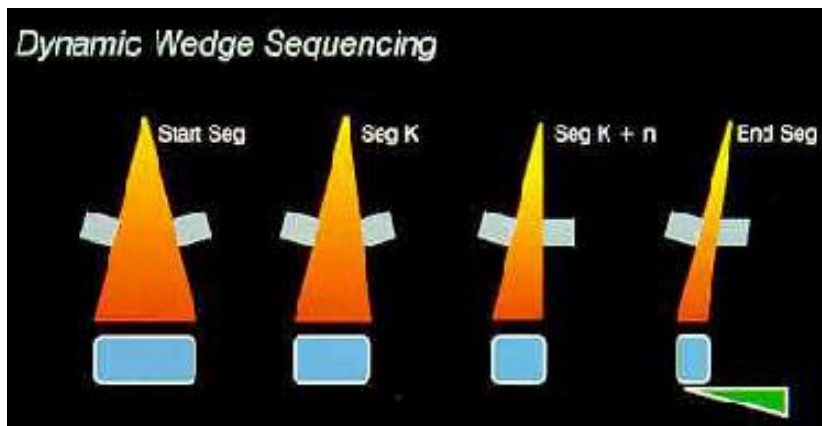


Figura 10 Secuencia de pasos para el implemento de cuñas dinámicas

1.4.2.3. *Compensador Electrónico*

Es un sistema de modulación del haz de tratamiento que utiliza la planificación directa. Esta herramienta usa el colimador multiláminas (MLC por sus siglas en inglés) para compensar la falta de tejido mediante el movimiento de las láminas y lograr que la curva de isodosis se adapte al contorno deseado. En la Figura 11 podemos apreciar el funcionamiento típico del compensador electrónico. Como se mencionó anteriormente el MLC modula la intensidad del haz de manera selectiva y deja pasar en intervalos de tiempo programados (según la irregularidad del contorno) la cantidad de radiación para solventar la falta de tejido. En la Figura 11 parte (A) el MLC protege todo el campo, en la sección B y C abre paulatinamente por el tiempo definido según la dosis a impartir para generar las curvas de isodosis deseada, para finalmente bloquear el campo nuevamente (sección D).

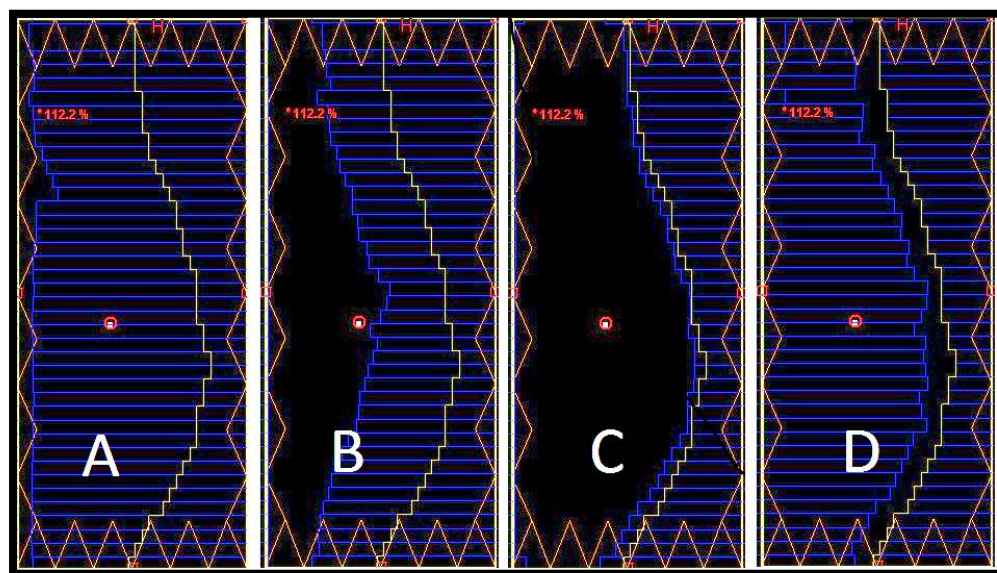


Figura 11 Secuencia de los colimadores multiláminas para el uso del compensador electrónico

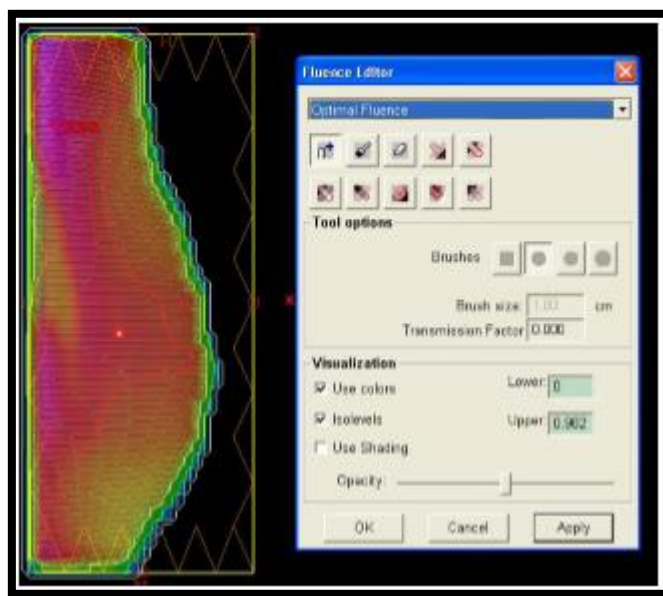


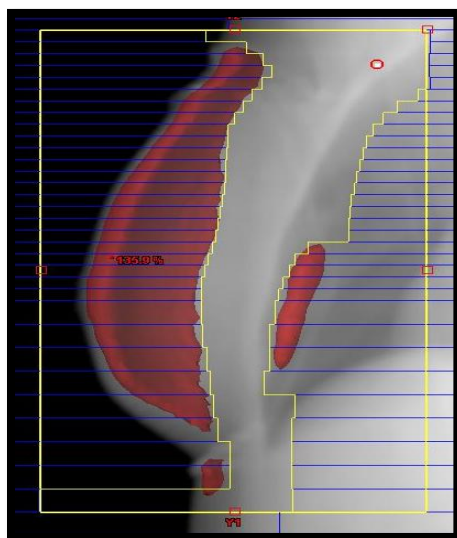
Figura 12 Editor de fluencia para el Compensador Electrónico

Si fuera necesario se puede editar la fluencia del campo deseado para adaptar mejor las curvas de isodosis al contorno deseado (Ver Figura 12) o para en casos de patologías de cáncer de mama ampliar el campo para considerar el movimiento respiratorio.

1.4.2.4. Campo en Campo (Field in Field)

La técnica de campo en campo consiste en utilizar sub campos del campo principal para cubrir las zonas heterogéneas del mismo (Ver Figura 13). En esta técnica los campos son abiertos y la cobertura de la zona heterogénea se realiza con el MLC, este adopta la curva o zona heterogénea escogida (Ver Figura 14) para cubrirla en un segundo tiempo. Posterior a esto se va variando el peso del sub campo (Ver Figura 15) hasta minimizar la zona heterogénea a su mínima expresión sin afectar la zona homogénea del 100% de la dosis.

Figura 13 Campo A tangencial conformado de mama, la zona roja demarcada en la imagen denota la zona heterogénea correspondiente al 130 % de la dosis para este caso



La entrega de la dosis de los campos grandes y de los sub-campos se puede hacer de forma manual o, de forma automática si se cuenta con un sistema de red al que se le puedan cargar los datos de los planes y que este los administre.

Figura 14 Vista axial de como el MLC cubre toda la zona heterogénea en el sub campo A

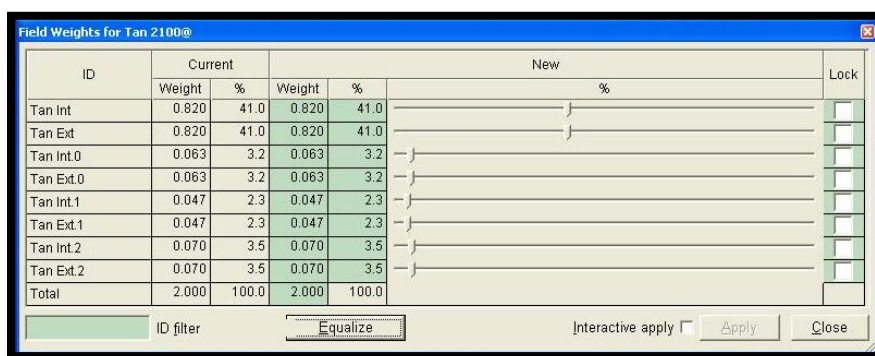


Figura 15 Modulación del peso de los sub campos en técnica de Field in Field

1.4.3. Técnicas de intensidad modulada para tratamientos radiantes

El objetivo fundamental de la radioterapia externa es administrar una dosis mayor de radiación en el volumen tumoral, minimizando la dosis en los tejidos adyacentes normales y los órganos sanos. Para lograr este objetivo, es necesario:

- Identificar de la manera más precisa posible el volumen blanco.

Las imágenes de tomografía permiten obtener una representación digital de la anatomía en 3D del paciente, lo que permite la descripción gráfica del volumen blanco en tres dimensiones y de las estructuras normales y aunque esto brinda una alta precisión en el tratamiento administrado, la capacidad de la 3D-CRT convencional para configurar la distribución de la dosis a volúmenes blancos complejos, especialmente aquéllos de forma cóncava (Ver Figura 16), es limitada debido a que la intensidad del haz de radiaciones en cada uno de los campos se mantiene uniforme, o con modificaciones limitadas por medio del uso de por ejemplo filtros de cuña. (16)

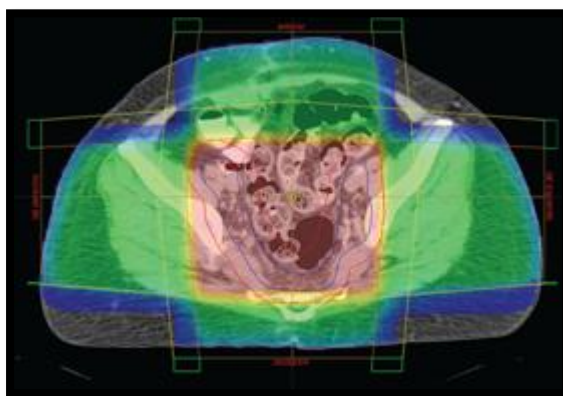


Figura 16 Distribución porcentual de la dosis en plano axial utilizando técnica de 3D-CRT con cuatro campos de fotones de 18MV en el tratamiento postoperatorio de un carcinoma de endometrio. Obsérvese que la distribución de la dosis no posee la forma cóncava del volumen blanco, el cual está delimitado por la línea roja (PTV). Los colores indican la intensidad del gradiente de dosis donde rojo es la zona del 100 % de la dosis prescrita y desciende paulatinamente a la zona azul con valores del 10 % de la dosis

La inclusión del mapa de intensidad de la radiación como un parámetro físico activo en la 3D-CRT, llevó al desarrollo de la radioterapia con intensidad modulada (IMRT) (15,16). La IMRT entonces una técnica que usa haces de tratamientos donde la intensidad es no uniforme para optimizar aún más la distribución de la dosis y conformarla lo más posible al volumen blanco y poder así administrar una dosis adecuada al tumor con la menor dosis posible en las estructuras normales. La IMRT es una forma avanzada de 3D-CRT.

1.4.3.1. Radioterapia de intensidad modulada IMRT

La planificación de la IMRT requiere el empleo de una optimización por medio del sistema de computación, el objetivo del tratamiento expresado en la forma de la distribución de la dosis deseada o en objetivos biológicos debe cuantificarse matemáticamente para poder comenzar el proceso de planificación y obtener así una modulación óptima de la intensidad. La administración de los haces de intensidad modulada requiere el empleo de sistemas avanzados de computación para la administración del tratamiento radiante y de técnicas especiales de verificación.

El proceso de la IMRT es similar al de la 3D-CRT convencional. Los pasos principales incluyen: posicionamiento e inmovilización del paciente, obtención de las imágenes digitales tridimensionales, planificación del tratamiento, verificación del plan y la administración diaria del tratamiento radiante. Los nuevos conceptos de la IMRT se concentran fundamentalmente en la planificación del tratamiento y la administración del mismo. En la planificación del tratamiento con IMRT, los mapas de intensidad óptima para un número dado de haces utilizados en el plan de tratamiento, se determinan matemáticamente según el objetivo del tratamiento prescrito para luego que el sistema traduzca ese mapa de intensidad en el tratamiento administrable a esto se le llama planificación inversa, para esto una vez posicionado los haces de tratamiento estáticos se hace uso del algoritmo de optimización (Figura 17) que involucra un histograma dosis volumen tanto para los órganos a riesgo como para los volúmenes blanco, en esta sección se busca lograr todos los objetivos biológicos. Cuando esta sección se culmina satisfactoriamente se procede al cálculo de la fluencia de dosis que reproduzca estos objetivos, para esto el colimador multiláminas juega un papel fundamental ya que este se encarga de modular esta fluencia de dosis bloqueando o dejando pasar la radiación según convenga (Ver Figura 18 y Figura 19). Una vez logrado esto el plan resultante, son unas curvas de isodosis que se adaptan al contorno blanco excluyendo de forma selectiva los órganos a riesgo que estén involucrados en el plan. Ver Figura 20 y comparar con Figura 16.

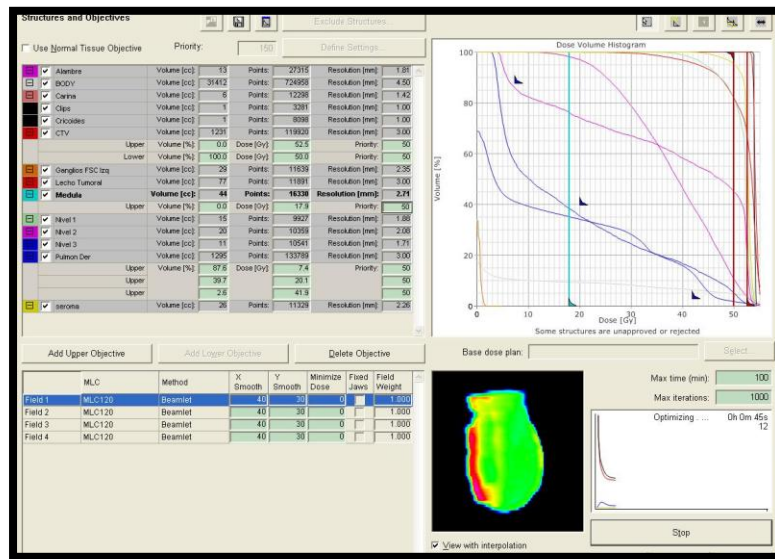


Figura 17 Algoritmo de optimización para IMRT

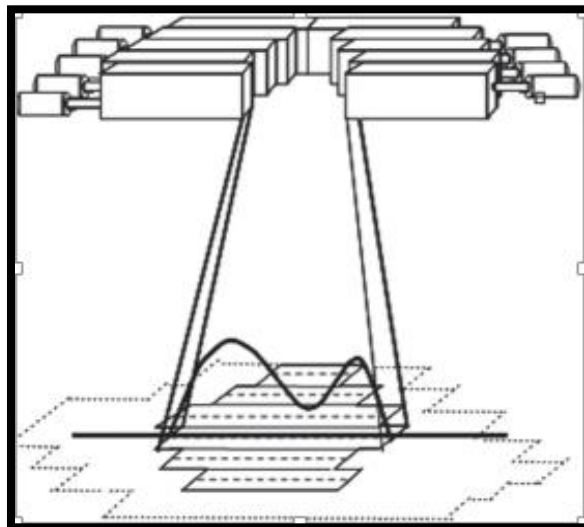


Figura 18 Modulación de la intensidad del haz de tratamiento mediante el colimador multi-laminas

Figura 19 Vista de un campo anterior y modulación virtual del colimador multiláminas

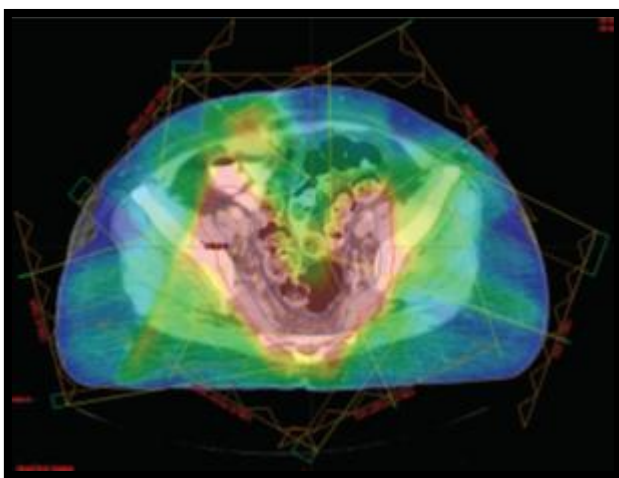


Figura 20 Distribución porcentual de la dosis en plano axial utilizando técnica de RTIM con siete campos de fotones de 6MV en el tratamiento radiante de un carcinoma de endometrio

1.4.3.2. Radioterapia con Arcos Volumétricos modulados o por sus siglas en inglés (VMAT)

La VMAT es una evolución en la administración de la técnica de Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT en la que se emplea un acelerador lineal. Combina las ventajas de las técnicas de arco rotatorio o arco-terapia y de la IMRT anteriormente descrita, con el fin de obtener distribuciones complejas de dosis con la mayor seguridad en el menor tiempo posible.

En la técnica de VMAT, el acelerador lineal gira alrededor del paciente a la vez que modula la intensidad del haz usando el MLC, la tasa de dosis y la velocidad de giro. Las técnicas de VMAT posibilitan realizar tratamientos muy complejos en menos de 5 minutos, mientras que con las técnicas convencionales de intensidad modulada el tiempo de administración puede alcanzar los 30 minutos. Esto permite asegurar la exactitud y la rapidez de los haces de radiación en los pacientes que precisen radioterapia ya que el tiempo de tratamiento al ser significativamente menor reduce los movimientos intra-fracción.³

La técnica de VMAT permite modular la forma e intensidad del haz de radiación logrando administrar la dosis de radioterapia en las zonas de máximo interés preservando las sanas. La VMAT aprovecha la capacidad de conformar el haz que tienen las multiláminas de los modernos aceleradores. Su finalidad es adaptarlo a las formas de los tumores y de los tejidos sanos. Para ello es preciso utilizar aceleradores lineales especialmente preparados y programas capacitados para planificación inversa. Dada la complejidad de esta técnica, es necesario realizar especiales y cuidadosos controles dosimétricos individuales para cada paciente. (Ver Figura 21)

³Movimientos que pudiese presentar el blanco durante la secesión de radioterapia de haz externo o tele-terapia.

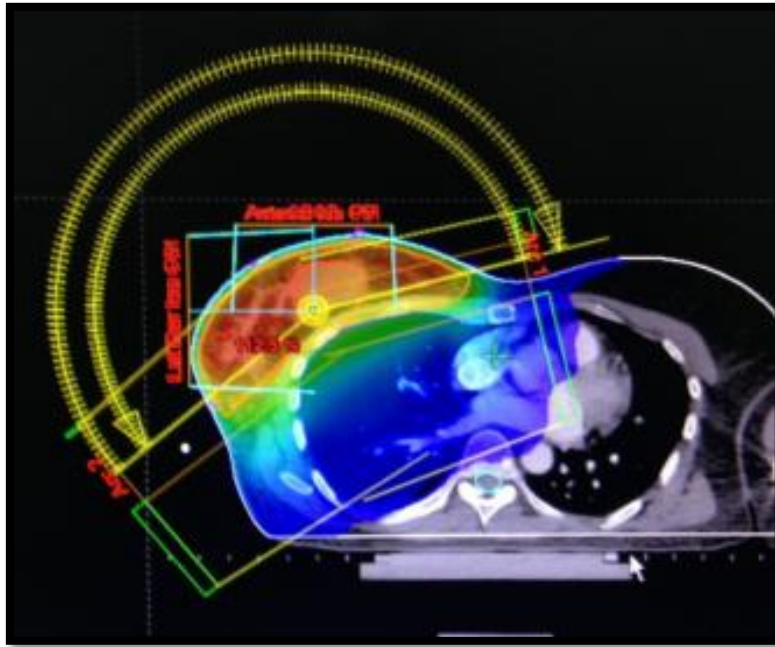
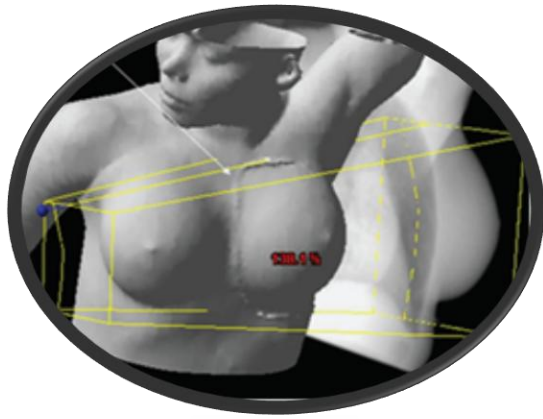


Figura 21 Distribución de dosis cuando se aplica la técnica de VMAT, en el esquema se aprecia la simulación virtual del recorrido de los arcos parciales.



