



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITECNICO
NACIONAL**

Unidad Monterrey

Tesis de Maestría

**FACTIBILIDAD DE RADIOABLACIÓN DE TUMORES EN PULMÓN
UTILIZANDO HACES DE RAYOS-X DE ORTOVOLTAJE**

Alumno

Susana Vivian Sánchez Arreola

Asesor

Dr. Héctor M Garnica Garza

Sinodales

Dr. Bruno A. Escalante Acosta

Dra. Hilda J. Mercado Uribe

Apodaca, Nuevo León

Agosto del 2016

Índice

Capítulo 1.....	7
Introducción y planteamiento del problema.....	7
1.1. Radioterapia en el manejo de cáncer de pulmón.....	7
1.2. Radiocirugía estereotáctica para el cáncer de pulmón.....	8
1.3. Planteamiento del problema.....	9
Capítulo 2.....	11
Marco teórico.....	11
2.1. Rayos-X.....	11
2.2. Interacción de rayos-X con la materia.....	12
2.2.1. Dispersión Rayleigh.....	13
2.2.2. Efecto Fotoeléctrico.....	13
2.2.3. Efecto Compton.....	15
2.2.4. Producción de pares.....	16
2.3. La necesidad de usar altas energías en radioterapia.....	17
2.3.1. Coeficiente de atenuación lineal y la atenuación exponencial.....	17
2.3.2. Porcentaje de dosis a profundidad (PDD).....	18
2.4. El método Monte Carlo del transporte de radiación aplicado a radioterapia.....	20
2.4.1. Función de distribución de probabilidad.....	21
2.4.2. Muestreo de distribución de probabilidad.....	23
2.4.3. Transporte de radiación.....	25
2.5. Proceso de planeación del tratamiento.....	26
2.5.1. Imágenes de TAC y localización del tumor.....	27
2.5.2. Planeación del tratamiento.....	28
2.5.3. Simulación Virtual.....	29
2.6. Evaluación del tratamiento.....	30
2.6.1. Curvas de isodosis.....	30
2.6.2. El histograma acumulativo dosis-volumen (DVH).....	31
2.7. Dosis prescritas y tolerancia de tejidos sanos a la radiación en radiocirugía estereotáctica para cáncer de pulmón.....	32
2.7.1. Dosis prescrita y tolerancia de los órganos en riesgo.....	32
Capítulo 3.....	36
Materiales y métodos.....	36
3.1. Modelo pacientes.....	36
3.1.1. Modelo de paciente femenino.....	36
3.1.2. Modelo de paciente masculino.....	36
3.2. Modelo de tumores.....	36
3.2.1. Tumor femenino central.....	37
3.2.2. Tumor femenino Periférico.....	38
3.2.3. Tumor masculino central.....	39
3.2.4. Tumor masculino periférico.....	40
3.3. Modelo de fuentes de rayos-X.....	41
3.3.1. CyberKnife®.....	41
3.3.2. Rayos-X de kilovoltaje.....	43
3.3.3. Archivo de espacio-fase.....	43
3.3.4. Desarrollo de un modelo fuente pixelizada a partir de archivos de espacio-fase.....	44
3.4. Cálculo de dosis en geometrías voxelizadas mediante el método Monte Carlo.....	46
3.5. Optimización de tratamientos a través el algoritmo Cimmino.....	49

Capítulo 4.....	51
Resultados	51
4.1. Colimadores seleccionados	51
4.1.1. Colimador Cyberknife	51
4.1.2. Colimador Rayos-X 220 keV.....	52
4.2. Optimización de tratamientos obtenidos con CyberKnife®.....	54
4.2.1. Tumor femenino central (TFC).....	54
4.2.2. Tumor femenino periférico (TFP)	58
4.2.3. Tumor masculino central (TMC).....	62
4.2.4. Tumor masculino periférico (TMP)	65
4.3. Optimización de tratamientos obtenidos con rayos-X de kilovoltaje	68
4.3.1. Tumor femenino central (TFC).....	68
4.3.2. Tumor femenino periférico (TFP)	72
4.3.3. Tumor masculino central (TMC).....	76
4.3.4. Tumor masculino periférico (TMP)	79
4.4. Comparación cuantitativa entre ambas modalidades	83
4.4.1. Tumor femenino central.....	83
4.4.2. Tumor femenino periférico	90
4.4.3. Tumor masculino central	97
4.4.4. Tumor masculino periférico	102
Capítulo 5.....	107
Conclusiones.....	107
Capítulo 6.....	108
Trabajo por hacer	¡Error! Marcador no definido.
5. REFERENCIAS	109