CAPÍTULO II

CÁNCER DE MAMA

- 2.1. Glándula mamaria
 - 2.1.1. Anatomía de la mama
- 2.2. Cáncer de mama
 - 2.2.1. Epidemiología de la enfermedad
 - 2.2.2. Tipos de cáncer de mama
 - 2.2.2.1. Carcinoma Ductal In situ (CDIS)
 - 2.2.2.2. Carcinoma Lobulillar In Situ (CLIS)
 - 2.2.2.3. Carcinoma Invasivo
 - 2.2.2.4. Enfermedad de Paget
 - 2.2.3. Procedimientos de diagnóstico
 - 2.2.3.1. Mamografía
 - 2.2.3.2. Ecografía
 - 2.2.3.3. Resonancia Magnética
- 2.3. Tratamiento del cáncer de mama
 - 2.3.1. Cirugía
 - 2.3.2. Quimioterapia
 - 2.3.3. Radioterapia
 - 2.3.3.1. Aspectos técnicos de la Radioterapia en tratamiento preservador
 - 2.3.3.2. Aspectos técnicos de la radioterapia en tratamiento post-mastectomía

CAPÍTULO II

CÁNCER DE MAMA

2.1. GLÁNDULA MAMARIA

La glándula mamaria se encuentra en la región antero-superior lateral del tronco humano y de la región antero-caudal sobre expuesta a la pelvis. (Ver Figura 22)



Figura 22 Glándula mamaria y su ubicación en el cuerpo humano

En la anatomía humana, las mamas se desarrollan en un par, correlativas al área antes descrita para el ser humano. Su estructura es generalmente asimétrica, la izquierda es de mayor tamaño que la derecha en la mayoría de los casos, y lo contrario es muy poco frecuente, y se sitúan bajo la piel en el tórax de todos los individuos de la especie humana. Los hombres también poseen mamas, aunque éstas no están completamente desarrolladas. Sí se desarrollan es, como consecuencia de distintas enfermedades congénitas.

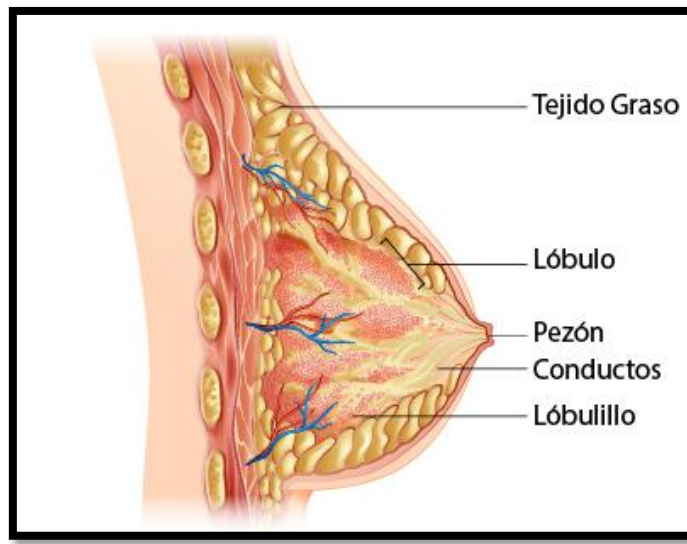


Figura 23 Anatomía de los senos

2.1.1. Anatomía de la mama

La mama o seno se compone de grasa, tejido conectivo y glandular. Cada mama tiene entre 10 y 20 secciones conocidas como lóbulos, que a su vez están divididos en secciones más pequeñas, los lobulillos. Los lobulillos contienen las glándulas productoras de leche en la lactancia. A través de los ductos la leche llega al pezón. (Ver Figura 23)

Los lobulillos y los ductos se encuentran en el estroma, un tejido adiposo en el que también se ubican los vasos sanguíneos y linfáticos, que van a los ganglios linfáticos. Estos ganglios son los responsables de protección frente a las bacterias, las células tumorales y otras sustancias nocivas. (19)

2.2. CÁNCER DE MAMA

El cáncer de mama es una proliferación maligna de las células epiteliales que revisten los conductos o lobulillos mamarios. Es una enfermedad clonal; donde una célula individual producto de una serie de mutaciones somáticas o de línea germinal adquiere la capacidad de dividirse sin control ni orden, haciendo que se reproduzca hasta formar un tumor. El tumor resultante, que comienza como anomalía leve, pasa a ser grave, invade tejidos vecinos y, finalmente, se propaga a otras partes del cuerpo.

2.2.1. Epidemiología de la enfermedad

Este tipo de neoplasia maligna es la más común en mujeres, siendo responsable del 14% de todas las muertes por cáncer en el sexo femenino y la quinta causa de muerte por cáncer en ambos sexos. (6)

En Venezuela, en el 2002, fue la segunda causa más frecuente de cáncer en mujeres, con una incidencia registrada del 16 % de todas las neoplasias en el sexo femenino y una mortalidad del 15 % de todas las muertes por cáncer en mujeres. El grupo de edades más afectado en nuestro país está entre los 45 y 64 años. (1)

Aproximadamente 35% de los pacientes diagnosticados con cáncer mamario tienen antecedente familiar de dicha patología. El riesgo se incrementa con el número de familiares afectados (17,18)

2.2.2. Tipos de cáncer de mama

Existen dos tipos principales de cáncer de mama. El carcinoma ductal infiltrante, que comienza en los conductos que llevan leche desde la mama hasta el pezón, es por mucho el más frecuente (aproximadamente el 80 % de los casos). El segundo lugar lo ocupa el carcinoma lobulillar infiltrante (10 a 12 % de los casos), que comienza en partes de las mamas llamadas lobulillos, que producen la leche materna. Los restantes tipos de cáncer de mama no superan en conjunto el 10 % de los casos. Más detalladamente la clasificación histológica más utilizada es la de la Organización Mundial de la Salud (OMS)

I. Carcinoma No Invasivo	Carcinoma Ductal In situ
	Carcinoma Lobulillar In situ
II. Carcinoma Invasivo	Carcinoma Ductal Invasivo
	Carcinoma Lobulillar invasivo
	Carcinoma Mucinoso
	Carcinoma Medular
	Carcinoma Papilar
	Carcinoma Tubular
	Carcinoma Adenoideo Quístico
	Carcinoma Secretorio (juvenil)
	Carcinoma Apocrino
	Carcinoma con Metaplasia
	Carcinoma Inflamatorio.
	Otros
III. Enfermedad de Paget	

Tabla 1 Clasificación de la Organización Mundial de la Salud (OMS) del carcinoma de mama (20)

2.2.2.1. Carcinoma Ductal In Situ (CDIS)

También denominado carcinoma intra-ductal, está constituido por un grupo heterogéneo de lesiones proliferativas limitadas al sistema ducto-lobulillar por la membrana basal, sin invadir el estroma circundante

2.2.2.2. Carcinoma Lobulillar In Situ (CLIS)

El Carcinoma Lobulillar In Situ es considerado como una lesión que confiere riesgo para carcinoma invasivo de mama. No hay un límite divisorio claro entre hiperplasia lobulillar atípica y CLIS. Estas lesiones no se comportan de forma maligna y a diferencia del CDIS, usualmente no requieren tratamiento.

2.2.2.3. Carcinoma Invasivo

La variedad invasiva más común es el carcinoma ductal, (75%), se denomina también carcinoma ductal invasivo no especificado, debido a que no pertenece a ninguno de los otros tipos de carcinoma. Aunque se reconoce que los otros tipos de carcinoma (Ver Tabla 1) tienen un mejor pronóstico que la variedad ductal.

2.2.2.4. Enfermedad de Paget

La característica histológica de este tumor es la invasión de la epidermis por células neoplásicas, que se han denominado células de Paget. Clínicamente se manifiesta por eczema⁴ descamativo y eritema del pezón, en sus estados iniciales, acompañándose, en más del 90% de los casos, con un carcinoma mamario in situ o invasivo subyacente.

⁴ lesión inflamatoria en la piel.

2.2.3. Procedimientos de Diagnostico

Las causas más frecuentes de consulta por sospecha de cáncer mamario son una masa palpable en la mama (descubierta por el médico o por la misma paciente) o alteraciones mamográficas no palpables. En el examen físico se deben examinar cuidadosamente las mamas y las regiones axilares en busca de una masa palpable y describir sus características: tamaño, consistencia, localización, invasión de estructuras circundantes y alteraciones en la mama contra-lateral. Las lesiones malignas, cuando son palpables, usualmente son asintomáticas e indoloras, de consistencia firme, bordes indefinidos, tienden a estar fijadas en planos superficiales o profundos, pueden producir retracciones en el contorno de la mama durante la contracción del pectoral, y pueden invadir piel o fascia pectoral⁵ y producir alteraciones diversas del complejo areola/pezón. Posterior a esto se debe tomar una muestra o biopsia del tejido anómalo para su análisis histopatológico.

A continuación, si ha sido posible obtener algún dato que lo justifique, se debe recurrir a alguna de las siguientes técnicas de diagnóstico por imagen

2.2.3.1. Mamografía

Forma parte de la evaluación por imágenes previa a la toma de biopsia, es un estudio que proporciona imágenes radiológicas en varias proyecciones, obtenidas en un aparato de rayos X que ha sido diseñado especialmente para estudiar las mamas. Ciertas lesiones no palpables son visualizadas exclusivamente con mamografía como es el caso de las micro-calcificaciones y de algunas densidades asimétricas, en estos casos se utiliza la biopsia esterotáctica mamográfica. (22)

⁵ Es una lámina delgada, que recubre la superficie del músculo pectoral mayor

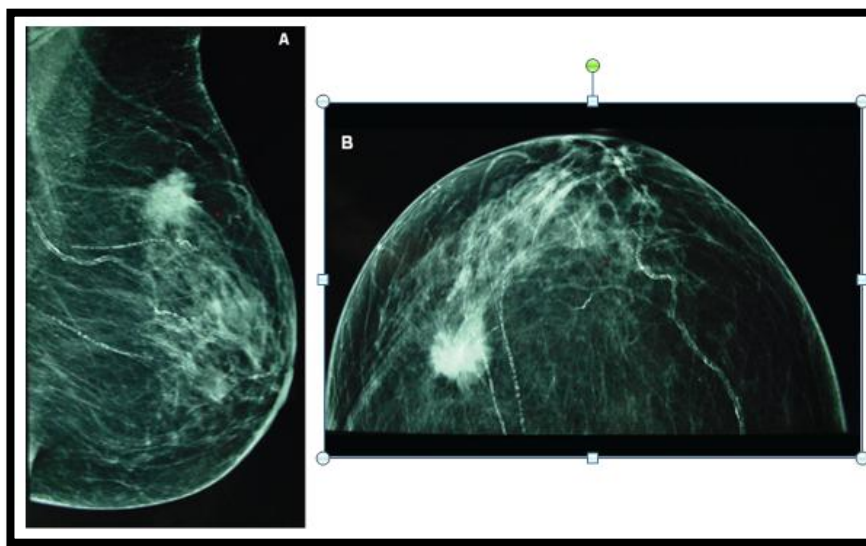


Figura 24 Estudio de Mamografía, la figura A es una proyección medio oblicua lateral, la figura B proyección cráneo caudal

2.2.3.2. *Ecografía*

La ecografía mamaria es una técnica de diagnóstico por imagen que complementa a otras, su principal utilidad consiste en la distinción de la naturaleza sólida o quística de lesiones nodulares identificadas en la mamografía. También es de utilidad en el estudio de mama con un componente glandular importante que condiciona una elevada densidad de la imagen mamográfica, dificultando la discriminación de posibles lesiones. Permite una medición muy precisa del tamaño de los nódulos mamarios y es de gran utilidad para guiar punciones para obtener material celular o tisular para examen de biopsia que permitan el estudio y diagnóstico histo-patológico.

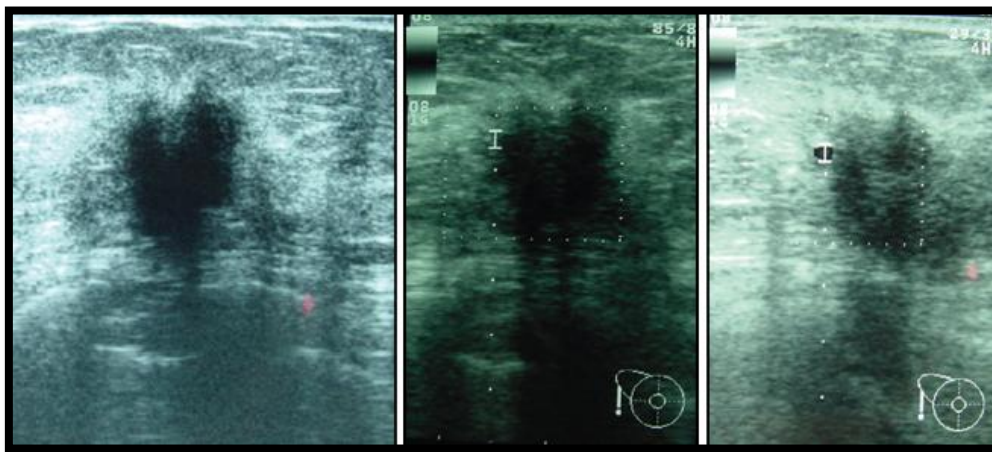


Figura 25 Ecografía mamaria que muestra lesión hipoeoica en cuadrante superior externo de la mama izquierda.

2.2.3.3. *Resonancia Magnética*

La resonancia magnética con contraste y sustracción digital de la grasa mamaria ha demostrado una sensibilidad cerca del 100% para detectar carcinomas invasivos. Por su baja especificidad se utiliza preferiblemente en situaciones con altas probabilidades de cáncer, como en el despistaje de pacientes de alto riesgo (21). Tiene utilidad en pacientes con cáncer establecido, ya que determina con mayor precisión la extensión de la lesión, definiendo si la paciente es candidata o no al tratamiento preservador.

2.3. *TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA*

El tipo histológico y el comportamiento de la enfermedad influyen en el plan de tratamiento. Algunos tumores son pequeños, pero crecen rápidamente ya que su carácter histológico es agresivo, mientras que otros son grandes y crecen con

lentitud. Las opciones y recomendaciones de tratamiento son muy personalizadas y dependen de varios factores:

- El estadio del tumor. (clasificación T,N,M)
- El subtipo de tumor, que incluye el estado de los receptores de hormonas (ER, PR) y el estado del HER2.
- Los marcadores genómicos, tales como Oncotype y Mammaprint.
- La edad de la paciente, el estado de salud general y sus preferencias.
- El estado de la menopausia de la paciente.
- La presencia de mutaciones conocidas en los genes heredados del cáncer de mama, como *BRCA1* o *BRCA2*.

Tabla 2 Clasificación general de los estadios para el cáncer de mama

Estadio 0	Tis	N0	M0
Estadio I	T1/T1mic	N0	M0
Estadio IIA	T0	N1	M0
	T1/T1mic	N1	M0
	T2	N0	M0
Estadio IIB	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
Estadio IIIA	T0	N2	M0
	T1/T1mic	N2	M0
	T2	N2	M0
	T3	N1	M0
	T3	N2	M0
Estadio IIIB	T4	N0	M0
	T4	N1	M0
	T4	N2	M0
Estadio IIIC	Cualquier T	N3	M0
Estadio IV	Cualquier T	Cualquier N	M1

En los casos donde el cáncer de mama es invasivo en estadio temprano, los médicos por lo general recomiendan cirugía para extirpar el tumor. A fin de asegurarse de reseca todo el tumor, el cirujano también extirpará una pequeña área de tejido normal que rodea al tumor. Aunque el objetivo de la cirugía es

extirpar todo el cáncer visible, pueden quedar células microscópicas, ya sea en la mama o en otra parte.

Para las lesiones más grandes o más agresivas, los médicos pueden recomendar un tratamiento sistémico con quimioterapia o una terapia hormonal antes de la cirugía, que se denomina terapia neoadyuvante.

Después de la cirugía, el siguiente paso en el control del cáncer de mama en estadio temprano consiste en reducir el riesgo de recurrencia y eliminar cualquier célula cancerosa restante. Estas células cancerosas son indetectables, pero se cree que son las responsables de la recurrencia local y la enfermedad a distancia. El tratamiento que se administra después de la cirugía se llama terapia adyuvante. Las terapias adyuvantes incluyen radioterapia, quimioterapia, terapia dirigida o terapia hormonal. La necesidad de la terapia adyuvante depende de la posibilidad de que queden células cancerosas en la mama o en el cuerpo o de que un tratamiento específico funcione para tratar el cáncer. Si bien la terapia adyuvante disminuye el riesgo de recurrencia, no necesariamente lo elimina.

Para los casos de cáncer recurrente y cáncer metastásico, las opciones de tratamiento dependen de cómo se trató el cáncer en un comienzo y de las características del cáncer antes mencionadas, como ER, PR y HER2.

2.3.1. Cirugía

La cirugía es la extirpación del tumor y el tejido circundante durante una operación. La cirugía también se utiliza para evaluar los ganglios linfáticos cercanos debajo del brazo o axilares.

En general, cuanto más pequeño es el tumor, más opciones quirúrgicas tienen las pacientes. Los tipos de cirugía son:

- Una lumpectomía consiste en la extirpación del tumor, más un margen de tejido sano sin cáncer alrededor del tumor. Queda la mayor parte de la mama. En general, para el cáncer invasivo, después de la cirugía, se recomienda radioterapia en el tejido mamario restante. También se le suele llamar cirugía con conservación de la mama, mastectomía parcial, cuadrantectomía o mastectomía segmental.
- La mastectomía es la extirpación quirúrgica de toda la mama. Existen diversos tipos de mastectomía: mastectomía con conservación de la piel, mastectomía con conservación total de la piel.
- Biopsia del ganglio linfático centinela: permite la extirpación de uno o algunos ganglios linfáticos. El procedimiento en los ganglios linfáticos más pequeños ayuda a reducir el riesgo de varios efectos secundarios posibles, tales como hinchazón del brazo, llamada linfedema, riesgo de adormecimiento y problemas del movimiento del brazo.

2.3.2. Quimioterapia

La quimioterapia es el uso de fármacos para destruir las células cancerosas, que actúa al inhibir su capacidad para proliferar y dividirse. La quimioterapia puede administrarse antes de la cirugía para reducir el tamaño de un tumor grande, lo que facilita la cirugía. También puede administrarse después de la cirugía para reducir el riesgo de recurrencia. La quimioterapia también se administra si una paciente tiene una recurrencia de la enfermedad.

Los fármacos frecuentes para el cáncer de mama incluyen los siguientes:

- Capecitabina (Xeloda)

- Carboplatino (Paraplatin)
- Cisplatino (Platinol)
- Ciclofosfamida (Neosar)
- Docetaxel (Docefrez, Taxotere)
- Doxorubicina (Adriamycin)
- Doxorubicina liposomal pegilada (Doxil)
- Epirubicina (Ellence)
- Fluorouracilo (5-FU, Adrucil)
- Gemcitabina (Gemzar)
- Metotrexato (varias marcas comerciales)
- Paclitaxel (Taxol)

2.3.3. Radioterapia

La radioterapia tiene un papel fundamental en el manejo del cáncer de mama y se ha establecido firmemente como una modalidad terapéutica efectiva en el tratamiento conservador, como tratamiento adyuvante post-mastectomía, en el manejo de recidivas loco-regionales y como un arma terapéutica efectiva en el tratamiento paliativo de las pacientes con enfermedad metastásica. A pesar de que la radioterapia es principalmente un tratamiento local, cuyo impacto más significativo es en el control loco-regional de la enfermedad, existe evidencia científica que confirma el valor de la radioterapia al mejorar la sobrevida libre de enfermedad y la sobrevida global en pacientes seleccionadas.

2.3.3.1. Aspectos Técnicos de la Radioterapia en tratamiento preservador

La radioterapia después de la cirugía conservadora en el carcinoma de mama debe realizarse empleando técnicas de planificación de tratamiento muy cuidadosas, de manera de minimizar la irradiación del tejido cardíaco y pulmonar subyacente. El tratamiento radiante hoy en día, para emplear técnicas modernas requiere de una tomografía computarizada (TC) sobre la cual se realiza la planificación del tratamiento.

- **Prescripción**

Para obtener un resultado cosmético óptimo, se debe intentar obtener una distribución homogénea de la dosis en la mama (Ver Figura 26). Se utilizan dosis diarias de 180 a 200 cGy hasta una dosis total de 4500 a 5000 cGy a toda la mama. Posteriormente se administra una dosis adicional al lecho tumoral (boost) con electrones (9-12 MeV) o con fotones si el lecho tumoral está muy profundo, (mayor a 6 cm) para llevar la dosis a nivel del tumor primario resecado hasta 6000-6600 cGy. En la Figura 27 se muestra un campo típico reducido al área de la tumorectomía utilizando haz de electrones.

Figura 26 Localización de la dosis de radiación en el tejido mamario afecto. La distribución porcentual de la dosis está representada por diferentes tonalidades de colores cuyos valores pueden observarse en la columna de la izquierda

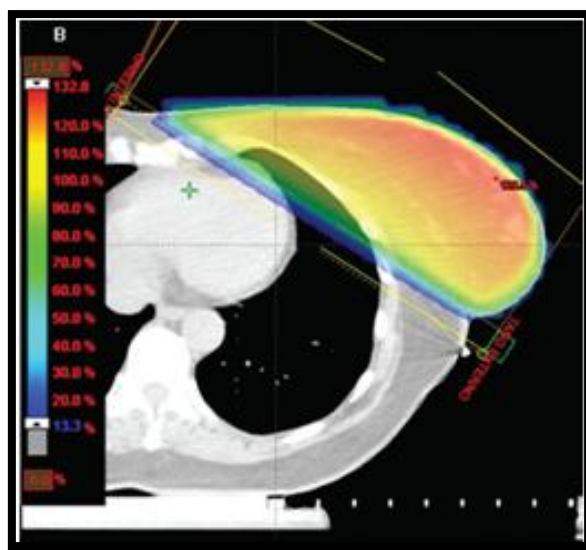




Figura 27 Campo reducido al lecho tumoral (boost)

Las pacientes con ganglios negativos sometidas a una disección axilar adecuada o con ganglio centinela negativo, reciben irradiación sólo a la mama. Ante la presencia de ganglios positivos en la disección axilar se administra tratamiento a la fosa supraclavicular incluyendo el vértice de la axila, estos campos son como los mostrados en la Figura 28, el objetivo es irradiar los niveles ganglionares necesarios, para ello la altura del campo se ajusta hasta la posición del cartílago cricoides. La inclusión de la cadena mamaria interna es opcional y depende del número de ganglios axilares positivos (más de cuatro) y la localización del tumor (cuadrantes internos).

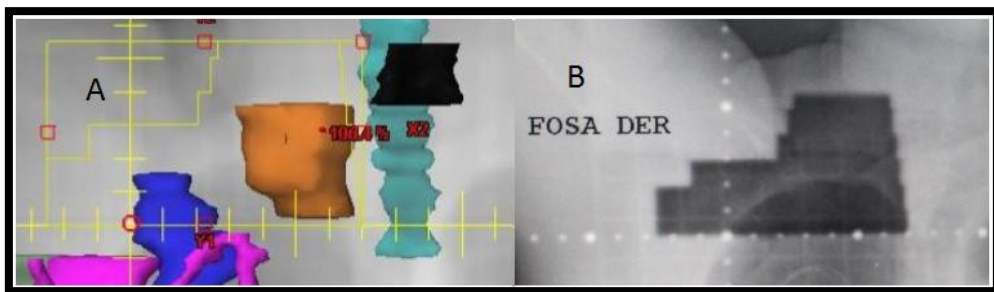


Figura 28 Campo de Fosa Supra-clavicular. La imagen A representa la Radiografía Digitalmente Reconstruida (DRR) donde se puede apreciar los niveles ganglionares en color azul y rosado, la estructura de negro representa el cartílago cricoides, la imagen B es la placa de localización del campo

- *Tratamiento supino con radioterapia 3D conformada*

Previo a la realización de la TC deben señalarse los límites de los campos tangenciales y de la cicatriz operatoria por medio de marcadores fiduciales⁶ para luego realizar la dosimetría en 3D a toda la mama, en la fosa supraclavicular y/o en la axila, en caso de ser necesaria la irradiación de las áreas ganglionares (Ver Figura 28). El límite interno de los campos tangenciales puede ser ajustado con mayor precisión al contorno anatómico de la pared costal reduciendo (Ver Figura 29), en algunos casos, los volúmenes de tejido pulmonar y cardíaco irradiado. De acuerdo a la situación clínica, si existieran áreas de la pared costal no incluidas en los campos tangenciales pudieran ser tratadas por campos adicionales con electrones de baja energía. En pacientes con mamas grandes o péndulas es preferible utilizar la posición de decúbito prono siempre que no sea necesario tratar la axila o la fosa supraclavicular

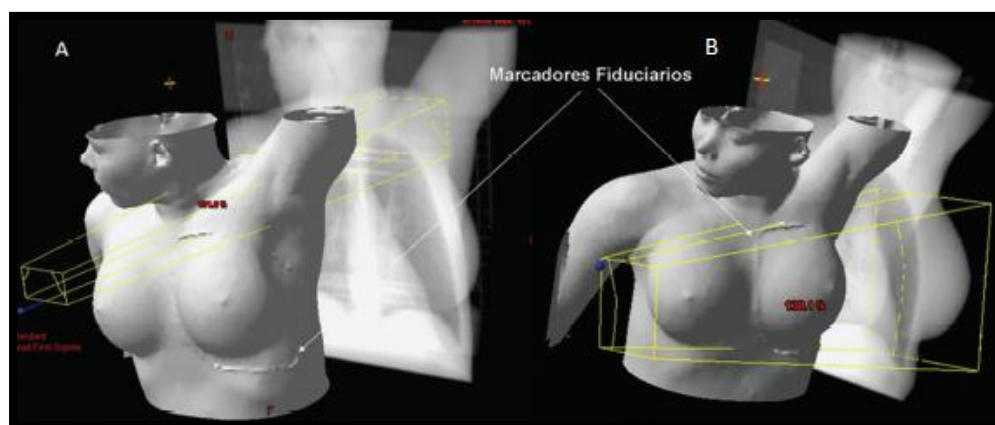


Figura 29 Vista de la proyección del haz (Beam's Eye View) del campo de la fosa supra-clavicular (A) y del tangencial interno (B). Se colocaron marcadores fiduciales alrededor del contorno de la mama. Técnica de tratamiento isocéntrica.

⁶ Dispositivo médico u objeto pequeño que se coloca en el cuerpo o sobre el cuerpo para marcar un área para tratamiento con radioterapia o cirugía

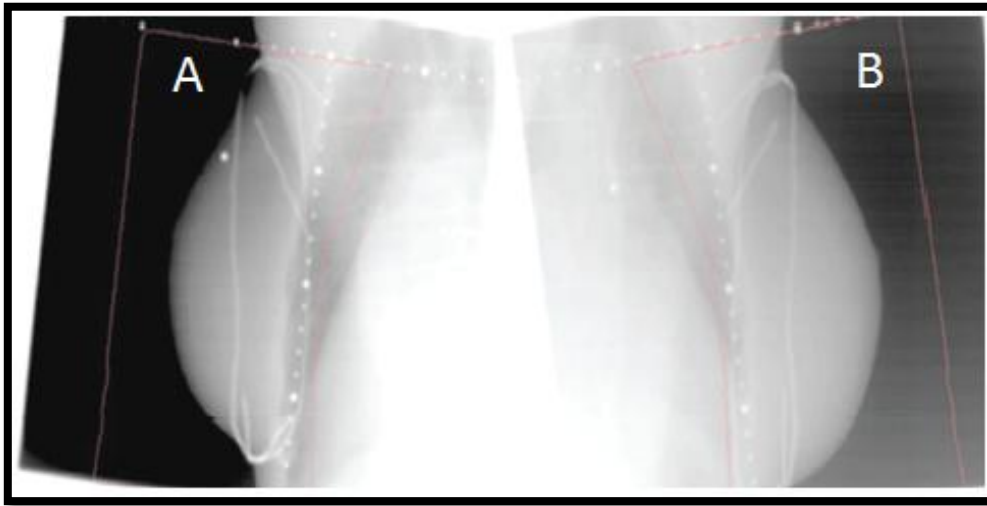


Figura 30 Imágenes digitales de localización de los campos tangenciales de tratamiento. (A) Tangencial interno, (B) Tangencial externo

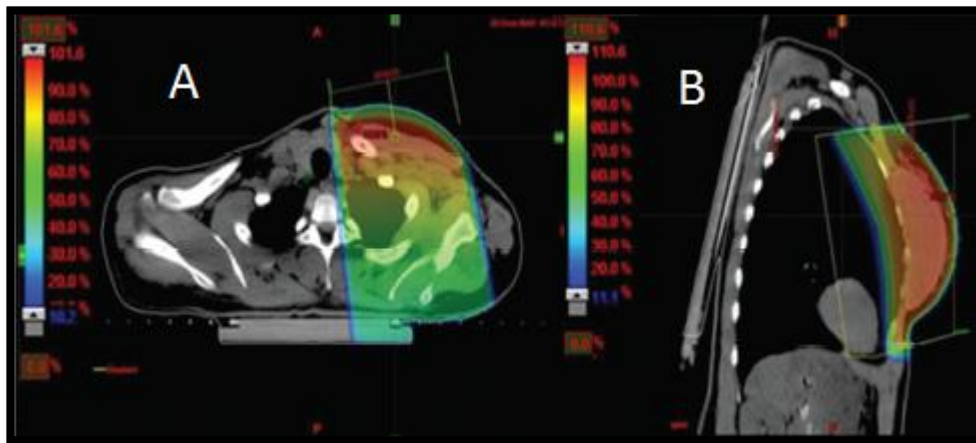


Figura 31 Distribución de dosis en plano axial del campo supraclavicular (A) y en plano sagital de los campos tangenciales de la paciente anterior (B). Se observa la angulación del campo supraclavicular de manera de incluir los ganglios y excluir la médula espinal, este campo se trata con técnica de haz central. La distribución porcentual de la dosis está representada por diferentes tonalidades de colores cuyos valores pueden observarse en la columna de la izquierda.

- *Tratamiento prono con radioterapia 3D conformada*

Las glándulas mamarias que son muy voluminosas péndulas o colgantes siempre resultan afectadas por el tratamiento radiante, cuando son colocadas en la posición habitual (decúbito supino) presentan muchas zonas con pliegues, estas zonas acumulan mucha dosis por la falta de equilibrio electrónico que hay presente en los espacios de aire en la zona, esto ocasiona severas radio-dermatitis inducidas por el tratamiento y a menudo hay que suspenderlo y esperar que dichas zonas se recuperen. La técnica de tratamiento en posición decúbito prono nace por la necesidad que evitar estas dermatitis radio-inducida. La paciente es colocada en un soporte especial (Ver Figura 32 (A)) de forma que por la caída de la mama se eliminen todos los pliegues.

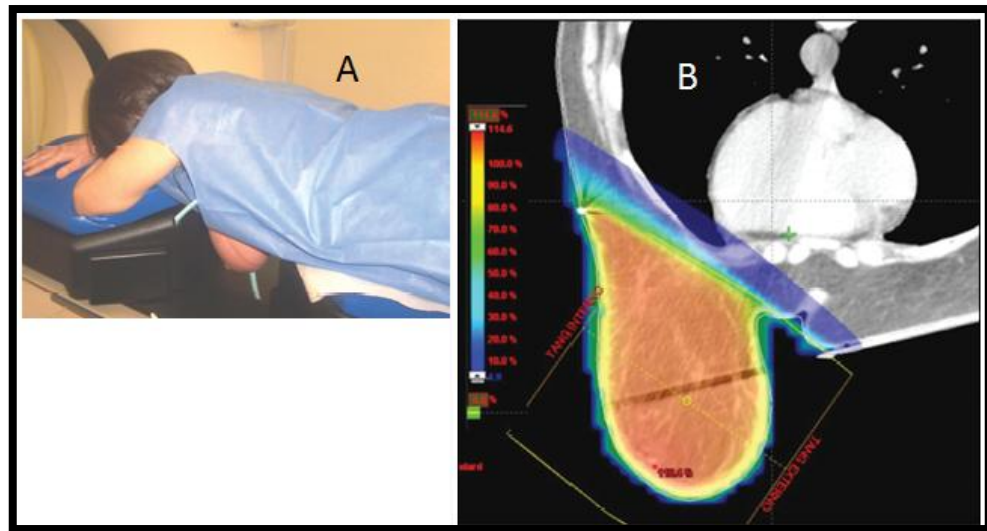


Figura 32 Paciente en posición de tratamiento con el soporte de mama prono, para la realización de la TC.
(A) Plan de tratamiento con fotones de 6 MV y 3D-CRT de la misma paciente en posición decúbito prono
(B)

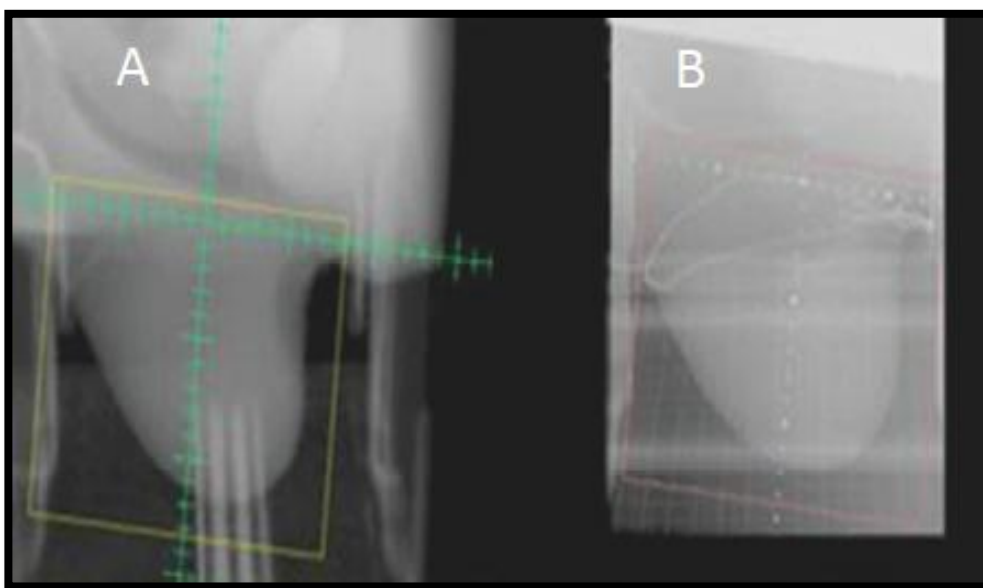


Figura 33 DRR (A) e imagen digital de localización de los campos tangenciales (B), posición de tratamiento en decúbito prono

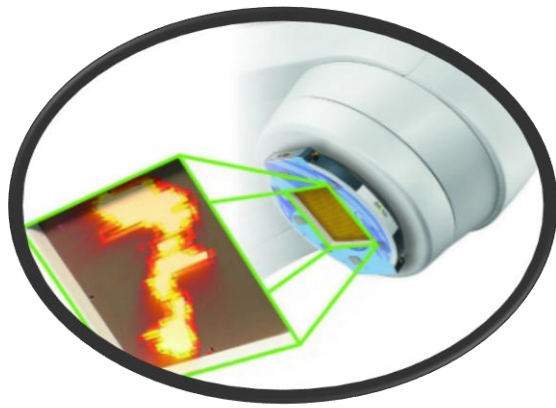
2.3.3.2. Aspectos técnicos de la radioterapia en tratamientos de *Post-mastectomía*

En las pacientes sometidas a irradiación post-mastectomía, se considera como estándar la irradiación de la pared costal, utilizando campos tangenciales o un campo directo con electrones. Se utiliza, con frecuencia, un bolus⁷ sobre la superficie de la piel durante una parte del tratamiento para asegurar la administración de una dosis adecuada a la superficie cutánea. Al igual que con la irradiación a la glándula mamaria, usualmente, se utilizan dosis de 180 a 200 cGy diariamente, hasta una dosis total de 5000 cGy, aunque el empleo de otros esquemas de fraccionamiento también es aceptable. El empleo de una dosis de

⁷ material de composición orgánica equivalente a la densidad del agua (cera/parafina, agua o siliconas) que, apoyados en la zona a tratar del paciente, homogenizan la dosis en piel reduciéndola en profundidad

refuerzo a la cicatriz de la mastectomía (boost), es controversial, y no se considera obligatorio en pacientes con márgenes negativos.

La mayoría de las pacientes también requieren tratamiento a la fosa supraclavicular. La extensión del campo supraclavicular para incluir toda la axila sigue siendo controversial, pero no parece estar indicada en pacientes sometidas a una disección axilar adecuada. El tratamiento de la cadena mamaria interna sigue siendo controversia, la normativa reciente de la Sociedad Americana de Oncología Clínica o ASCO por sus siglas en inglés (23), no llegó a un consenso en cuanto a la irradiación de la cadena mamaria interna. Sin embargo, se ha establecido que, al decidir tratar la cadena mamaria interna, se deben utilizar técnicas de planificación de tratamiento elaboradas, para minimizar la dosis a las estructuras cardíacas y pulmonares.



CAPÍTULO III

MATERIALES Y EQUIPOS

- 3.1. Emisor de Radiación
 - 3.1.1. Clinac 2100 C/D
 - 3.1.2. Clinac 600C
- 3.2. Sistema de planificación
 - 3.2.1. Herramienta para la optimización y el cálculo de la distribución de la dosis
- 3.3. Índices de conformación
 - 3.3.1. Índice de conformación de la RTOG
- 3.4. Heterogeneidad de un plan de tratamiento
- 3.5. Histograma dosis volumen

CAPITULO III

MATERIALES Y EQUIPOS

En esta sección del trabajo se estará hablado, de los diversos equipos que se utilizaron para el análisis retrospectivo, además de los diferentes materiales que intervinieron en todo este proceso. Aunque el acelerador lineal y los soportes para pacientes no fue de uso directo en este trabajo, se describen para ilustrar el origen de las energías de 4 y 6 MV⁸ y los dispositivos que ayudan a las pacientes a recibir el tratamiento radiante.

3.1. EMISORES DE RADIACIÓN

El acelerador lineal utiliza tecnología de microondas (similares a la que se usa para radar) para acelerar los electrones en la parte del acelerador llamada "estructura aceleradora", y luego permite que estos electrones choquen contra un blanco de metal pesado. Como resultado de estos choques, los rayos X de alta energía son producidos del blanco. Estos rayos X de alta energía se dirigen al tumor del paciente y se conforman al salir de la máquina para formar un haz que corresponde con el tumor del paciente. El haz puede ser formado ya sea por bloques puestos en la cabeza de la máquina o por un colimador de multi-lámina incorporado en la cabeza de la máquina. El haz sale de una parte del acelerador llamada gantry, que rota alrededor del paciente. (Figura 34)

⁸ Millones de Voltios

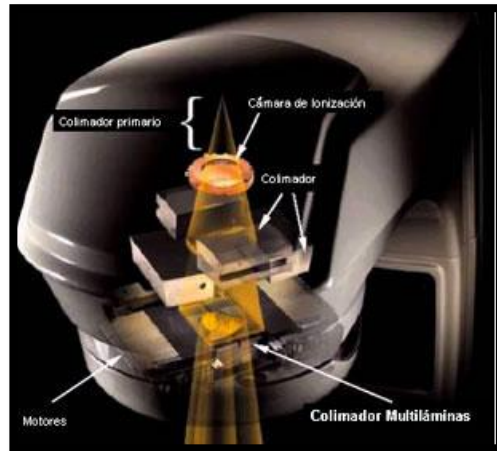


Figura 34 Esquema del interior del cabezal de un acelerador CLINAC de Varian Medical Systems para radioterapia externa.