Índice de Figuras

Fig. 1 Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales ⁷	8
Fig. 2 Radiocirugía estereostática en cáncer de pulmón.....	9
Fig. 3 Importancia relativa de los 3 principales tipos de interacción de los rayos-X con la materia ¹¹	12
Fig. 4 Dispersión Rayleigh	13
Fig. 5 Ilustración del efecto fotoeléctrico	14
Fig. 6 Ilustración del efecto Compton.....	15
Fig. 7 Ilustración de la producción de pares	16
Fig. 8 Variación del coeficiente de atenuación lineal respecto	18
Fig. 9 Porcentaje de dosis a profundidad. ⁶	19
Fig. 10 Porcentaje de dosis a profundidad para diferentes energías ⁶	20
Fig. 11 Distribución de probabilidad típica. ¹³	21
Fig. 12 Distribución de probabilidad acumulativa obtenida por la integración la función de distribución de probabilidad. ¹³	22
Fig. 13 Distribución de probabilidad acumulativa invertida. ¹³	23
Fig. 14 Distribución de probabilidad ajustada para el método de rechazo.....	24
Fig. 15 Proceso de planeación de radioterapia.....	26
Fig. 16 Delimitación de los órganos en riesgo y volumen tumoral.....	28
Fig. 17 Planeación del tratamiento.....	29
Fig. 18 Curvas de isodosis ⁶	31
Fig. 19 Histograma acumulativo dosis volumen	32
Fig. 20 Tumor central tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente femeino ¹⁸	37
Fig. 21 Tumor central colocado digitalmente en el modelo de paciente femenino	38
Fig. 22 Tumor periférico tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente femeino ¹⁹	38
Fig. 23 Tumor periférico colocado digitalmente en el modelo de paciente femenino.....	39
Fig. 24 Tumor central tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente masculino ²⁰	39
Fig. 25 Tumor central colocado digitalmente en el modelo de paciente masculino.....	40
Fig. 26 Tumor periférico tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente masculino ⁴	40
Fig. 27 Tumor periférico colocado digitalmente en el modelo de paciente masculino.....	41

Fig. 28 Cyberknife.....	42
Fig. 29 Esquema del cabezal del Cyberknife ²¹	42
Fig. 30 Esquema del cabezal de rayos-X.....	43
Fig. 31 Obtención de una matriz de fluencia.....	45
Fig. 32 Ejemplo de matrices de promedio y desviación estándar de los colimadores.....	46
Fig. 33 Fantoma Voxelizado.....	47
Fig. 34 Fantoma voxelizado identificado numéricamente.....	47
Fig. 35 Matriz de fluencias. Cyberknife 6MeV.....	51
Fig. 36 Histograma de energías. Cyberknife 6MeV.....	52
Fig. 37 Matriz de fluencias. Tubo de rayos-X de 220keV.....	53
Fig. 38 Histograma de energía de 220 keV.....	54
Fig. 39 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor femenino central.....	57
Fig. 40 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor femenino periférico.....	61
Fig. 41 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor masculino central.....	64
Fig. 42 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor masculino periférico.....	67
Fig. 43 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor femenino central.....	71
Fig. 44 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor femenino periférico.....	75
Fig. 45 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor masculino central.....	79
Fig. 46 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor masculino periférico.....	82
Fig. 47 DVH para el GTV y PTV para el TFC con altas y bajas energías.....	86
Fig. 48 DVH para el pulmón para el TFC con altas y bajas energías.....	87
Fig. 49 DVH para la piel para el TFC con altas y bajas energías.....	88
Fig. 50 DVH para la costilla para el TFC con altas y bajas energías.....	89
Fig. 51 DVH para el pecho para el TFC con altas y bajas energías.....	90
Fig. 52 DVH para el GTV y PTV para el TFP con altas y bajas energías.....	93
Fig. 53 DVH para pulmón para el TFP con altas y bajas energías.....	94
Fig. 54 DVH para piel para el TFP con altas y bajas energías.....	95
Fig. 55 DVH para costilla para el TFP con altas y bajas energías.....	96
Fig. 56 DVH para el pecho para el TFP con altas y bajas energías.....	97
Fig. 57 DVH para el GTV y PTV para el TMC con altas y bajas energías.....	99

Fig. 58 DVH para el pulmón para el TMC con altas y bajas energías.....	100
Fig. 59 DVH para el piel para el TMC con altas y bajas energías	101
Fig. 60 DVH para costilla para el TMC con altas y bajas energías	101
Fig. 61 DVH para el GTV y PTV para el TMP con altas y bajas energías.....	104
Fig. 62 DVH para el pulmón para el TMP con altas y bajas energías	105
Fig. 63 DVH para piel para el TMP con altas y bajas energías.	105
Fig. 64 DVH para costilla para el TMP con altas y bajas energías.....	106

Capítulo 1

Introducción y planteamiento del problema

.1. Radioterapia en el manejo de cáncer de pulmón

El cáncer de pulmón es la principal causa de muerte por cáncer en México¹ y el mundo², con una tasa de supervivencia a los 5 años de 16% si se descubre en etapas avanzadas y de 43 a 77% en etapas tempranas.³ Las opciones de tratamiento para este tipo de cáncer incluyen la cirugía, quimioterapia y la radioterapia aunque el principal tratamiento es una lobectomía quirúrgica⁴, sin embargo, no todos los pacientes son posibles candidatos para una cirugía y la radioterapia ha sido el tratamiento estándar para este tipo de pacientes.⁵

En los años 80 una dosis de 60 Gy o más acumulada en fracciones diarias por 6 semanas o más se consideraba como el tratamiento estándar pero su eficacia era pobre con una tasa de supervivencia de 15%.³ Años más tarde, en 1995 se reportó por primera vez la aplicación con éxito el uso de la radioterapia estereotáctica intracraneal (SRT) para diferentes sitios extracraneales, incluyendo pulmón, el cual ofrece un dosis escalada, hipofraccionamiento y tiempos de tratamiento más cortos evitando al mismo tiempo estructuras críticas que rodean al tumor, en estos estudios se aplicaron de 3 a 5 fracciones con altas dosis de 10 y 23 Gy en un rango de tratamiento de 2 semanas mostrando una baja incidencia de efectos secundarios.⁵

En la actualidad, diferentes estudios usando la radioterapia estereotáctica ablativa (SABR) también conocida como radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) ha demostrado altas tasas de respuesta tumoral y control local del tumor de entre 71-100% con toxicidad limitada⁶, por lo que, actualmente la SBRT se ha convertido en como el tratamiento estándar para pacientes con cáncer de pulmón que no son candidatos para cirugía⁷.