3.1.1. Clinac 2100 C/D

Acelerador lineal de la compañía Varian Medical Systems modelo CLINAC 2100 C/D serial 1414, ubicado en U.R.O. GURVE en el IMLF

Características:

- Acelerador dual de fotones y electrones.
- Dos (2) Potenciales aceleradores para fotones 6 y 18 MV o 6X y 18X
- Cinco (5) energías nominales para electrones 4,6,9,12 y 16 MeV⁹.
- Isocentro de 100 cm.
- Sistema de imagen para control de posicionamiento On Board Imaging (OBI).

⁹ Millones de electrón Voltios

- Colimador multiláminas (MLC) modelo Millennium 120, de 120 láminas de 0.5 y 1cm de grosor para conformar campos de tratamientos.
- Capacidad para tratamientos conformados, de IMRT y V-MAT



Figura 35 Clinac 2100C/D U.R.O GURVE

3.1.2. Clinac 600C



Figura 36 Clinac 600C

Acelerador lineal de la compañía Varian Medical Systems modelo CLINAC 600C serial 0465 ubicado en U.R.O. GURVE.

Características:

- Un Potencial acelerador para fotones de 4 MV o 4X.
- Isocentro de 100 cm.
- Colimador multiláminas marca Mark V de 56 láminas de 1 cm de grosor. para conformar campos de tratamientos.
- Capacidad para tratamientos conformados.

3.2. SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Se cuenta con un sistema de planificación Eclipse de la empresa Varian Medical System, este sistema cuenta con:

- Eclipse versión 8.9
- Planificación en 2D, 3D, IMRT, VMAT.
- Soporta imágenes de radiografías (mediante digitalizador de radiografías computarizada CR) así como tomografías para la planificación de los tratamientos.
- Dibujar en cualquier plano o modalidad de imagen utilizando el sistema para el registro y, capacidades de evaluación del plan.

3.2.1. Herramientas para la optimización y cálculo de la distribución de la dosis

- Distribución de dosis en 3D usando el algoritmo de cálculo de análisis de anisotropías o por sus siglas en ingles AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), versión 8.9.17
- Algoritmo de optimización volumétrica de dosis o por sus siglas en inglés (DVO) versión 8.9.17 para el cálculo de compensador de superficies irregulares e intensidad modulada (IMRT).

- Optimizador de geometría de plan o por sus siglas en inglés (PRO) versión 8.9.17 para el uso de Rapid Arc.

3.3. ÍNDICES DE CONFORMACIÓN

Un método para la evaluación de un plan de tratamiento, es el uso de índices de conformidad. Un índice de conformidad tiene como objetivo medir que tan bien se ajusta la distribución de dosis para la forma del blanco. Se puede definir como un valor absoluto resultante de la relación entre el volumen de la lesión o de una fracción de este volumen y el volumen delimitado por una isodosis o una fracción de este volumen. También puede ser definido por la relación de una isodosis con otra isodosis (isodosis de prescripción, isodosis de referencia, isodosis mínima, isodosis máxima).

El Grupo de Radioterapia Oncológica (RTOG) en sus directrices para radiocirugía en 1993, Shaw, et al. (24) propusieron tres indicadores ampliamente utilizados que se pueden usar para describir la calidad de los planes. De estos solo describiremos el que usaremos en este trabajo retrospectivo.

3.3.1. Índice de conformación de la RTOG

Este índice viene dado por la expresión:

$$IC_{RTOG} = PIV / TV \text{ (Ec. 4)}$$

Donde PIV es el volumen de la isodosis de prescripción y el TV es el volumen blanco. El índice de conformidad de la RTOG (Ec.4) es fácil de interpretar, un índice de conformidad igual a 1 corresponde a una conformación ideal, un índice de conformidad superior a 1 indica que el volumen irradiado es mayor que el volumen blanco e incluye los tejidos sanos. Si el índice es menor que 1, el

volumen blanco es solo parcialmente irradiado. Conforme a las directrices del RTOG, los rangos de valores del índice de conformidad se han definido para determinar la calidad de la conformación, pero un valor de 1 rara vez se obtiene. Si el índice de conformidad se sitúa entre 1 y 2, el tratamiento es considerado que cumple con protocolo, un índice entre 2 y 2.5 o 0.9 y 1, se considera que viola el protocolo, pero en una pequeña proporción y un índice inferior a 0.9 o mayor a 2.5 viola el protocolo completamente. (25)

3.4. HETEROGENEIDAD DE UN PLAN DE TRATAMIENTO

En todo tratamiento radiante siempre se busca que el blanco sea cubierto por el 100 % de la dosis prescrita, o en su defecto si las geometrías o técnicas no lo permiten ajustar a no menos de la curva del 95 %. Por la naturaleza de la radiación usada (fotónica) y el tipo de terapia radiante (tele-terapia) siempre dentro de la zona blanco se van a crear zonas o lagunas de hiper-dosis que sobre pasen el 100 % de la dosis prescrita, zonas de 103, 108, 113, 115 % entre otras. Dentro del volumen blanco está presente siempre un punto caliente de máxima dosis, este punto caliente debe ser lo más bajo posible siempre que la cobertura del blanco sea la adecuada y garantizar que este punto este por debajo de un determinado valor umbral, garantiza que estas zonas o lagunas de heterogeneidades están por debajo de ese valor aceptado.

3.5. HISTOGRAMA DOSIS VOLUMEN

Un histograma dosis volumen o por sus siglas en inglés (DVH) es un diagrama que relaciona la dosis de radiación impartido a un volumen de tejido dado en la planificación de la terapia de radiación, los DVHs son comúnmente utilizados como una herramienta de evaluación del plan y para comparar la dosis de los diferentes planes o estructuras involucradas.

Esta herramienta nos permite visualizar la dosis recibida por cualquier órgano a riesgo expuesto en el plan, así como la dosis recibida por en blanco en valores cuantificables como dosis mínima, máxima o dosis promedio por el órgano en su totalidad.

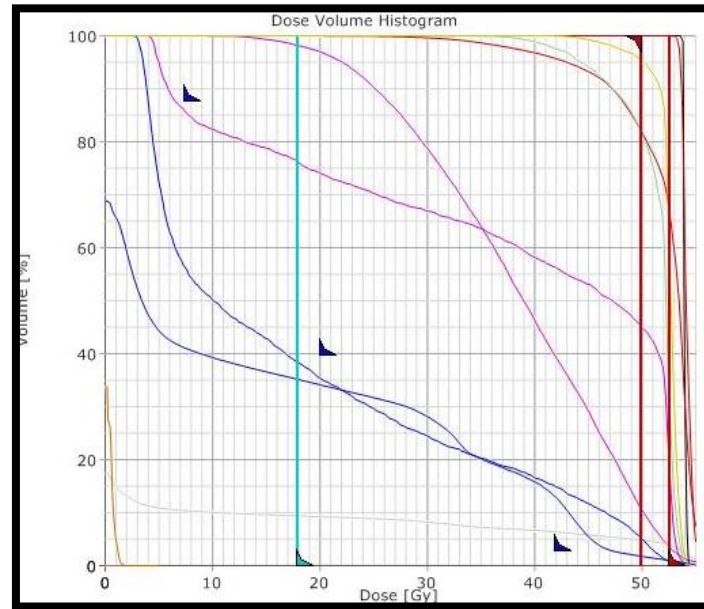
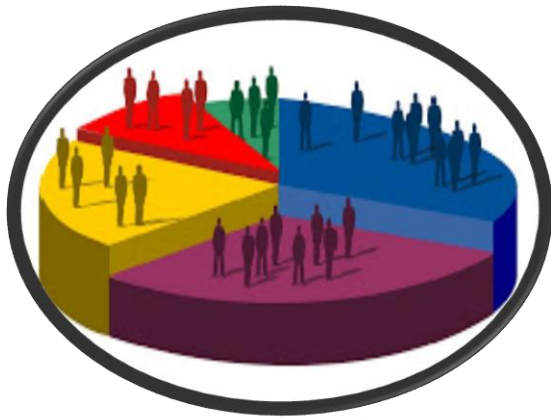


Figura 37 DVH típico en un plan de tratamiento radiante, en rojo se aprecia la estructura blanco mientras que en azul, morado gris etc. las estructuras que se quieren proteger



CAPÍTULO IV

POBLACION Y RESULTADOS DE LOS CASOS

- 4.1. Población
- 4.2. Casos evaluados
 - 4.2.1. Casos de mama prono
 - 4.2.2. Casos de mama supino derecha
 - 4.2.3. Casos de mama supino izquierda
 - 4.2.4. Casos de pared costal derecha
 - 4.2.5. Casos de pared costal izquierda
 - 4.2.6. Casos especiales

CAPITULO IV

POBLACION Y RESULTADOS DE LOS CASOS

4.1. POBLACIÓN

Para el análisis retrospectivo se usaron en este trabajo las tomografías de pacientes femeninas que fueron sometidas a tratamientos radiantes por cáncer de mama, la población usada fueron las tomografías de las pacientes del servicio de U.R.O. GURVE ubicado en el instituto médico la floresta. En total se usaron para la muestra 92 tomografías distribuidas en los siguientes grupos:

PACIENTES TRATADAS POR CÁNCER DE MAMA	CANTIDAD
Posición prono derecha	10
Posición prono izquierda	10
Derecha en posición supino	20
Izquierda en posición supino	19
Pared costal derecha	15
Pared costal izquierda	15
Casos especiales	3



Gráfico 1 Distribución de la muestra usada para el análisis retrospectivo

4.2. CASOS EVALUADOS

En esta sección se detallan los valores obtenidos de los diversos planes aplicados a los casos tomados para la muestra. A continuación, detallamos una serie de datos importantes para las tablas de datos.

1. IC = Índice de conformación (Ver sección 3.3 Pag.79)
2. %H = Porcentaje de Heterogeneidad (Ver sección 3.4 Pag.80)
3. * La exposición de los órganos a riesgo se evaluó de la siguiente manera:
 - Mediante el valor del V_{20}^{10} recibida para el caso del corazón (%).
(tolerancia mediante las recomendaciones de la RTOG 1005-2014
 $V_{20} < 5\%$)
 - Mediante el valor de V_{20} para el caso del pulmón ipsilateral
(tolerancia mediante las recomendaciones de la RTOG 1005-2014
 $V_{20} < 20\%$)

4.2.1. Casos de mama prono

La posición en de cubito prono se usa en los casos que las mamas son voluminosas y colgantes, para que de esta manera caigan y eviten formar pliegues que puedan ser propensos a radiodermatitis.

Nota: en los casos de mama prono no se realizaron planes de V-MAT por razones técnicas de la aplicación de esta técnica.

¹⁰ Expresa el volumen del órgano que recibe 20 Gy

Tabla 3 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama prono derecha

Cantidad de casos: 10

Técnica	Energía	IC	% H	Órganos a riesgo*	
				Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	4X	1,25	13,22	1,10	19,20
Cuña Dinámica	4X	1,28	12,43	1,12	18,20
Compensador electrónico	6X	1,29	9,81	1,10	20,10
F in F	4X	1,25	8,70	0,75	19,35
IMRT	6X	0,97	17,98	3,5	23,10

Tabla 4 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama prono izquierda

Cantidad de casos: 10

Técnica	Energía	IC	% H	Órganos a riesgo*	
				Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	6X	1,30	9,80	1,75	19,10
Cuña Dinámica	6X	1,29	10,22	1,40	19,10
Compensador electrónico	6X	1,35	10,30	1,30	19,20
F in F	6X	1,32	8,10	0,5	18,70
IMRT	6X	0,99	19,80	6,1	24,20

4.2.2. Casos de mama supino derecha

Tabla 5 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama supino derecha con energía de 4X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,25	13,25	0	19,20
Cuña Dinámica	1,27	12,50	0	19,30
F in F	1,20	10,10	0	18.95

Tabla 6 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama supino derecha con energía de 6X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,23	10,25	0	18,50
Cuña Dinámica	1,19	10,10	0	18,40
Compensador electrónico	1,27	9,85	0	17,50
F in F	1,30	8,75	0	18,00
IMRT	0,95	15,15	0	20,50
V-MAT	0,90	16,00	0.85	21,25

4.2.3. Casos de mama supino izquierda

Tabla 7 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama supino izquierda con energía de 4X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,20	14,25	0,55	19,20
Cuña Dinámica	1.19	13,20	0,52	19,30
F in F	1,20	9,85	0,50	18,95

Tabla 8 Comparativa de los datos obtenidos promediados para mama supino izquierda con energía de 6X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,25	10,20	0,30	19,25
Cuña Dinámica	1,23	10,19	0,35	19,20
Compensador electrónico	1,22	10,10	0,30	18,26
F in F	1,21	8,75	0,25	18,10
IMRT	0,95	15,20	1,55	19,25
V-MAT	0,90	15,80	3,55	20,50

4.2.4. Casos de pared costal derecha

Tabla 9 Comparativa de los datos obtenidos promediados para pared costal derecha con energía de 4X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,10	18,20	0	19,10
Cuña Dinámica	1,12	19,55	0	18,90
F in F	1,15	15,15	0	18,90

Tabla 10 Comparativa de los datos obtenidos promediados para pared costal derecha con energía de 6X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,11	17,25	0	18,40
Cuña Dinámica	1,11	18,15	0	18,10
Compensador electrónico	1,10	14,15	0	17,30
F in F	1,10	15,05	0	17,35
IMRT	0,95	19,25	0	19,40
V-MAT	0,93	23,00	0,80	22,25

4.2.5. Casos de pared costal izquierda

Tabla 11 Comparativa de los datos obtenidos promediados para pared costal izquierda con energía de 4X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,12	19,20	0,50	18,50
Cuña Dinámica	1,10	18,55	0,45	18,00
F in F	1,08	15,55	0,50	18,10

Tabla 12 Comparativa de los datos obtenidos promediados para pared costal izquierda con energía de 6X

Técnica	IC	% H	Órganos a riesgo*	
			Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Cuña Física	1,10	18,55	0,30	17,50
Cuña Dinámica	1,15	17,15	0,25	18,40
Compensador electrónico	1,18	14,55	0,30	17,00
F in F	1,15	15,15	0,30	18,55
IMRT	0,93	23,25	2,55	19,50
V-MAT	0,92	24,00	4,55	22,00

4.2.6. Casos especiales

Tabla 13 Comparativa de los datos obtenidos promediados para casos especiales

Técnica	% H	Órganos a riesgo*	
		Corazón V ₂₀	Pulmón Ipsilateral V ₂₀
Técnica conformada (cuña física)	12,50	16,45	19,50
V-MAT	23,00	6,50	19,00

De los tres (3) casos usados para este análisis, 2 fueron paredes costales y el ultimo una mama preservada sumamente pequeña.



CAPÍTULO V

ANÁLISIS DE LOS CASOS

- 5.1. Casos de mama prono
 - 5.1.1. Índice de conformación
 - 5.1.2. Porcentaje de heterogeneidad
 - 5.1.3. Órganos a riesgo
- 5.2. Casos de mama supino derecha
 - 5.2.1. Índice de conformación
 - 5.2.2. Porcentaje de heterogeneidad
 - 5.2.3. Órganos a riesgo
- 5.3. Casos de mama supino izquierda
 - 5.3.1. Índice de conformación
 - 5.3.2. Porcentaje de heterogeneidad
 - 5.3.3. Órganos a riesgo
- 5.4. Casos de pared costal derecha
 - 5.4.1. Índice de conformación
 - 5.4.2. Porcentaje de heterogeneidad
 - 5.4.3. Órganos a riesgo
- 5.5. Casos de pared costal izquierda
 - 5.5.1. Índice de conformación
 - 5.5.2. Porcentaje de heterogeneidad
 - 5.5.3. Órganos a riesgo
- 5.6. Casos especiales

CAPITULO V

ANALISIS DE LOS CASOS

5.1. CASOS DE MAMA PRONO

5.1.1. Índice de conformación

Tabla 14 Valores obtenidos del índice de conformación y la desviación estándar obtenida de ellos

Técnica	Energía	IC derecha	Energía	IC izquierda	desviación estándar
Cuña Física	4x	1,25	6x	1,30	0,04
Cuña Dinámica	4x	1,28	6x	1,29	0,01
Compensador electrónico	6x	1,29	6x	1,35	0,04
F in F	4x	1,25	6x	1,32	0,05
IMRT	6x	0,97	6x	0,99	0,01

- Se puede observar por las desviaciones que presentan los valores de los índices de conformación que para ambas energías en las técnicas conformadas son casi invariantes tanto para mamas derechas o izquierdas.
- Los valores son similares entre si y es evidente que por encima de 1 y entre 1 y 2 con lo cual según las recomendaciones de las RTOG estaríamos dentro de tolerancia, esto se debe a que la zona irradiada es mayor que el volumen blanco como podemos apreciar en la Figura 43

5.1.2. Porcentaje de heterogeneidad

A continuación, se presenta un gráfico donde se muestran los valores esquematizados en un diagrama de barras de los valores obtenidos de este parámetro para ambas energías estudiadas. Los valores con un color similar representan la misma energía solo que se estudiaron en estilos de mama diferentes (derecha e izquierda).

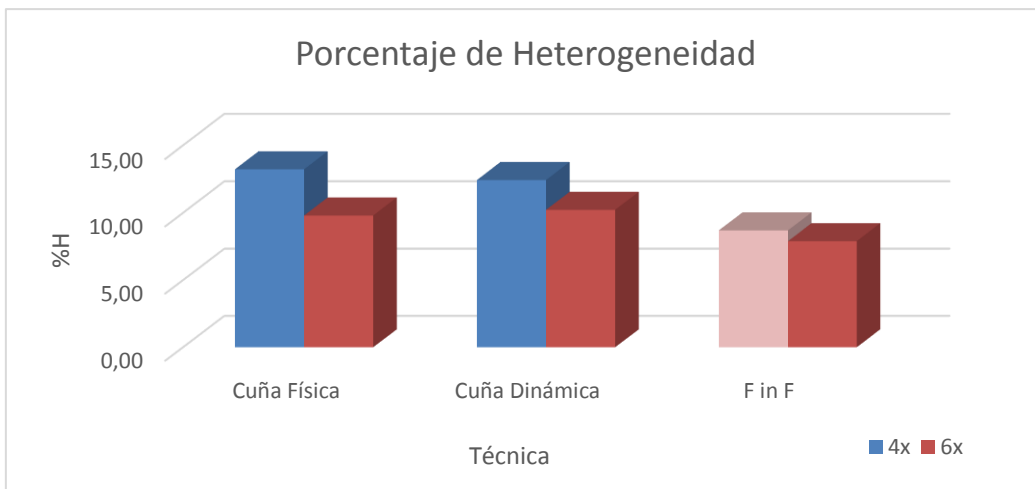


Gráfico 2 Variación del porcentaje de heterogeneidad para el análisis de mama prono en función de las técnicas analizadas. Compensador electrónico e IMRT solo se pueden aplicar con energía de 6X, se compara entre mama derecha e izquierda.

Se pueden apreciar varios aspectos restantes del Gráfico 2, ellos son:

- Para las técnicas conformadas de cuñas físicas y dinámicas el valor es apreciablemente más alto en la energía de 4X que cuando se usa 6X.
- La técnica de campo en campo presenta la misma tendencia con las energías, pero los valores son notoriamente más bajos que para las otras técnicas de 3D. En promedio es un 27% más bajo que para los mayores

valores (cuñas físicas) y es un 17% más bajo que para la técnica de compensador electrónico para la energía de 6X.

- La heterogeneidad más alta viene dada por la técnica de intensidad modulada. En todas las técnicas de IMRT se va a dar este comportamiento debido a que el volumen blanco se encuentra muy cerca de la superficie del paciente (piel) y en esta zona muy cercana al aire (donde se pierde el equilibrio electrónico) el sistema para cubrir toda la zona blanco, aumenta el valor de las zonas heterogéneas dentro del campo.