.2. Radiocirugía estereotáctica para el cáncer de pulmón

La radiocirugía estereotáctica (SRS) es un procedimiento de radioterapia de una sola fracción para el tratamiento de tumores intracraneales utilizando múltiples haces estrechos impartidos desde diferentes direcciones a través de arcos isocéntricos como se muestra en la figura 1. La aplicación de este tipo de tratamiento aplicado para diferentes tipos de tumores extracraneales se conoce como radiocirugía estereotáctica corporal (SBRT), el cual se realiza mediante una dosis hipofraccionada de cinco o menos fracciones con dosis altas de 6 a 30 Gy por fracción. ⁸

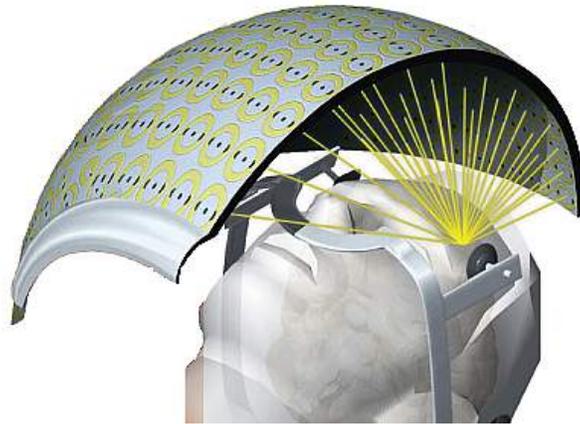


Fig. 1 Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales²⁸

La SBRT se ha aplicado principalmente a los tumores en la columna vertebral, pulmón, hígado, páncreas, riñón y próstata. La SBRT para cáncer de pulmón se ilustra en la figura 2, este tipo de tratamiento se caracteriza por una alta exactitud donde la precisión de la dosis y la conformidad de la distribución de dosis son de suma importancia y sólo puede alcanzarse mediante una planificación meticulosa, la inmovilización del paciente, el manejo del movimiento respiratorio y localización del tumor a través de un sistema de coordenadas tridimensional.⁸

Los primeros reportes sobre estudios en SBRT en cáncer de pulmón de células no pequeñas, muestran altas tasas de respuesta tumoral, un control local de 71 a 100%, y tasas de supervivencia generales de 32 a 79% con sólo limitada toxicidad.⁶

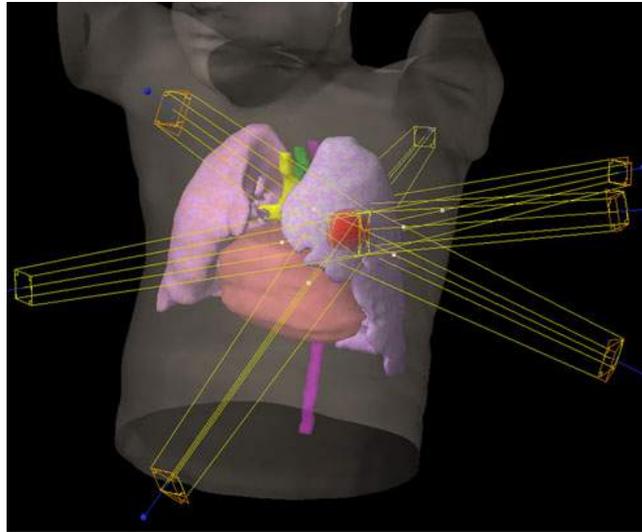


Fig. 2 Radiocirugía estereostática en cáncer de pulmón²⁹

.3. Planteamiento del problema

Todos los sistemas de radiocirugía SBRT que existen actualmente utilizan aceleradores lineales de altas energías en el orden de 6MeV, esto es debido que los haces de rayos X de kilovoltaje tienen poca penetración aumentando la dosis absorbida en la piel limitando su uso para lesiones superficiales e imágenes radiológicas.

Sin embargo, con el uso de las nuevas tecnologías como la radioterapia estereotáctica ablativa (SABR) donde los haces son dirigidos desde diferentes direcciones evitando un tratamiento excesivo en el tejido superficial, valen la pena ser evaluarse los tratamientos de radioterapia utilizando rayos-X de bajas energías, en particular para los objetivos situados a profundidades del orden de 4-5cm de los tejidos blandos.⁹

Recientemente se ha demostrado que es posible irradiar tumores a profundidad con haces de rayos-X de energías en el orden de 200-300keV, siempre y cuando se encuentre a profundidades bajas de entre 4 y 5 cm de tejido suave o cuando al tumor se le incorpora un agente de contraste^{9,10}, sin embargo, no existe un agente de contraste capaz de acumularse en tumores localizados en pulmón y la protección agregada por el hueso, representan una

sería desventaja si se quieren emplear haces de rayos-X de ortovoltaje en el cáncer de pulmón.