5.1.3. Exposición de órganos a riesgo

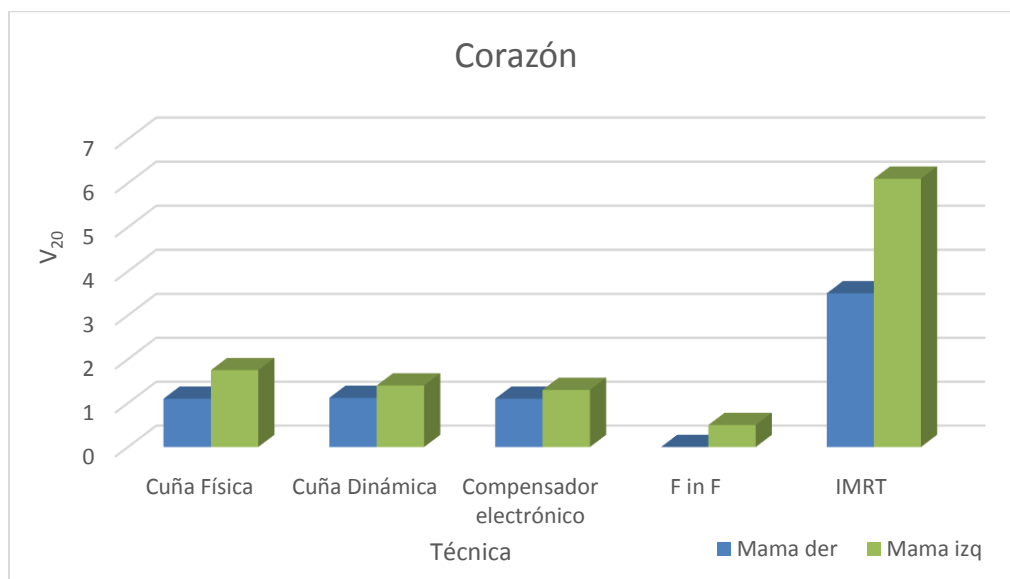


Gráfico 3 Variación de los valores del V_{20} para el corazón en función de las técnicas analizadas. F in F se refiere a la técnica de Field in Field o campo en campo

De este grafico podemos inferir los siguientes puntos:

- Los valores alcanzados por el corazón son más altos en las mamas izquierdas y esto tiene sentido ya que estas son más próximas a este órgano. La técnica de IMRT irradia excesivamente este órgano, más cuando se aplica a una mama izquierda en donde el corazón está más

expuesto. En más del 75% la IMRT irradia en exceso más que las otras técnicas promediadas.

- La técnica de campo en campo es más efectiva ya que es la que proporciona menor dosis al corazón. En promedio un 78% menos de irradiación que las otras técnicas 3D.

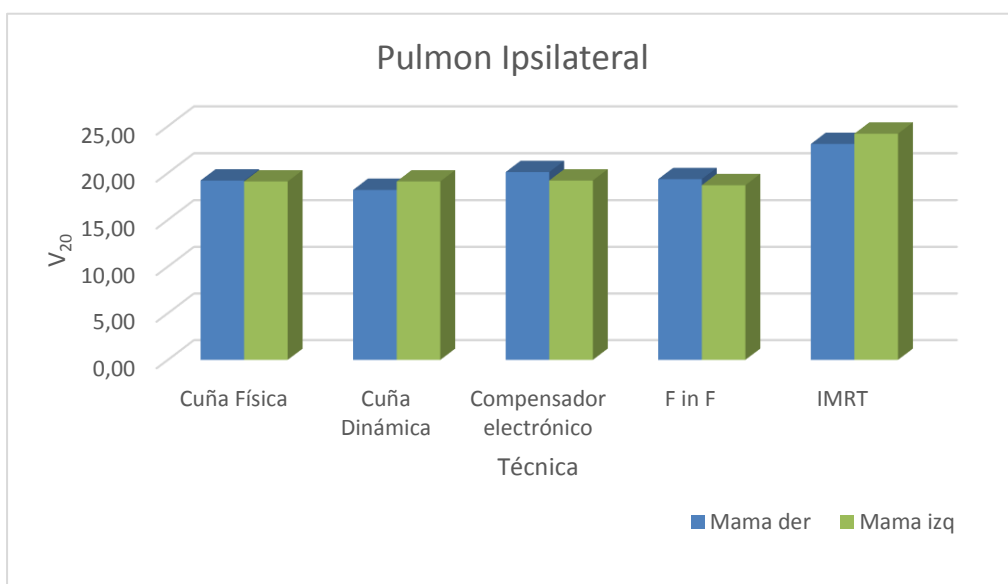


Gráfico 4 Variación de los valores del V_{20} para el pulmón ipsilateral en función de las técnicas analizadas. F in F se refiere a la técnica de Field in Field o campo en campo

De este grafico podemos inferir los siguientes puntos:

- La exposición en las técnicas conformadas 3D expresa una tendencia uniforme mostrando un promedio de 19,1 %. No hay aparente ventaja de ninguna técnica.
- La técnica de intensidad modulada irradia más que el resto, en promedio un 16% en la mama derecha y un 21 % más en mama izquierda.

5.2. CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA

5.2.1. Índice de conformación

Tabla 15 Comparación del efecto de la energía para el índice de conformación en técnicas 3D en mamas derechas

Técnica	4x	6x	Desviación estándar
Cuña Física	1,25	1,23	0,01
Cuña Dinámica	1,27	1,19	0,06
F in F	1,2	1,3	0,07

La Tabla 15 nos indica que el cambio de energía no parece tener ningún efecto relevante en el índice de conformación, por las diferencias entre los equipos de tratamiento no podemos comparar con las técnicas de intensidad modulada compensador electrónico o V-MAT, pero siguiendo este comportamiento podemos extrapolar estos resultados a estas técnicas.

Se observa en la Tabla 6 de la sección 4.2.2 que para las técnicas de IMRT y V-MAT los valores son más cercanos a 1 procurando esto una menor irradiación al tejido sano. En promedio las técnicas conformadas están alejadas del valor ideal en un 25% mientras que las técnicas de intensidad modulada lo están en un 7%

5.2.2. Porcentaje de heterogeneidad

A continuación, se presentan dos gráficos donde podemos apreciar cómo cambia este valor en función de la técnica aplicada.

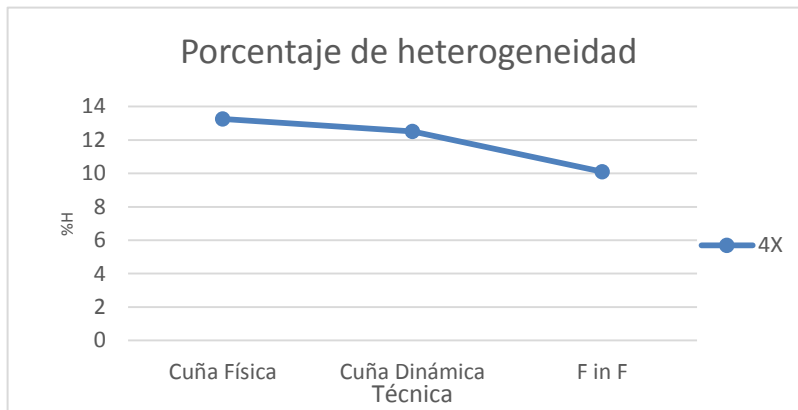


Gráfico 5 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 4X en mamas derechas

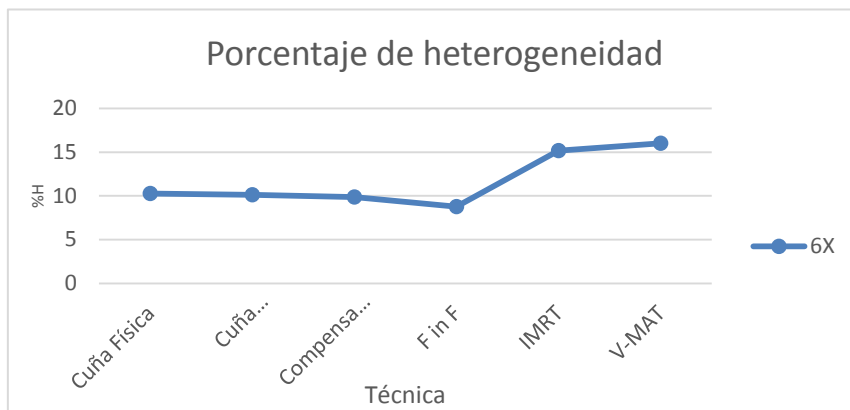


Gráfico 6 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 6X en mamas derechas

En este par de gráficos se puede apreciar como la técnica de campo en campo favorece para disminuir este valor, para ambas energías mostro un comportamiento similar, cuando se aplica con energía de 6x se logran obtener valores más bajos (8,75 para 6x Vs 10,1 para 4x)

5.2.3. Exposición de órganos a riesgo

Cuando se habla del corazón al irradiar mamas derechas no hay ninguna técnica resaltante, esto debido a la lejanía que tiene este órgano del blanco de irradiación. Sin embargo como podemos apreciar en la sección 4.2.2 en la Tabla 6 definitivamente la técnica de V-MAT irradia más este órgano por la naturaleza de los arcos.



Gráfico 7 Variación del valor V_{20} en el corazón en función de la técnica para casos de mama supino derecha con energía de 6X

En los siguientes gráficos podemos apreciar cómo es la variación para los valores del V_{20} del pulmón ipsilateral en función de la técnica y de la energía.

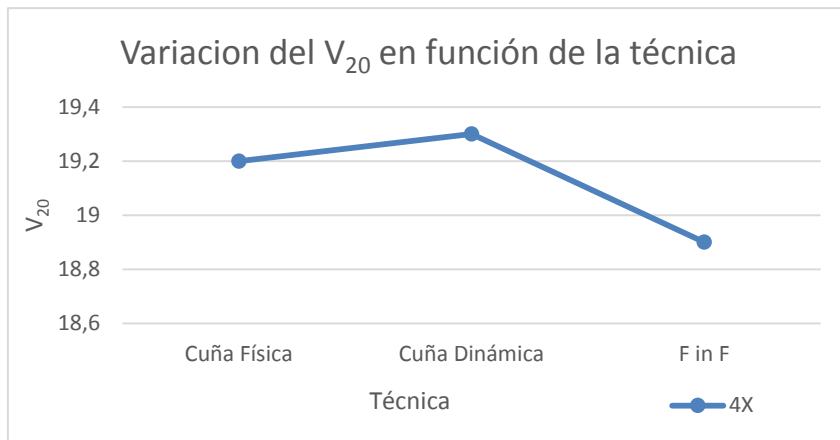


Gráfico 8 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de mama supino derecha con energía de 4X

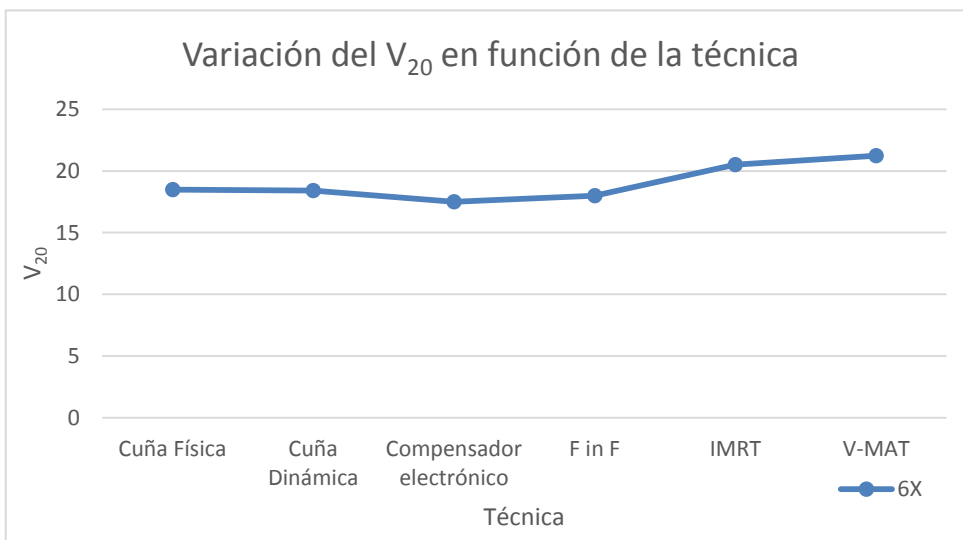


Gráfico 9 Variación del valor V_{20} en función de la técnica para casos de mama supino derecha con energía de 6X

En el Gráfico 8 y Grafico 9 podemos apreciar que para las técnicas conformadas 3D la variación es poca teniendo valores más bajos cuando se usa energía de 6X, estos valores en promedio para técnicas conformadas son un 5% más bajos que cuando se usa energía de 4X.

Las técnicas de IMRT y V-MAT ofrecen mejor cobertura y menor irradiación a tejidos sanos inmediatamente circundante al tener IC (Ver sección 4.2.2, Tabla 6) más cercanos a 1 pero irradian más los órganos a riesgo como podemos apreciar en el Gráfico 8 y Grafico 9.

Cabe destacar que las irradiaciones más bajas provienen de las técnicas de compensador electrónico y de campo en campo en orden decreciente respectivamente.

5.3. CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA

5.3.1. Índice de conformación

Tabla 16 Comparación del efecto de la energía para el índice de conformación en técnicas 3D en mamas izquierdas

Técnica	4x	6x	Desviación estándar
Cuña Física	1,2	1,25	0,04
Cuña Dinámica	1,19	1,23	0,03
F in F	1,2	1,21	0,01

Al igual que con las mamas derechas la energía no parece tener efecto aparente sobre el IC. Esto es lógico y consistente con el hecho de que, al estar hablando de técnicas conformadas el área irradiada será determinada solo por la forma del

campo y valores como la energía no afectan esta área solo como influyen sobre ella. (determinación de zonas heterogéneas y valor de máxima dosis)

En promedio las técnicas conformadas están alejadas del valor ideal en un 22% mientras que las técnicas de intensidad modulada lo están en un 7%

5.3.2. Porcentaje de heterogeneidad

A continuación, se presentan dos gráficos donde podemos apreciar cómo cambia este valor en función de la técnica aplicada.

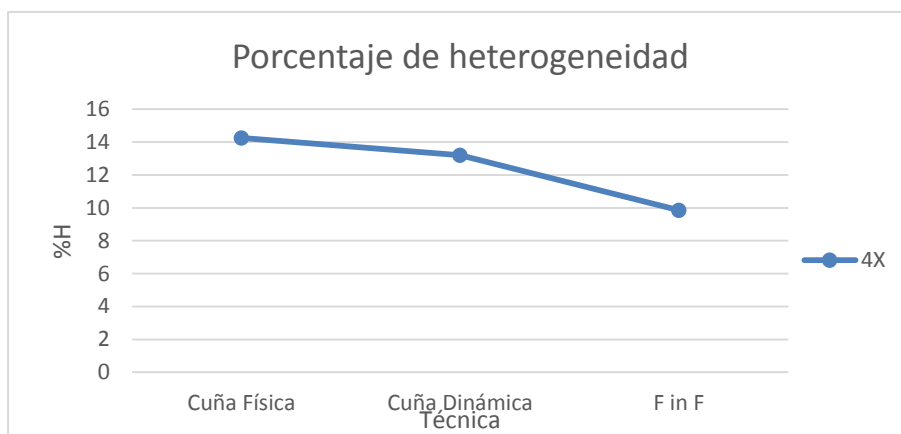


Gráfico 10 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 4X en mamas izquierdas supino

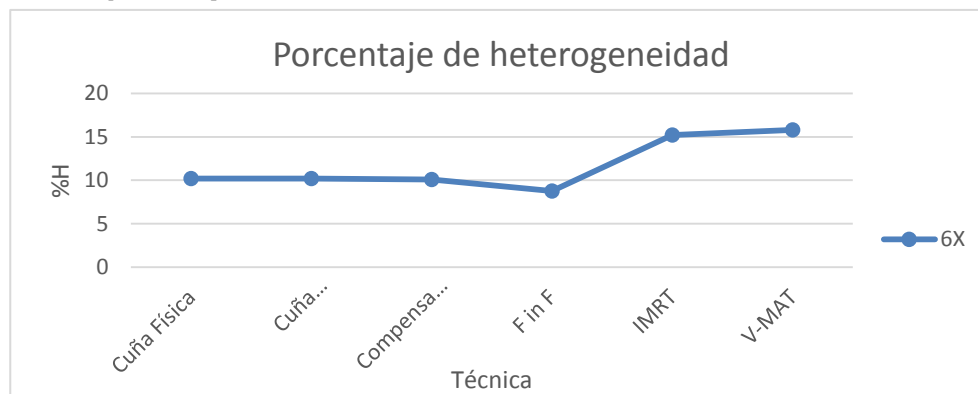


Gráfico 11 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 6X en mamas izquierdas supino

Vemos del Gráfico 10 y del Gráfico 11 como las técnicas conformadas ofrecen puntos de máxima dosis más bajo que las técnicas de intensidad modulada, como es de esperarse el aumento de la energía favorece a heterogeneidades más bajas.

Las técnicas de intensidad modulada tienen la desventaja en casos de irradiación de mama de que el volumen blanco está muy cerca de la superficie y la pérdida de equilibrio electrónico aumenta los valores de los porcentajes de las zonas heterogeneas.

Aumentar la energía favorece a técnicas como campo en campo a disminuir los puntos calientes.

5.3.3. Órganos a riesgo

El corazón cobra especial relevancia como órgano a riesgo cuando se irradian mamas izquierdas, siempre al irradiar la mama se tiene como premisa excluir al corazón si es posible en su totalidad, la dosis que reciben en la mayoría de los casos (Ver Tabla 7 y Tabla 8) proviene de la radiación dispersa o secundaria del tratamiento y no por el haz primario. Cuando se habla de técnicas como la IMRT o V-MAT el caso es distinto. En V-MAT los arcos en algún punto verán al corazón de forma directa y el haz primario contribuirá a su irradiación, en la IMRT la necesidad de usar varios campos no co-lineales (Ver Figura 41) compromete necesariamente la integridad del órgano, dejando su exclusión únicamente al peso o restricción que se le dé en el caculo de planificación inversa.

En el Gráfico 12 podemos apreciar como la IMRT y el V-MAT contribuyen notoriamente a la dosis en el corazón, en promedio un 89% más que las técnicas conformadas para la energía de 6X

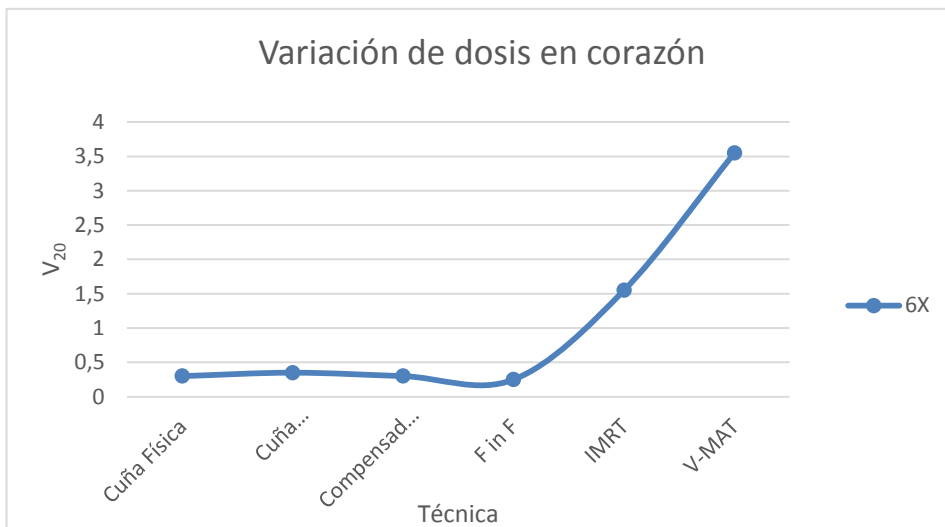


Gráfico 12 Variación del valor V_{20} en el corazón en función de la técnica para casos de mama supino izquierda con energía de 6X

En los gráficos a continuación vemos como varían los valores de V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica y de la energía.

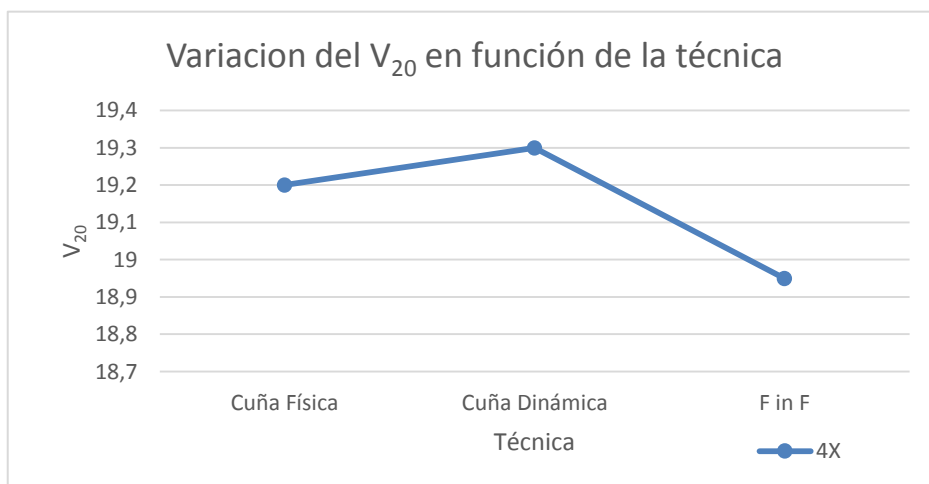


Gráfico 13 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de mama supino izquierda con energía de 4X

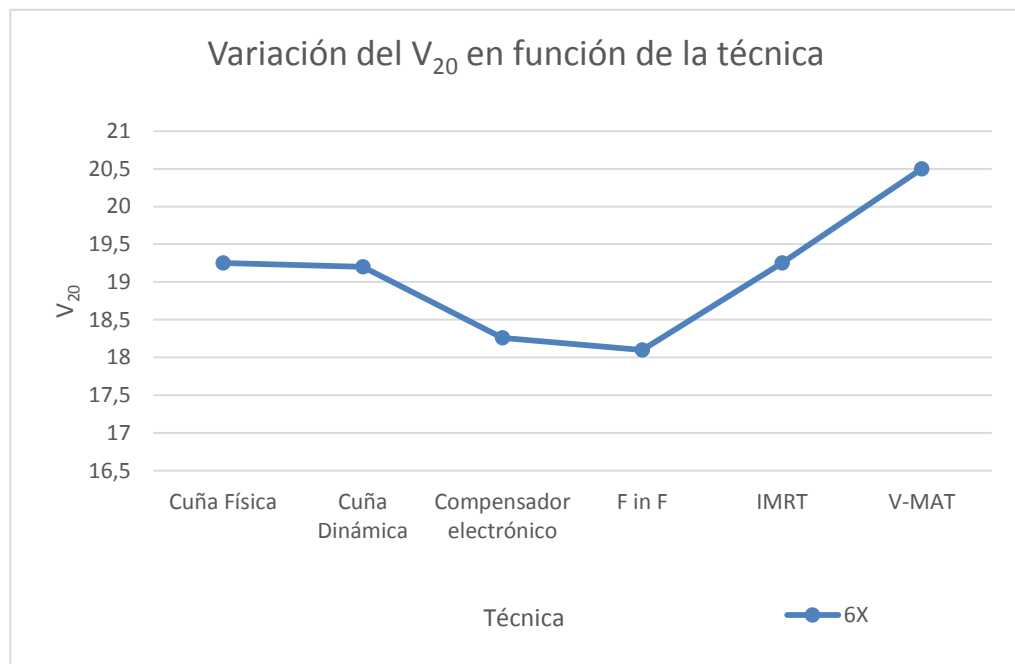


Gráfico 14 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de mama supino izquierda con energía de 6X

Los gráficos 13 y 14 nos muestra como al igual que en las mamas derechas la contribución de las técnicas de IMRT y V-MAT es mayor que las dosis impartidas por las técnicas conformadas, aproximadamente un 6%

La energía de 6X influye de manera positiva cuando es aplicada. Los valores en promedio en la Tabla 7 y Tabla 8 ilustran como los valores del V_{20} para técnicas iguales con energías distintas son ligeramente menor cuando usamos energía de 6X y no de 4X.

Cabe destacar que las irradiaciones más bajas provienen de las técnicas de compensador electrónico y de campo en campo en orden decreciente respectivamente al igual que en la irradiación de mamas derechas.

5.4. CASOS DE PARED COSTAL DERECHA

5.4.1. Índice de conformación

Tabla 17 Comparación del efecto de la energía para el índice de conformación en técnicas 3D en paredes costales derechas

Técnica	4x	6x	Desviación estándar
Cuña Física	1,10	1,11	0,01
Cuña Dinámica	1,10	1,11	0,01
F in F	1,15	1,10	0,04

Se observa de la Tabla 17 como la energía no tiene relevancia alguna en la influencia sobre el índice de conformación. Sin embargo, en términos de este parámetro cabe destacar que el promedio (1,11) se acerca más al valor ideal que en los otros casos conformados de los otros tipos de mama (derecha, izquierda y pronos), esto debido a que en las paredes costales en general (Ver Figura 44 en la sección E de anexos) la carencia de tejido a irradiar minimiza el volumen blanco permitiendo al campo que lo envuelve conformarlo mejor dejando más tejido sano libre, por lo tanto el área irradiada coincide más con el volumen blanco.

5.4.2. Porcentaje de heterogeneidad

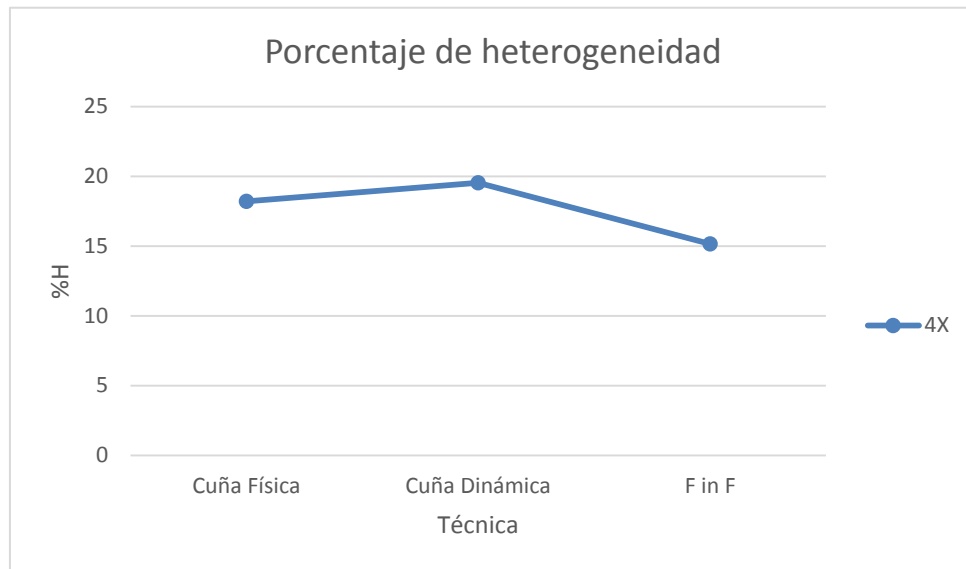


Gráfico 15 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 4X en paredes costales derechas

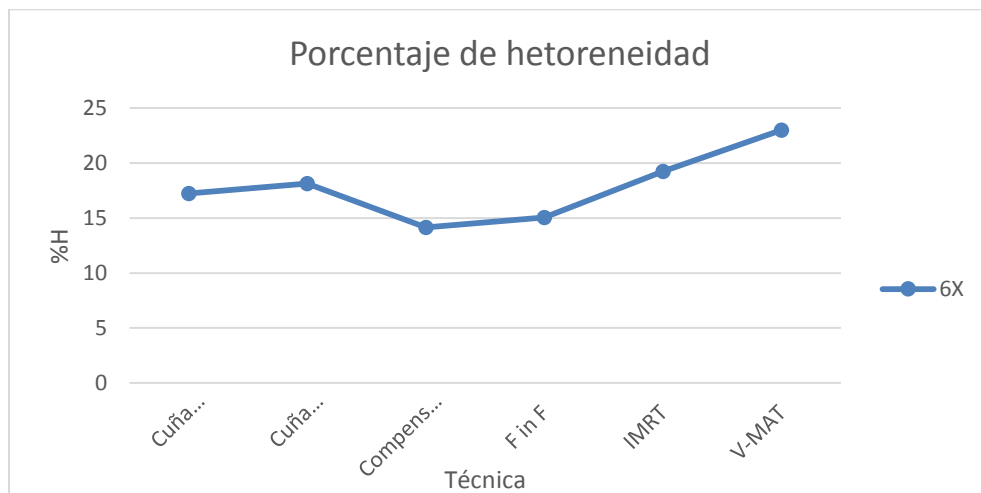


Gráfico 16 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 6X en paredes costales derechas

En principio resalta el hecho de que los valores para estos casos son mayores en forma general y para todas las técnicas, se sigue manteniendo la tendencia de que

las técnicas de IMRT y V-MAT presentan valores más altos que las técnicas conformadas.

Los valores de heterogeneidad altos en estos casos contribuyen a que exista más dosis presente en la superficie de las áreas irradiadas y esto es un hecho beneficioso para el tratamiento, porque de esta manera se contribuye mucho a la dosis en piel y en cicatrices que son propensas a recaídas de la enfermedad, no por ello debemos escoger siempre valores de curvas de isodosis que presenten heterogeneidades altas. Debe existir un compromiso entre la cobertura de la dosis y el punto máximo de esta para que las pacientes no presenten radio-dermatitis grave.

En general las distribuciones de dosis presentan un buen compromiso en cobertura y puntos calientes para la técnica de compensador electrónico.

5.4.3. Órganos a riesgo

El corazón cuando se trata de irradiación de lados derechos tiene poca relevancia gracias a que está bien alejado del lado afecto, solo la técnica de arcos lo irradia de forma apreciable y con radiación directa debido a la naturaleza de la misma. Aunque directamente no podemos cuantificar el comportamiento de todas las técnicas con la energía de 4X así como se hace para la energía de 6X (Ver Gráfico 17) podemos extrapolar este comportamiento para esta energía.

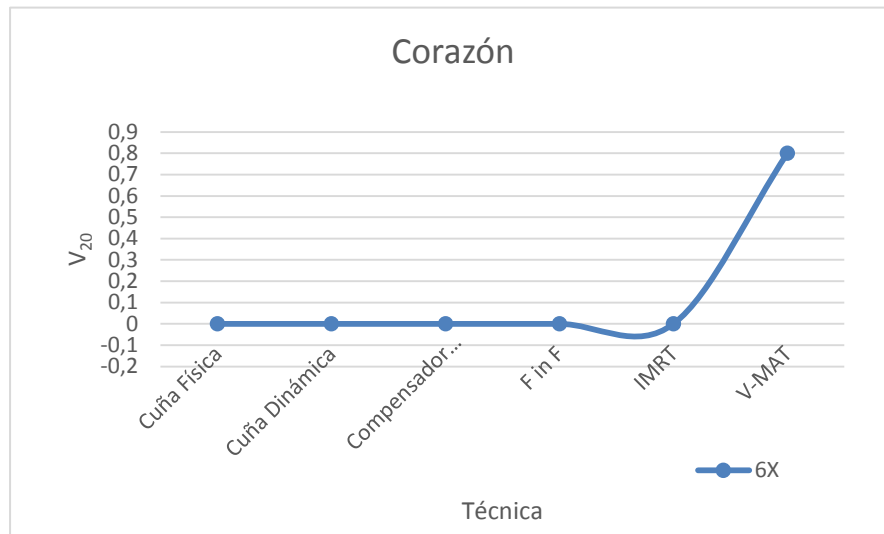


Gráfico 17 Variación del valor V_{20} en el corazón en función de la técnica para casos de pared costal derecha con energía de 6X

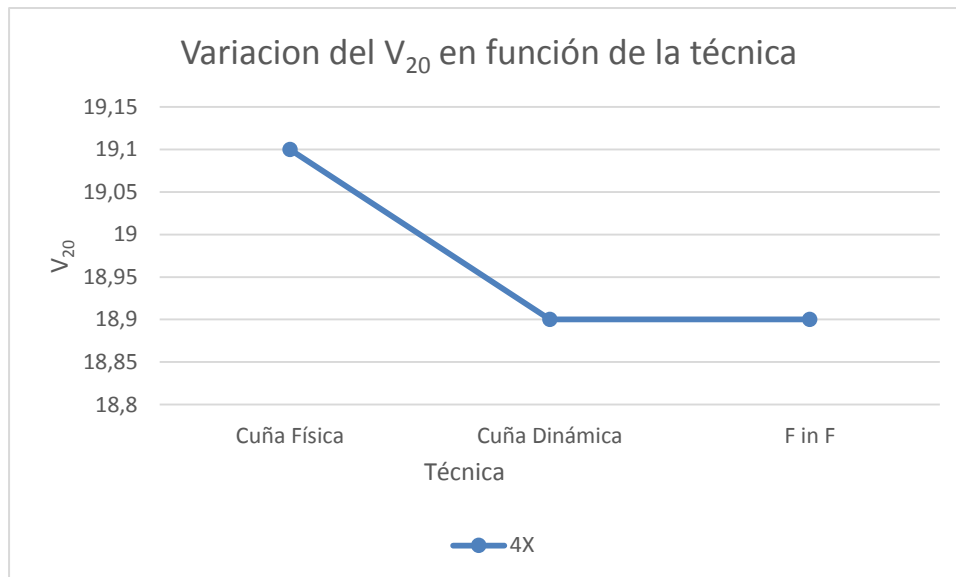


Gráfico 18 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de pared costal derecha con energía de 4X

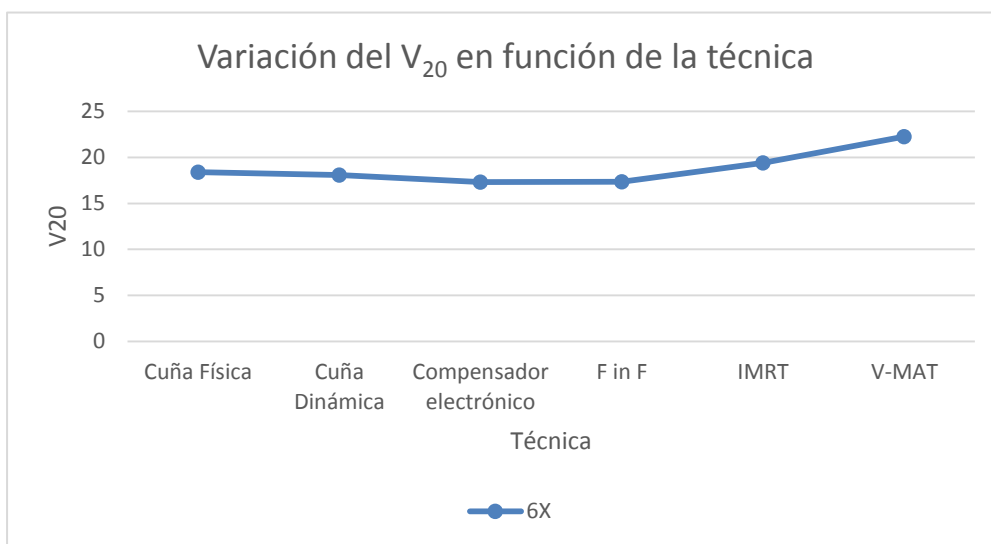


Gráfico 19 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de pared costal derecha con energía de 6X

Podemos apreciar en el gráfico 18 y 19 como la energía de 6X favorece levemente la dosis que recibe el pulmón ipsilateral en estos casos. Hay una clara similitud (Ver Gráfico 19) entre las técnicas conformadas de campo en campo y compensador electrónico en cuanto a eficiencia del tratamiento e irradiación del pulmón.

La contribución de las técnicas de IMRT y V-MAT es mayor que las dosis impartidas por las técnicas conformadas, aproximadamente un 5%.

5.5. CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA

5.5.1. Índice de conformación

Tabla 18 Comparación del efecto de la energía para el índice de conformación en técnicas 3D en paredes costales izquierdas

Técnica	4x	6x	Desviación estándar
Cuña Física	1,12	1,1	0,01
Cuña Dinámica	1,1	1,15	0,04
F in F	1,08	1,15	0,05

En la Tabla 18 se aprecia, así como en los casos anteriores que la energía no es relevante para el índice de conformación. Al igual que en los casos de pared costal derecha los valores del IC para las técnicas conformadas son más cercanos al valor ideal por la razón expuesta anteriormente (Ver sección 5.4.1)

5.5.2. Porcentaje de heterogeneidad

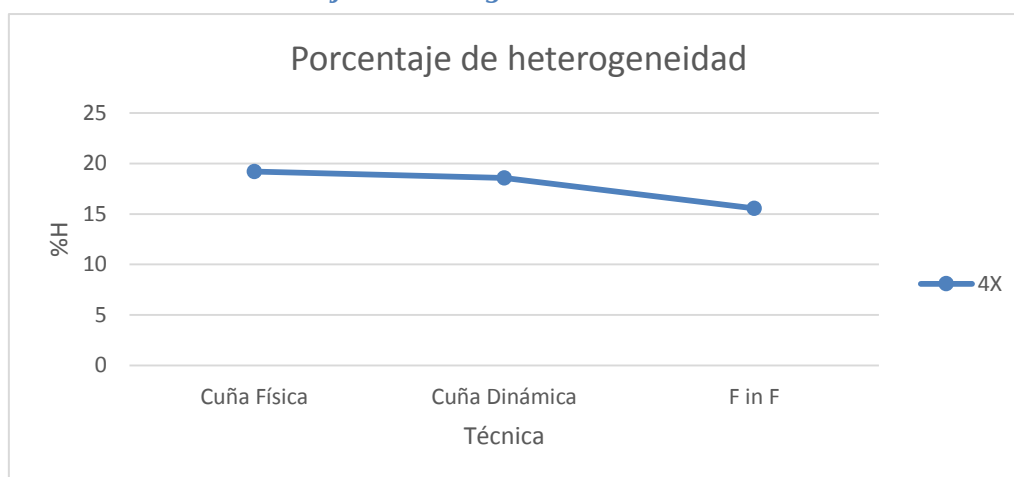


Gráfico 20 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 4X en paredes costales izquierdas

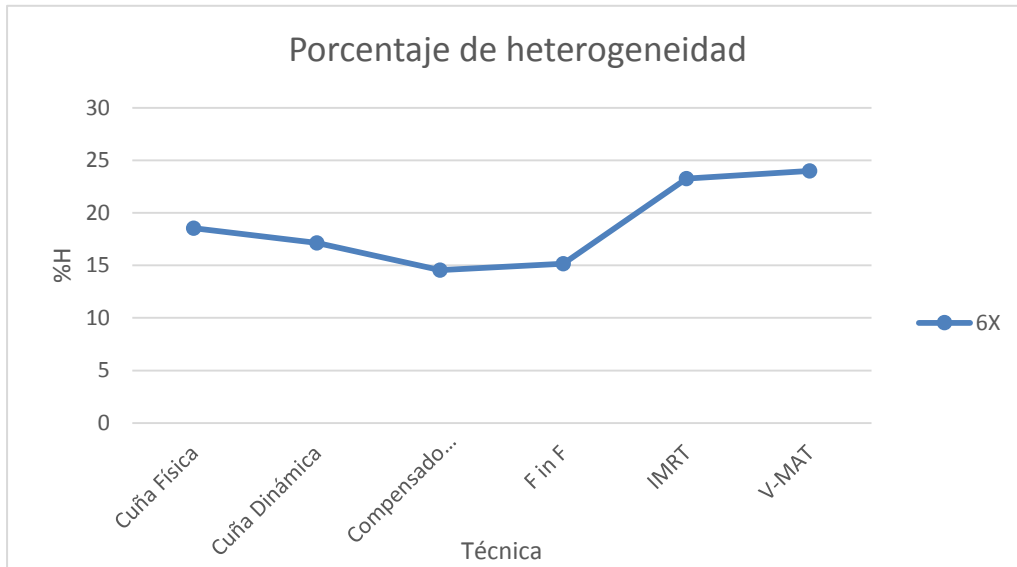


Gráfico 21 Variación del porcentaje de heterogeneidad en función de la técnica para energía de 6X en paredes costales izquierdas

En principio resalta el hecho al igual que en el caso anterior (Ver 5.5.2) de que los valores para estos casos son mayores en forma general y para todas las técnicas, se sigue manteniendo la tendencia de que las técnicas de IMRT y V-MAT presentan valores más altos que las técnicas conformadas.