Los pulmones, por otro lado, tienen una baja densidad comparado con el tejido suave o con hueso, por lo que aún si un tumor está localizado a profundidad en el pulmón, es tal vez posible irradiarlo con haces de baja energía incluso sin la presencia del agente de contraste.

El presente proyecto de tesis pretende contestar la siguiente pregunta: ¿Es posible utilizar rayos-X con energías en el orden de 100 a 300keV para irradiar tumores en pulmón sin exceder la tolerancia a la radiación de las estructuras sanas alrededor de dichos tumores?

Capítulo 2

Marco teórico

.1. Rayos-X

Los rayos-X son radiación electromagnética emitida por partículas cargadas, los cuales pueden ser producidas por 2 diferentes mecanismos, los rayos-X de frenado o bremsstrahlung y los rayos-X característicos. Los rayos-X bremsstrahlung es el resultado de la interacción entre los electrones acelerados y el blanco, el electrón que pasa cerca de un núcleo puede sufrir una desviación y aceleración repentina y perder energía en forma de rayos-X; en los rayos-X característicos un electrón interacciona con el átomo del blanco expulsando un electrón de la capa K, L, o M dejando el átomo ionizado posteriormente un electrón de un orbital exterior caerá hacia abajo para llenar esa vacante, emitiendo energía en forma de rayos-X⁸.

Los rangos de energía de los rayos-X pueden dividirse en subcategorías en base al voltaje que los genera como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1 Rango de energías de los rayos-X¹¹

0.1 – 20 kV	Bajas energías o rayos-X suaves
20 – 120 kV	Rayos-X de diagnostico
120 – 300 kV	Rayos-X de ortovoltaje
300kV – 1 MV	Rayos-X de energía intermedia
1 MV o más	Rayos-X de Megavoltaje

.2. Interacción de rayos-X con la materia

Los principales tipos de interacciones de los rayos-X con la materia son los siguientes¹¹:

- El efecto fotoeléctrico
- El efecto Compton
- Producción de pares.
- Dispersión Rayleigh

Los primeros 3 son los mas importantes como resultado de la transferencia de su energía a la materia durante su trayectoria, mientras que en la dispersión Rayleigh los fotones únicamente son redireccionados un pequeño ángulo sin pérdida energía.

La ocurrencia de cada uno de los eventos es probabilística, es decir, no hay forma de predecir con exactitud que tipo de interacción va a ocurrir. La sección eficaz o probabilidad de que cada uno de los eventos ocurra depende de la energía y el número atómico del medio absorbente, la figura 3 se muestra las regiones de Z y energía E en la que cada interacción predomina.

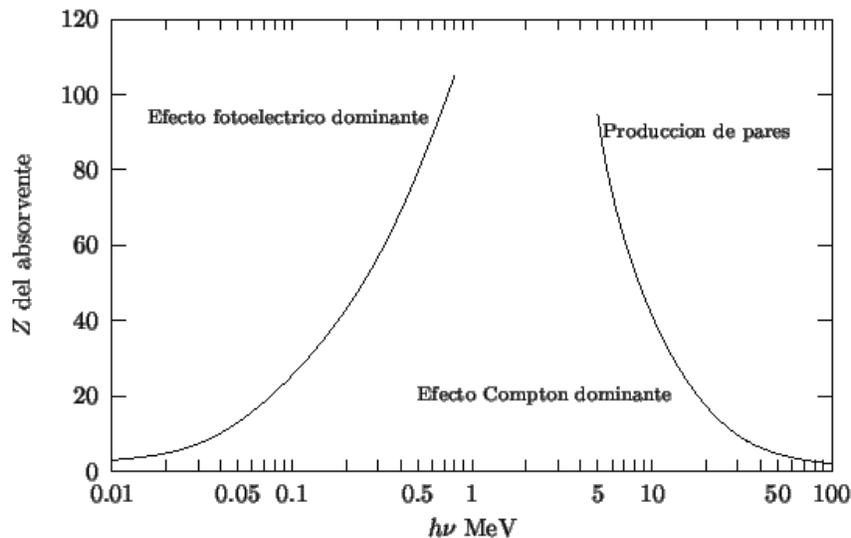


Fig. 3 Importancia relativa de los 3 principales tipos de interacción de los rayos-X con la materia¹¹.

Como se observa en la figura 3 el efecto fotoeléctrico es predominante a bajas energías, el efecto Compton predomina a energías medias y finalmente la producción de pares es predominante a energías altas.¹¹

.2.1. Dispersión Rayleigh

La dispersión Rayleigh se ilustra en la figura 4, en este tipo de interacción los fotones o rayos-X son redirigidos a través de un pequeño ángulo sin perder esencialmente nada de su energía, lo que significa que no deposita energía en la materia, no contribuye a la dosis y no es relevante en radioterapia.^{8,11}

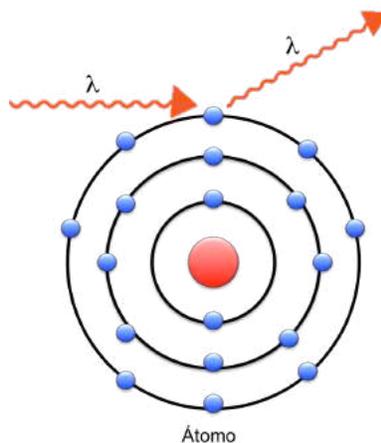


Fig. 4 Dispersión Rayleigh

.2.2. Efecto Fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico es la interacción de un fotón con un átomo, expulsando uno de los electrones de los orbitales K, L, M o N del átomo. El proceso del efecto fotoeléctrico se ilustra en la figura 5, en este proceso toda la energía del fotón $h\nu$ es absorbida primero por el átomo y luego transferido a un electrón atómico, el electrón es expulsado del átomo con una energía T y una vez expulsado del átomo la vacante puede ser ocupado por un electrón de un orbital exterior, el cual va acompañado de la emisión de rayos X característicos.