En estos casos los gráficos 20 y 21 nos muestran una clara tendencia en las técnicas de compensador electrónico y campo en campo de ser las que logran las distribuciones de dosis más homogéneas con los porcentajes de heterogeneidades más bajos.

Resalta el hecho al evaluar los valores de Tabla 12 que en promedio los valores de las heterogeneidades para las técnicas de IMRT y V-MAT son un 10% más altos que en los casos de las paredes costales derechas.

5.5.3. Órganos a riesgo

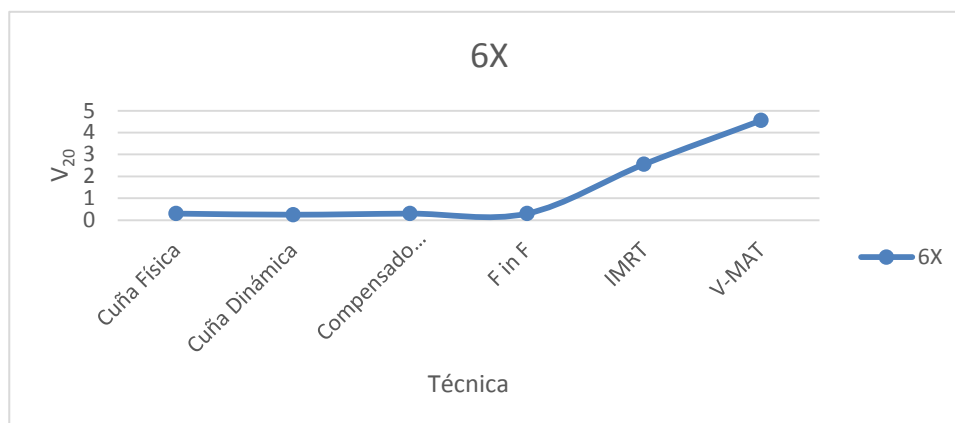


Gráfico 22 Variación del valor V_{20} en el corazón en función de la técnica para casos de pared costal izquierda con energía de 6X

Así como en los casos de mamas izquierdas también en estos casos de paredes costales izquierdas el corazón cobra relevancia incluso con las técnicas conformadas 3D (que son las que más excluyen este órgano). En promedio para paredes izquierdas las técnicas 3D aportan en un 90% más de dosis al corazón que cuando irradian zonas derechas. Se mantiene, así como en los otros casos la evidente irradiación al corazón que aportan las técnicas de intensidad modulada frente a las técnicas de 3D.

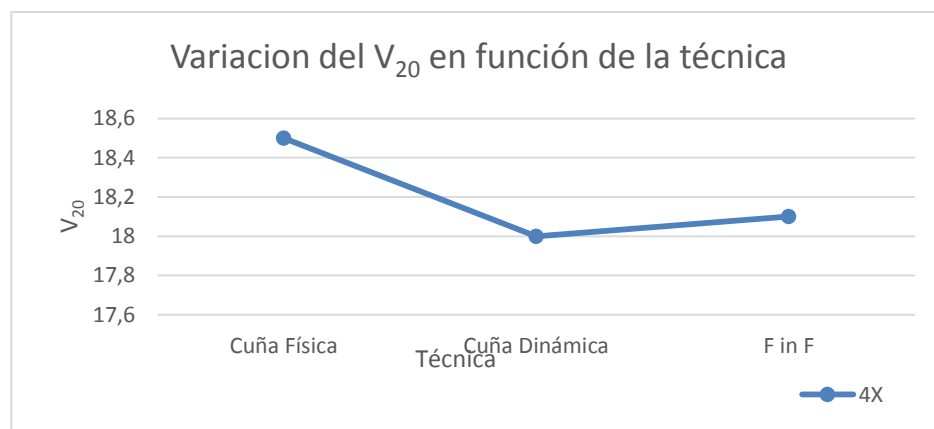


Gráfico 23 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de pared costal izquierda con energía de 4X

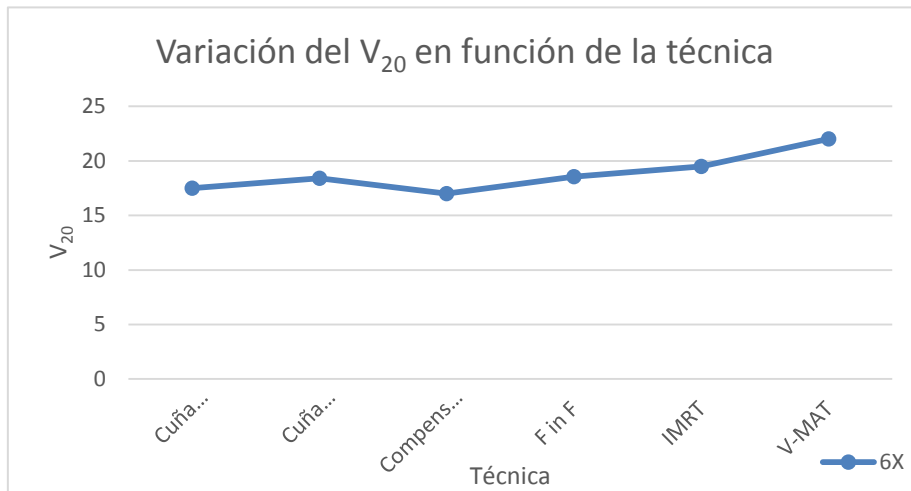


Gráfico 24 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos de pared costal izquierda con energía de 4X

Se observa en el Gráfico 23 y Gráfico 24 como la energía de 6X favorece a que la dosis sea levemente más en el pulmón ipsilateral. Las técnicas que mejor favorecen a la irradiación (Ver Gráfico 24) están entre el campo en campo y compensador electrónico siendo esta última cuantitativamente más eficiente ya que irradia en un 3% menos.

La contribución de las técnicas de IMRT y V-MAT es mayor que las dosis impartidas por las técnicas conformadas, aproximadamente un 6%.

5.6. CASOS ESPECIALES

En este tipo de casos no se presentarán esquemas para índice de conformación o dosis para órganos a riesgo para ambas energías o técnicas, ya que estos valores y análisis fueron abordados en los casos anteriores. Estos casos son especiales porque la forma del volumen blanco es tan singular, que la forma de irradiarlos y preservar los órganos a riesgo es sumamente complicada cuando de técnicas conformadas se habla.

Convencionalmente estos casos se tratan con un plan de tratamiento conformado híbrido, donde parte de la dosis se da con fotones y otra se da con electrones. Este planteamiento tiene varios contras: el primero es que la unión de campos siempre trae como consecuencia zonas de “incertidumbre”, la segunda es que no siempre se tiene la energía exacta de electrones como para cubrir todo el volumen blanco de la misma forma que lo cubre el campo de fotones lo que conlleva a una irradiación dispareja del blanco.

La técnica V-MAT ofrece una alternativa para evitar irradiar estos blancos de forma híbrida.

5.6.1. *Porcentaje de heterogeneidad*

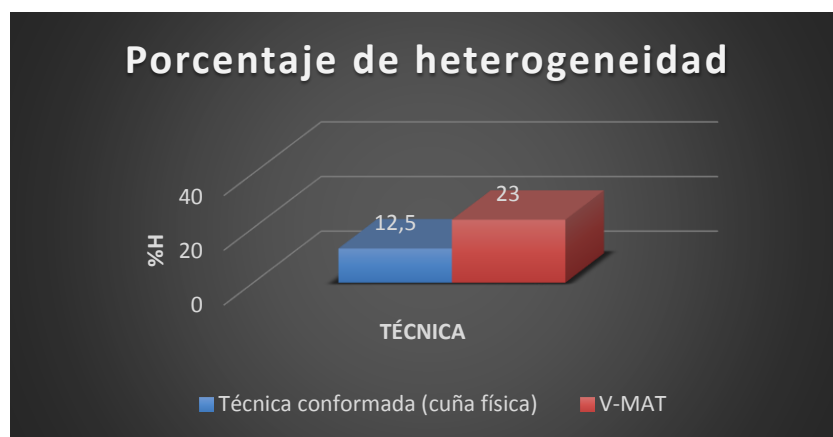


Gráfico 25 Variación del porcentaje de heterogeneidad para los casos especiales en función de la técnica con energía de 6X

Como en los anteriores casos el Gráfico 25 nos muestra como en los planes de V-MAT estos valores están siempre muy por encima de los proporcionados por técnicas conformadas.

5.6.2. Órganos a riesgo

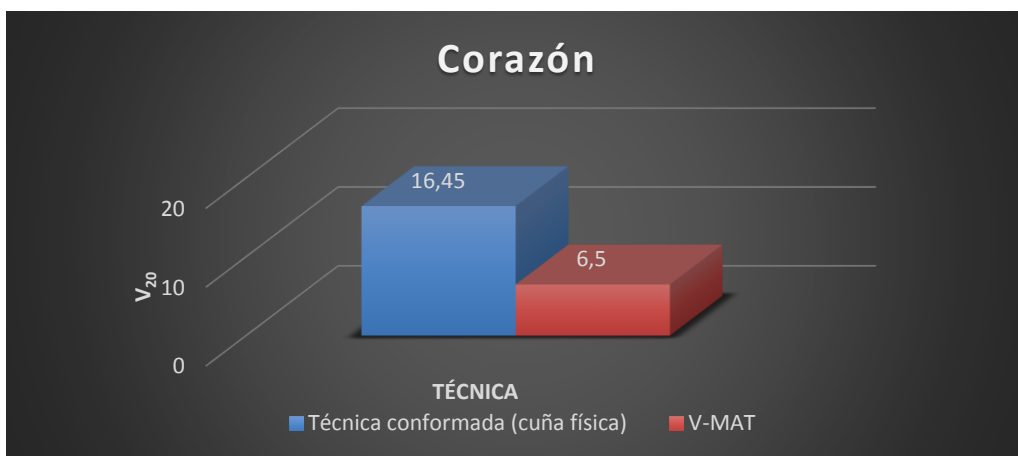


Gráfico 26 Variación del valor V_{20} en el corazón en función de la técnica para casos especiales con energía de 6X

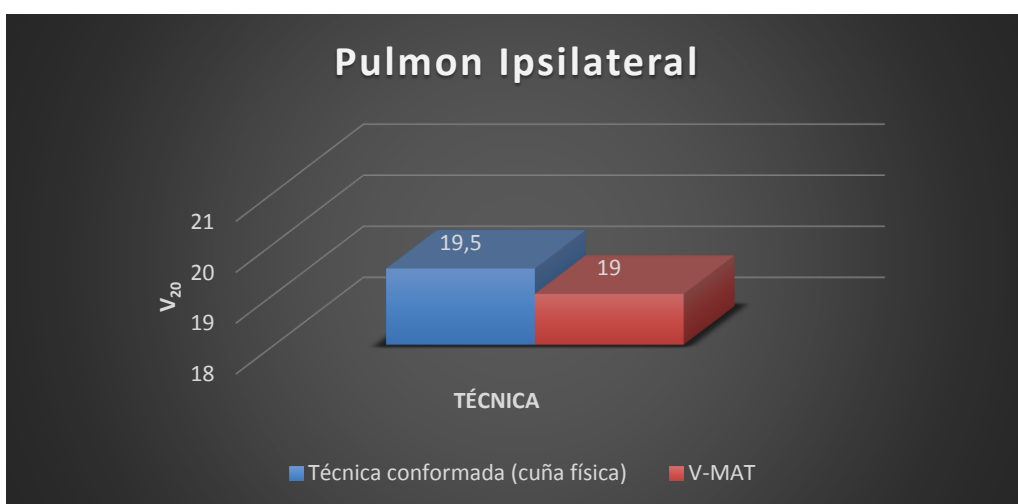


Gráfico 27 Variación del valor V_{20} en el pulmón ipsilateral en función de la técnica para casos especiales con energía de 6X

Se observa del Gráfico 26 la relevancia a la hora de escoger un plan de V-MAT sobre uno conformado para estos tipos de casos. La modulación de la dosis que permite un campo de intensidad modulada favorece a irradiar menos el área cardiaca. Del Gráfico 26 podemos ver como disminuye la dosis en un 40 %

Mediante el gráfico 27 podemos ver como la protección al pulmón es levemente favorecida por los planes de V-MAT, aunque podamos apreciar una distribución de dosis más reducida en el pulmón (Ver sección de anexos G) se debe tomar en cuenta que estos planes irradian más cantidad lo que reduce un poco la efectividad de la modulación de la dosis en este órgano.



CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- 6.1. Casos de mama prono
- 6.2. Casos de mama supino derecha
- 6.3. Casos de mama supino izquierda
- 6.4. Casos de pared costal derecha
- 6.5. Casos de pared costal izquierda
- 6.6. Casos especiales

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. CASOS DE MAMA PRONO

- Por limitaciones mecánicas del equipo no se pueden aplicar campos de V-MAT en estos tratamientos.
- Aunque la técnica de IMRT demostró tener mejores valores de índice de conformidad más cercanos al ideal (en promedio 0,98), no se recomienda esta técnica para esta posición. La irradiación a los órganos a riesgo es considerablemente mayor (4,8 % para el corazón y 23,7 % para el pulmón) y las heterogeneidades o puntos de máxima dosis son muy por encima de valores tolerados. (en promedio 18,9 %)
- Se recomienda usar la técnica de campo en campo ya que demostró brindar zonas heterogéneas bajas y menor irradiación al área cardiaca, se puede usar con cualquiera de las energías disponibles 4X o 6X, pero con 6X brinda valores de zonas heterogéneas más bajas. (8,10 %)

6.2. CASOS DE MAMA SUPINO DERECHA

- En los casos evaluados para este tipo de mama, el uso de una energía de 6X resultó ser la adecuada para el tratamiento radiante proporcionando valores más bajos de porcentajes de heterogeneidad. (9,73 % promedio de técnicas conformadas)

- Las técnicas conformadas a pesar de que ofrecen índices de conformación más altos (1,24) son mejores para este tipo de mamas ya que la irradiación a los órganos a riesgo es mucho menor. (18,55 % para el pulmón)
- Las técnicas de: compensador electrónico y campo en campo ofrecen, cuando se usan con energías de 6X una excelente alternativa para la planificación de los planes de tratamientos. El compensador electrónico es una técnica fácil de usar y de rápida aplicación menos elaborada que la usada en el campo en campo, por lo tanto, puede ser una alternativa a considerar si se trata de hacer planes de emergencias.
- Las técnicas de IMRT y V-MAT ofrecen mejores valores de IC (0,93) por lo que irradian menos tejido sano inmediatamente circundante, pero en contra parte irradian más los órganos a riesgo (13% más para el pulmón y 89 % más para el corazón) no se recomiendan estas técnicas a menos que se trate de un caso especial (Ver sección 4.2.6 y 5.6 de casos especiales).

6.3. CASOS DE MAMA SUPINO IZQUIERDA

- Como se evidencio en los casos de mamas derechas supino, la energía de 6X resulto ser más efectiva para el tratamiento radiante. Proporciona valores bajos de porcentajes de heterogeneidades cuando se usa en conjunto con la técnica de campo en campo. (8,75 %)
- Se puede apreciar que, para las mismas técnicas, pero con diferente energía, la dosis que reciben los órganos a riesgo es ligeramente menor, esto se debe al hecho de que a mayor energía menor la dispersión y por lo tanto la exposición se ve reducida. (Comparar Tabla 7 y Tabla 8)
- La técnica de campo en campo mostro un excelente comportamiento cuando se combina con la energía de 6X.

- Como en los casos anteriores las técnicas de IMRT y V-MAT mostraron tendencia a irradiar excesivamente los órganos a riesgo con el adicional que al tratarse de mamas izquierdas el corazón queda más expuesto y vulnerable a estas técnicas. Al comparar valores en la Tabla 6 y Tabla 8 podemos apreciar que en promedio la exposición en este órgano para técnicas de intensidad modulada superan en un 83% en comparación a los casos de exposición en mamas derechas.

6.4. CASOS DE PARED COSTAL DERECHA

- Los valores en los porcentajes de heterogeneidad son relativamente más altos que en las mamas preservadas o con prótesis (aproximadamente un 35 % más altos), independientemente de la técnica escogida. Este hecho favorece a la irradiación en piel y cicatrices que estén presentes en los campos, que se pudieran ver atenuados por el efecto protector en piel que las energías de mega voltaje presentan.
- La técnica de compensador electrónico y campo en campo fueron las que mejores resultados dieron en cuanto a valores bajos en porcentajes de heterogeneidades y entrega de la dosis (distribución). Al usar energía de 6X es mejor escoger el compensador electrónico ya que presta las mismas virtudes de campo en campo, pero el tiempo de planificación es mucho más corto.
- La energía de 4X dio mejores distribuciones de dosis cerca de la piel lo que favorece a que estas zonas no queden sub-dosadas.

6.5. CASOS DE PARED COSTAL IZQUIERDA

- En estos casos se observa el mismo comportamiento en el índice de conformación que en las paredes costales derechas de ser en promedio valores más cercanos al ideal. (1,13 en promedio para técnicas conformadas)
- El hecho de que los valores de porcentaje de heterogeneidad en técnicas de intensidad modulada sean un 10% más altos que cuando se aplican en las paredes derechas es debido a la presencia del corazón. Como este órgano está más cerca del volumen blanco se le debe dar más peso o importancia a la hora de la planificación inversa, lo que traduce en que la modulación del haz produce zonas más heterogéneas o de máxima dosis como consecuencia de evitar este órgano.
- Sin lugar a duda la energía de 4X favorece mejor la irradiación ya que, al tener un menor efecto protector en piel ofrece mejor irradiación cerca de la superficie.
- La técnica de compensador electrónico mostró mejores resultados en cuanto a valores bajos en porcentajes de heterogeneidades (14,5 %) y entrega de la dosis (distribución).

6.6. CASOS ESPECIALES

- Para poder ejecutar planes de V-MAT sobre una paciente de mama es necesario simular a dicha paciente con una inmovilización más adecuada que la que puede proveer el soporte de mama supino (Ver Figura 39 sub sección A de la sección de Anexos), por ejemplo con un colchón de vacío.
- Como podemos apreciar en las figuras de la sub sección G de la sección de Anexos, los planes de V-MAT brindan una excelente alternativa a la

hora de tratar con casos donde un órgano sano es envuelto por el volumen blanco.

- Tiene el inconveniente de crear mayor porcentaje de heterogeneidad (46% más que las técnicas conformadas) lo que se traduce en una mayor dosis a piel y por consiguiente más probabilidad de radiodermatitis.
- Planes de IMRT en estos casos resultaron ser totalmente contraindicados. Se requiere una gran cantidad de campos para lograr una buena distribución de dosis a expensas de tener heterogeneidades que superan los 40%, (Ver Figura 41), también está el hecho de que los tiempos de irradiación superan los 7 minutos promoviendo de esta forma los movimientos intra-fracción.
- Los planes V-MAT evitan tener que seccionar el volumen blanco para tratarlos de manera híbrida.

ANEXOS

- A. SOPORTES INMOVILIZADORES
- B. MAMA DERECHA
- C. MAMA IZQUIERDA
- D. MAMA PRONO
- E. PARED COSTAL DERECHA
- F. PARED COSTAL IZQUIERDA
- G. CASOS ESPECIALES

ANEXOS

A. SOPORTES INMOVILIZADORES



Figura 38 Soporte de mama prono. Tabla de Belly Board usado en U.R.O GURVE

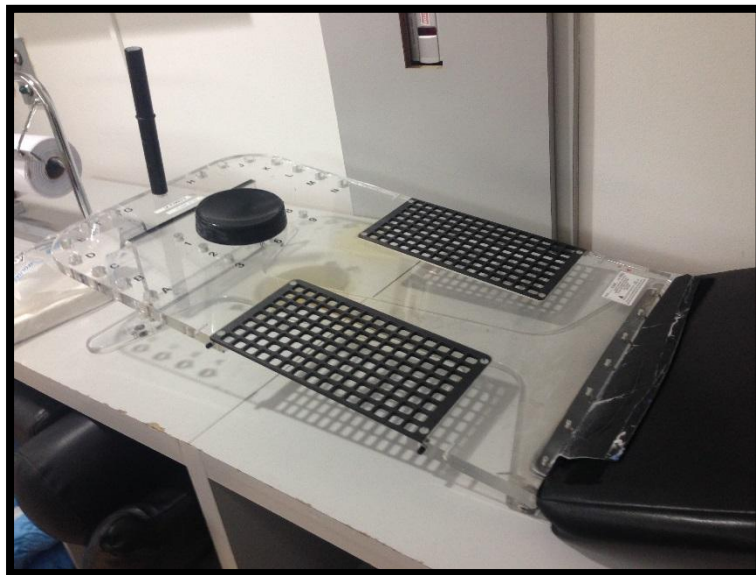


Figura 39 Soporte de mama supino usado en U.R.O GURVE

B. MAMA DERECHA

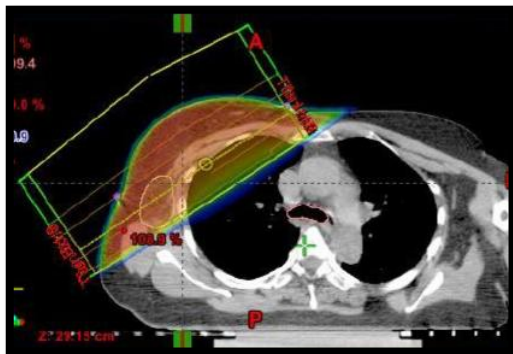
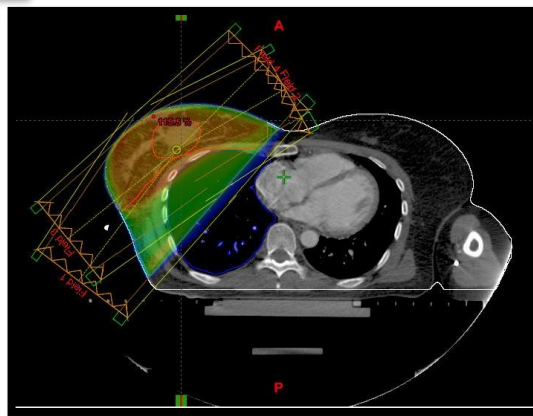


Figura 40 Corte axial del tratamiento radiante de una paciente de mama derecha en posición supino con técnica de cuña física

Figura 41 Corte axial del tratamiento radiante de una paciente de mama derecha en posición supino con técnica de IMRT



C. MAMA IZQUIERDA

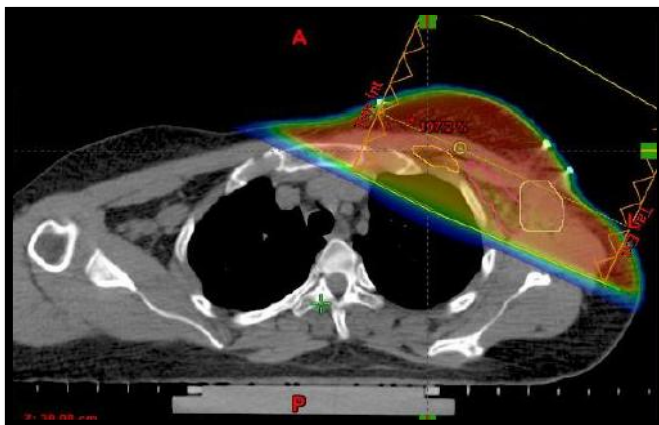
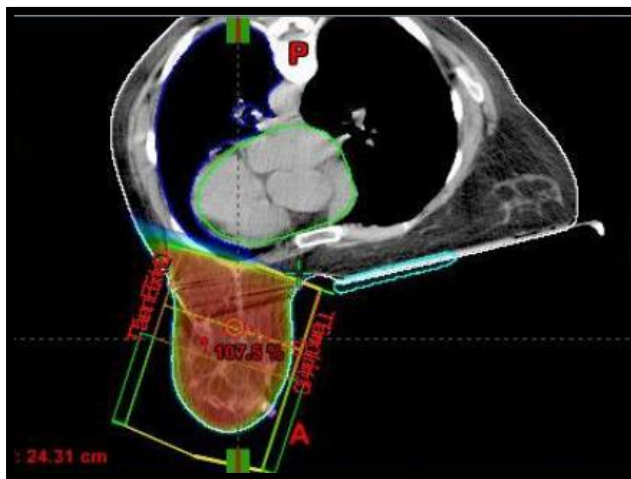


Figura 42 Corte axial del tratamiento radiante de una paciente de mama izquierda en posición supino con técnica de campo en campo

D. MAMA PRONO

Figura 43 tratamiento radiante a mama izquierda de una paciente en posición prono con técnica de cuña dinámica



E. PARED COSTAL DERECHA

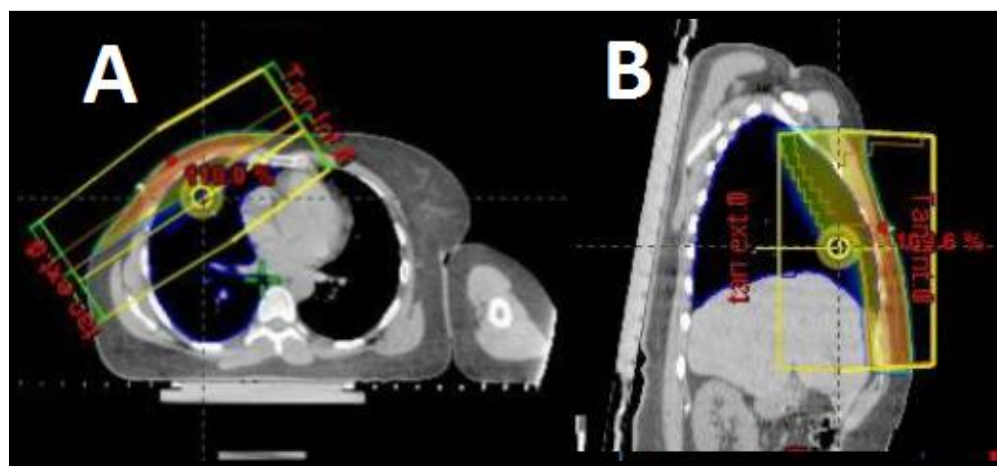


Figura 44 Tratamiento radiante en pared costal derecha con técnica de cuña dinámica. Cuadro A plano axial, cuadro B plano sagital

F. PARED COSTAL IZQUIERDA

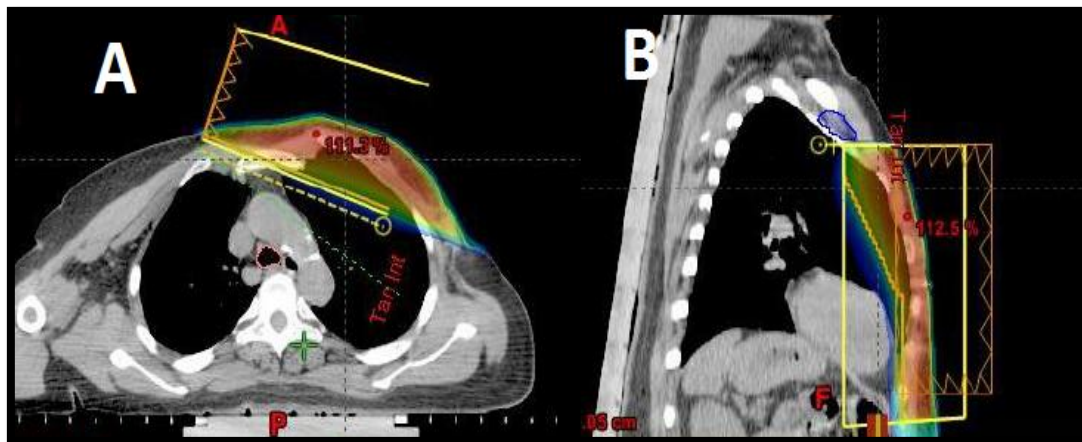


Figura 45 Tratamiento radiante en pared costal izquierda con técnica de cuña dinámica. Cuadro A plano axial, cuadro B plano sagital

G. CASOS ESPECIALES

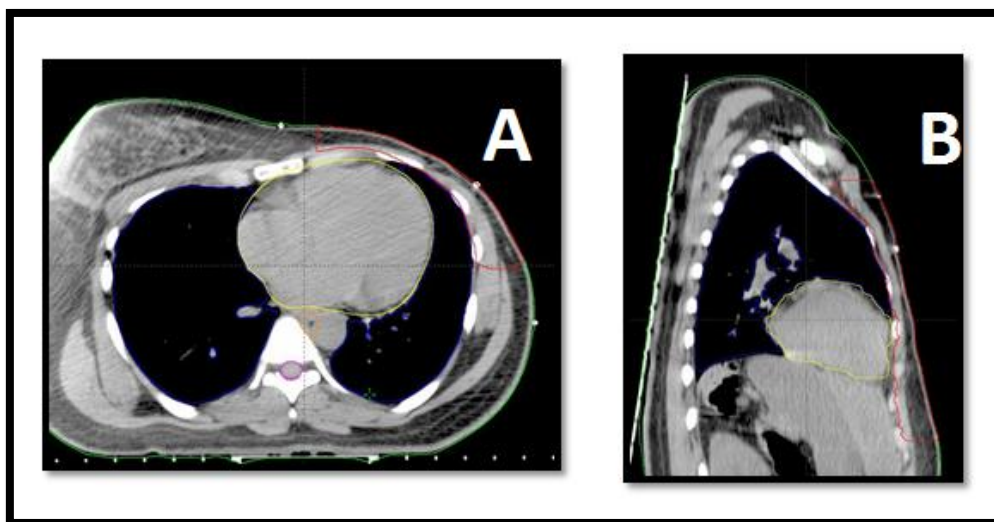


Figura 46 Caso especial de pared costal. La figura A es el corte axial la figura B es el corte sagital. El contorno rojo representa el volumen blanco mientras que en amarillo y azul están representados el corazón y el pulmón ipsilateral respectivamente.

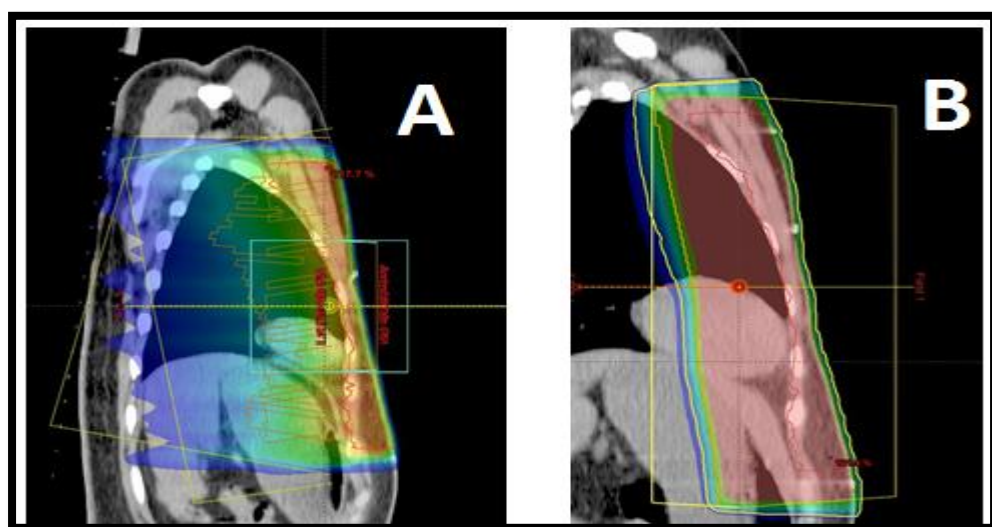


Figura 47 Visualización en escala de colores de la dosis impartida por distintos planes de tratamiento representados en el plano sagital de un paciente de caso especial. La figura A representa la dosis impartida por un plan V-MAT, la figura B representa la dosis impartida por un plan conformado de cuñas físicas. En la escala de colores el rojo representa la zona de 100 % de dosis y va disminuyendo hasta llegar al color azul que representa la dosis del 10 %

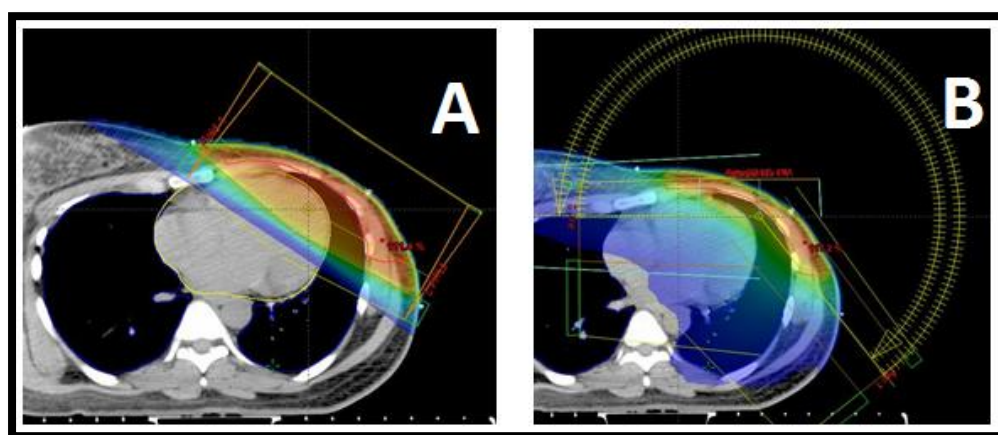


Figura 48 Visualización en escala de colores de la dosis impartida por distintos planes de tratamiento representados en el plano axial de un paciente de caso especial. La figura A representa la dosis impartida por un plan conformado de cuñas físicas, la figura B representa la dosis impartida por un plan V-MAT. En la escala de colores el rojo representa la zona de 100 % de dosis y va disminuyendo hasta llegar al color azul que representa la dosis del 10 %

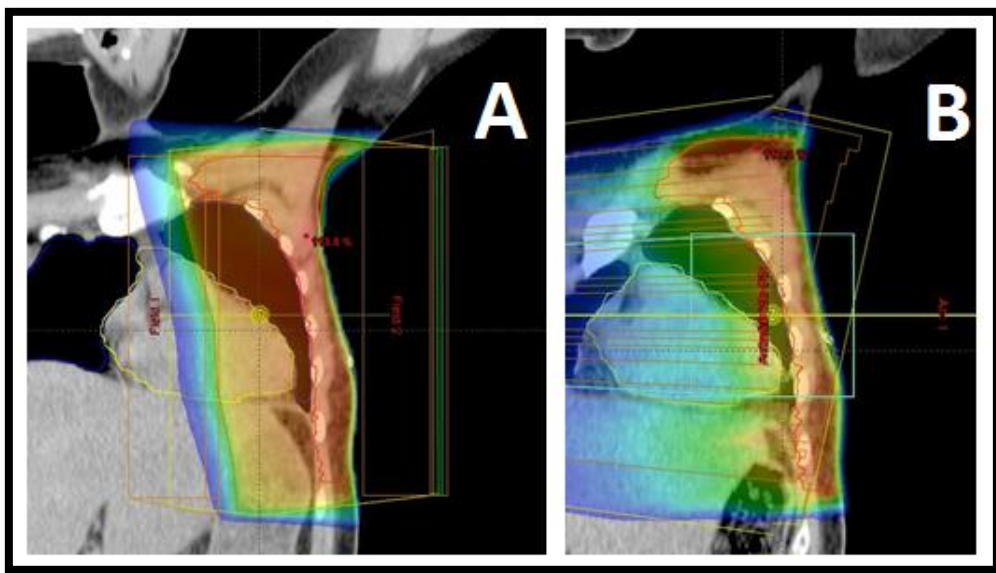


Figura 49 Visualización en escala de colores de la dosis impartida por distintos planes de tratamiento representados en el plano coronal de un paciente de caso especial. La figura A representa la dosis impartida por un plan conformado de cuñas físicas, la figura B representa la dosis impartida por un plan V-MAT. En la escala de colores el rojo representa la zona de 100 % de dosis y va disminuyendo hasta llegar al color azul que representa la dosis del 10 %

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Capote, L M.S.D.S Registro Central de Cáncer. Venezuela 2004
2. Jemal A, Murray T, Ward E y col. Cancer statistics, 2005. CA Cancer J Clin. 2005; 55: 10.
3. Jemal A, Murray T, Ward E y col. Cancer statistics, 2005. CA Cancer J Clin. 2005; 55: 10.
4. Kosunen A, Rogers DWO. Beam quality specification for photon beam dosimetry. Med Phys. 1993; 20: 1181
5. Kwan-HoongNg (20–22 de octubre de 2003). «Non-Ionizing Radiations – Sources, Biological Effects
6. Parkin DM, Pisani P y Ferlay J. Global CancerStatistics. CA Cancer J Clin. 1999; 49: 33.
7. Eisberg Resnick, FÍSICA CUÁNTICA, ÁTOMOS, MOLÉCULAS, SOLIDOS, NÚCLEOS Y PARTÍCULAS, efecto Compton Pág. 55
8. Kosunen A, Rogers DWO. Beam quality specification for photon beam dosimetry. MedPhys. 1993; 20: 1181
9. Nelson Urdaneta, Andres Vera Richard Peschel, RADIOTERAPIA ONCOLOGICA ENFOQUE MULTIDISIPLINARIO 2da edición, sección 2 principios de física de la radioterapia externa. Pág. 201
10. J. Cornejo, LA LUCHA CONTRA EL CÁNCER: LAS ARMAS DE LA FÍSICA, Revista Ciencia e Investigación, ISSN 0009-6733, 62 (1), pp. 43-55, Buenos Aires, Argentina, 2012
11. Kijewski PK, Chin LM, Bjarngard BE y col. Wedge-shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion. MedPhys. 1978; 5: 426.
12. Nelson Urdaneta, Andres Vera Richard Peschel, RADIOTERAPIA ONCOLOGICA ENFOQUE MULTIDISIPLINARIO 2da edición, sección 2FísicaCap. VI principios de física de la radioterapia externa. Pág. 205
13. Aref A, Thornton D, Youssef, Dosimetric improvements following 3D planning of tangential breast irradiation. Int J RadiatOncolBiol Phys2000;48:1569-74
14. Neal AJ, Torr M, Heyler S Correlation of breast heterogeneity with breast size using 3D CT planning and dose volume histograms. Radiotherapy Oncol1995;34:210-8

15. Webb, S. Historical perspective on IMRT. En: Intensity-Modulated Radiation Therapy. The State of the Art. Jatinder R, Palta y T. Rockwell Mackie, editors. Medical Physics Publishing; Madison, WI; 2003.
16. Nelson Urdaneta, Andres Vera Richard Peschel, RADIOTERAPIA ONCOLOGICA ENFOQUE MULTIDISCIPLINARIO 2da edición, sección 2 Física Cap. IX Radioterapia de intensidad modulada principios físicos. Pág. 272
17. Pharoah PD, Day NE, Duffy S y col. Family history and the risk of breast cancer: A systematic review and meta-analysis. Int J Cancer. 1997; 71: 800.
18. Li R, Gilliland FD, Baumgartner KB y col. Family history and risk of breast cancer in Hispanic and non-Hispanic women: The New Mexico Women's Health Study. Cancer Causes Control 2000; 12: 747.
19. MedlinePlus (diciembre de 2009). «Cáncer de mama». *Enciclopedia médica en español*
20. Dickson R, Pestell R y Lippman M. Cancer of the Breast. En: DeVita VT, Hellman S y Rosenberg S, editores. Cancer Principles & Practice of Oncology 7ma edición Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. p 1399.
21. Morris EA, Liberman L y Ballon DJ. MRI of occult breast carcinoma in a high-risk population. AJR Am J Roentgenol. 2003; 181: 619
22. Kolb TM, Lichy J y Newhouse JH. Comparison of the performance of screening mammography physical examination and breast US an evaluation of factors that influence them: An analysis of 27.825 patient evaluations. Radiology 2002; 22: 165.
23. Recht A y Edge SB. Evidence-based indication for postmastectomy irradiation. Surg Clin North Am. 2003; 83: 995
24. Shaw E, Kline R, Gillin M, et al. 1993. Radiation Therapy Oncology Group: radiosurgery quality assurance guidelines. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 27:1231-1239.
25. Juana Salcedo Quintero, *Determinación de índices de conformidad para la evaluación de planes de tratamiento 3D en Radiocirugía Estereotáctica intracraneal*, trabajo de grado presentado para optar al título de Magister Scientiarum mención Física Médica. Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas IVIC. Octubre 2011, Pág. 51