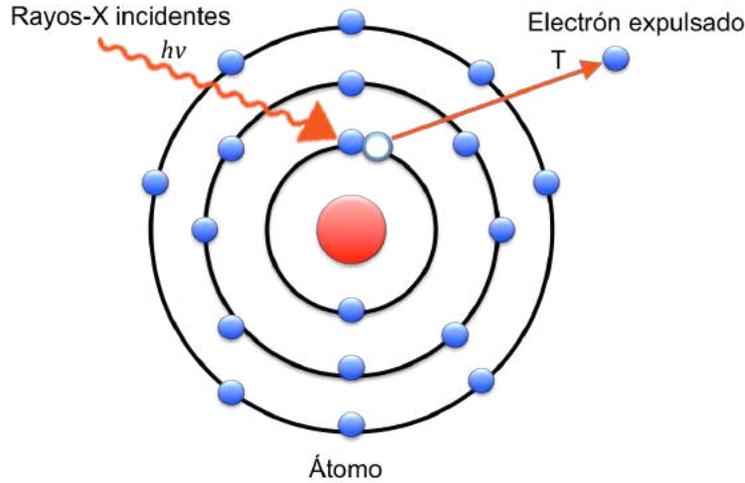


Fig. 5 Ilustración del efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico no puede ocurrir a menos que la energía del fotón sea mayor que la energía de enlace del electrón $h\nu > E_b$. Mientras mas pequeño es $h\nu$, mayor es la probabilidad de ocurrencia de el efecto fotoeléctrico, siempre que $h\nu > E_b$. El fotón se absorbe totalmente en la interacción, y deja de existir. La energía cinética dada al electrón, independientemente de su ángulo de dispersión esta dado por:

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

La energía de enlace de la capa K en los tejidos blandos es aproximadamente 0,5 keV, la energía de los rayos-X característicos producidos por el efecto fotoeléctrico en blancos biológicos es muy baja por lo que pueden ser considerado para ser absorbido localmente.¹⁰

La sección eficaz del efecto fotoeléctrico se escribe de la siguiente forma:

$$\tau \cong k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \text{ (cm}^2/\text{atom)} \quad (2)$$

donde k es una constante

$n = 4$ para $h\nu = 0.1$ MeV, aumentando gradualmente hasta alrededor de 4.6 a 3 MeV

$m = 4$ para $h\nu = 0.1$ MeV, disminuyendo gradualmente hasta alrededor de 1 a 5 MeV^{8,11}

.2.3.Efecto Compton.

En el efecto de Compton el fotón interactúa con un electrón atómico como si se tratara de un electrón "libre", esto significa que la energía de enlace del electrón es mucho menor que la energía del fotón incidente y que la probabilidad de ocurrencia es independiente del material. El efecto Compton se ilustra en la figura 6, en esta interacción el fotón con energía $h\nu$ interactúa con un electrón, el electrón recibe algo de energía del fotón T y es expulsado con un ángulo θ . El fotón reduce su energía a $h\nu'$ y se dispersa cambiando de dirección en un ángulo ϕ .

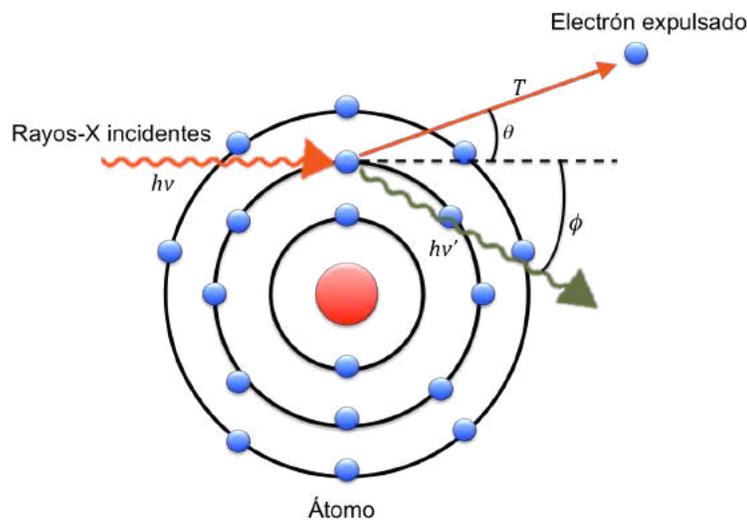


Fig. 6 Ilustración del efecto Compton

El efecto Compton ocurre cuando la energía del fotón incidente es mayor que la energía de enlace de electrones. El rango de energía en el que esta interacción predomina se encuentra entre 20 keV y 30 MeV en medios de bajo número atómico por ejemplo aire, agua y tejido humano. La energía cinética que recibe el electrón está dado por:

$$T = h\nu - h\nu' \quad (3)$$

La sección eficaz o probabilidad de ocurrencia para el efecto Compton está dada por la ecuación de Klein-Nishina^{8,11}:

$$e\sigma = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (4)$$

.2.4. Producción de pares

La producción de pares es un proceso de absorción en el que un fotón desaparece y da lugar a un electrón negativo (e^-) y un electrón positivo o positrón (e^+), esto ocurre por lo general cerca del núcleo atómico y en menor probabilidad en el campo del electrón. La figura 7 muestra este tipo de interacción, el fotón incidente con energía $h\nu$ da toda su energía para la creación de un par electron-positron con energía T^- y T^+ .⁸

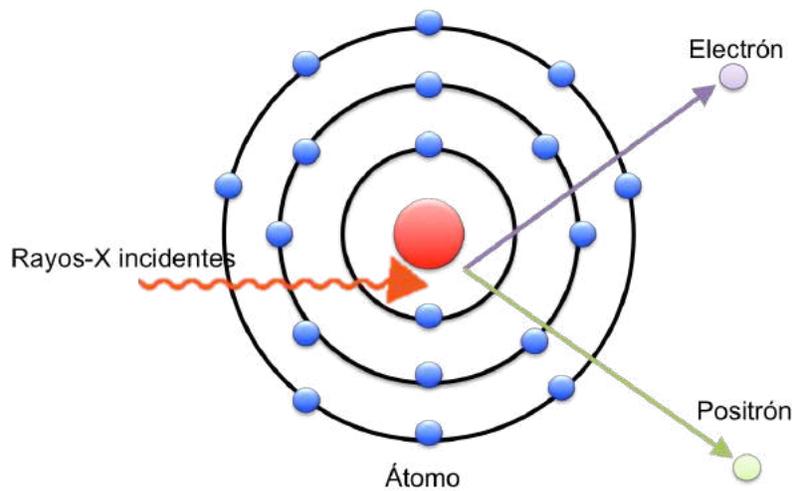


Fig. 7 Ilustración de la producción de pares

La energía necesaria para la conversión de masa a energía del electrón es de 0.511 MeV por lo que la mínima que necesita el fotón para este tipo de interacción es de $2m_0c^2 = 1.022$ MeV. La energía disponible para el par electron-positron esta dado por $h\nu - 1.022$, la cual se divide entre ambas partículas como se muestra en la ecuación 5 aunque cualquier distribución de energía es posible.¹¹

$$T = \frac{h\nu - 1.022 \text{ MeV}}{2} \quad (5)$$

La sección eficaz para la creación de un positrón de energía T^+ esta dado por:

$${}_a\kappa = \sigma_0 Z^2 \int_0^1 P \left(\frac{T^+}{h\nu - 2m_0c^2} \right) \quad (6)$$

.3. La necesidad de usar altas energías en radioterapia

Los aceleradores lineales de altas energías o LINAC's se han convertido en los equipos de radioterapia estándar debido a sus ventajas dosimétricas que incluye una dosis a profundidad excelente para la piel y por las propiedades del hueso, esto se puede explicar mejor mediante los siguientes conceptos:

1. El coeficiente de atenuación lineal y la atenuación exponencial
2. Porcentaje de dosis a profundidad

.3.1. Coeficiente de atenuación lineal y la atenuación exponencial

Los fotones transfieren su energía al material debido a los diferentes tipos interacciones previamente descritos del los rayos-X con la materia. El número de fotones que interactúa con el material decae exponencialmente por la ley de atenuación exponencial: ¹¹

$$\frac{N_L}{N_0} = e^{-\mu L} \quad (7)$$

donde:

N_L es el número partículas a una distancia L

N_0 es el número de partículas inicial

μ es el coeficiente de atenuación lineal

El coeficiente de atenuación lineal es la probabilidad total por unidad de longitud de que un fotón interactúe. El coeficiente de atenuación total es la suma de cada uno de los coeficientes individuales de cada uno de estos procesos:

$$\mu = \sigma_{coh} + \tau + \sigma_c + \pi \quad (8)$$

donde σ_{coh} , τ , σ_c , π son coeficientes de atenuación para la dispersión coherente, efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares, respectivamente.

En general, este coeficiente depende de la energía de los fotones y la naturaleza del material. La atenuación producida por un espesor X depende del número de electrones presentes en ese espesor, por lo tanto, μ depende de la densidad del material. Es por eso que si se divide μ entre la densidad ρ del material se obtiene el coeficiente de atenuación másico μ/ρ , el cual será independiente del material.¹¹

La figura 8 muestra los valores del coeficiente de atenuación másico para hueso y tejido suave en el rango del 0.1 a 1 MeV, en el cual se puede ver una mayor atenuación de rayos-X en el hueso comparada con la que se produce en el tejido suave¹² principalmente en el rango de baja energía y de ortovoltaje, Esto quiere decir que a bajas energías hay una mayor probabilidad de que los rayos-X interactúen con el hueso que con el tejido suave, la cual disminuye a medida que aumenta la energía de los rayos-X.

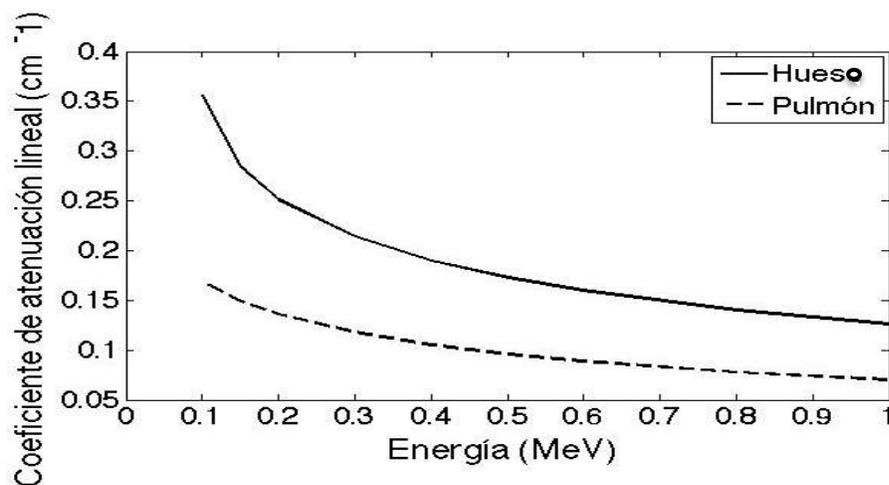


Fig. 8 Variación del coeficiente de atenuación lineal respecto a la energía para hueso y tejido suave

.3.2. Porcentaje de dosis a profundidad (PDD)

La dosis absorbida por el paciente varía a lo largo del eje central del haz, la cual depende entre otras variables de la energía del haz y la profundidad. Una manera de caracterizar la

dosis en el eje central es normalizar la dosis a profundidad d respecto a una dosis a profundidad de referencia d_0 como muestra en la figura 9.⁸

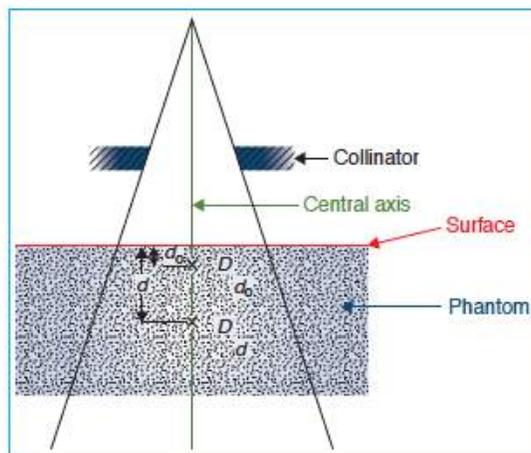


Fig. 9 Porcentaje de dosis a profundidad.⁸

El porcentaje de dosis a profundidad o PDD es la dosis absorbida en cualquier profundidad respecto a la profundidad de referencia d_0 a lo largo del eje central esta descrito por la ecuación 9.

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\% \quad (9)$$

La profundidad de referencia para rayos-X de ortovoltaje (entre 200 y 400 keV) y energías mas bajas suele ser la superficie y para energías mas alta la profundidad de referencia se toma donde ocurre el mayor pico de dosis o dosis máxima.⁸

- Dependencia de la energía del haz y la profundidad.

El porcentaje de dosis a profundidad disminuye con la profundidad y aumenta con la energía. La figura 10 muestra la distribución de dosis a profundidad para diferentes energías.

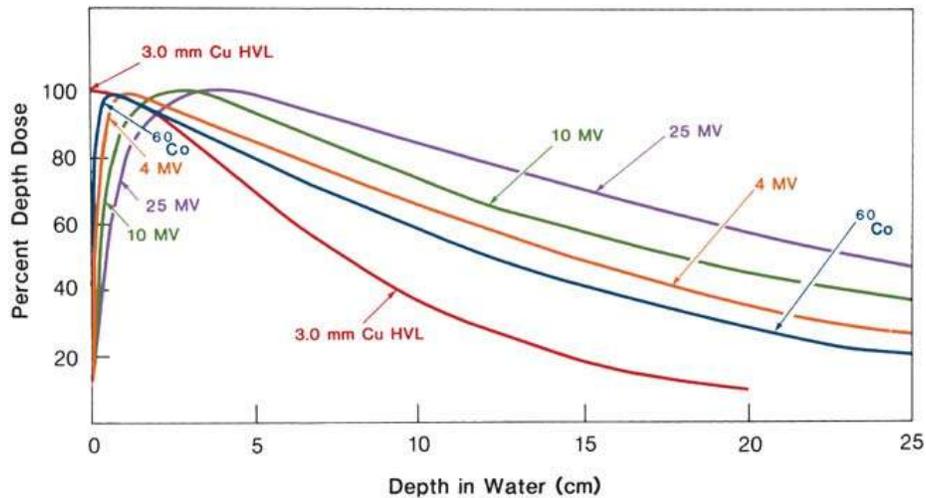


Fig. 10 Porcentaje de dosis a profundidad para diferentes energías⁸

En la figura se puede ver que los haces de mayor energía tienen mayor poder de penetración lo que resulta en mayor porcentaje de dosis a esas profundidades, mientras que los rayos-X de baja energía u ortovoltaje tienen el mayor porcentaje de dosis en la superficie lo que significa que el mayor porcentaje de dosis se recibe en la piel.⁸

.4. El método Monte Carlo del transporte de radiación aplicado a radioterapia

El método más exacto utilizado para el cálculo de la dosis absorbida es el método de Monte Carlo (MC). El método de MC es una solución numérica para resolver el problema de la interacción de un objeto con otros objetos y su medio en base a una distribución de probabilidad utilizando una secuencia de números aleatorios de 0 a 1. Para el caso particular de el transporte de radiación y cálculo de dosis los objetos son los fotones y electrones, el medio es el paciente y la distribución de probabilidad es establecida individualmente para cada una de las posibles interacciones de los fotones y electrones. El método de MC modela el transporte de radiación a través de la simulación directa de los fotones y electrones con la geometría detallada del blanco.

La solución se obtiene mediante un muestreo aleatorio de números aleatorios representando las interacciones de las partículas por lo que para la obtención de un resultado es necesario

llevar a una serie de repeticiones, mientras más partículas se usen menor será la incertidumbre sin importar si el fotón está dirigido al blanco desde una posición o varias.

.4.1. Función de distribución de probabilidad

Una función de distribución de probabilidad $p(x)$ indica la probabilidad de que una variable x ocurra y está definida por una distribución de probabilidad, una función de distribución de probabilidad típica se muestra en la figura 11.

Las propiedades de una distribución de probabilidad $p(x)$ que lo distinguen de otras funciones son las siguientes:¹³

- $p(x) \geq 0$, no existen probabilidades negativas.
- $p(x)$ está normalizada de la siguiente manera:

$$\int_{x_{min}}^{x_{max}} dx p(x) = 1 \quad (10)$$

- $-\infty < x_{min} < x_{max} < +\infty$, x_{min} y x_{max} son números reales y x_{min} es menor que x_{max}

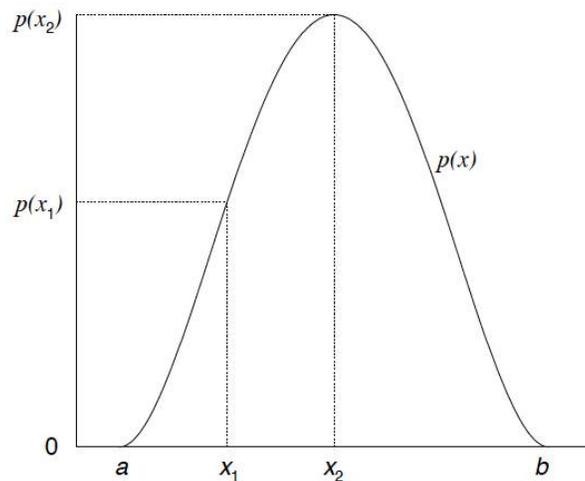


Fig. 11 Distribución de probabilidad típica.¹³

Asociado con cada función de distribución de probabilidad existe una función de distribución de probabilidad acumulativa como la que se muestra en la figura 12, la cual cuenta con las siguientes propiedades: ¹³

- $p(x)$ y $c(x)$ están relacionados por:

$$p(x) = \frac{dc(x)}{dx} \quad (11)$$

- $c(x)$ es 0 al inicio de su rango de definición, $c(x_{min}) = 0$.
- $c(x)$ es 1 al final de su rango de definición $c(x_{max}) = 1$.
- $c(x)$ es una función creciente positiva de x , definida por la siguiente ecuación:
-

$$c(x) = \int_{x_{min}}^{x_{max}} dx'(x') \quad (12)$$

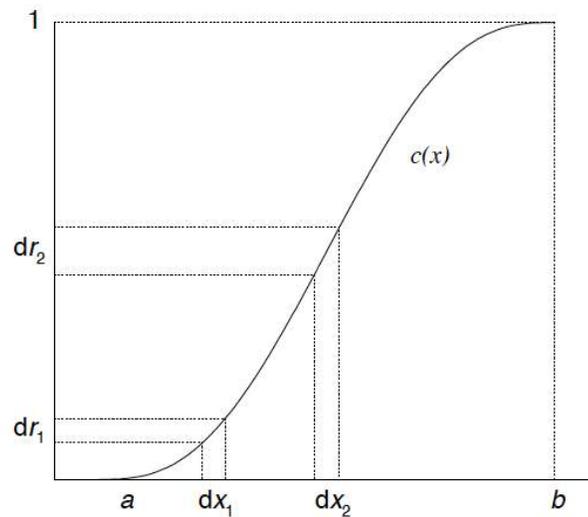


Fig. 12 Distribución de probabilidad acumulativa obtenida por la integración la función de distribución de probabilidad.¹³

.4.2. Muestreo de distribución de probabilidad

- Método directo

En este método se invierte la función $c(x)$ como se muestra en la figura 13 para obtener:

$$x = c^{-1}(r) \quad (13)$$

donde r es un número aleatorio en el intervalo de 0 a 1.

Por lo tanto, la elección aleatoria de r a través de una distribución uniforme y sustituyendo en ecuación 13 generamos un valor x de acuerdo con la función de distribución de probabilidad apropiada. Todas las funciones de distribución de probabilidad acumulada que se derivan de las funciones de distribución de probabilidad adecuadamente definidas son invertibles, analítica o numéricamente.¹³

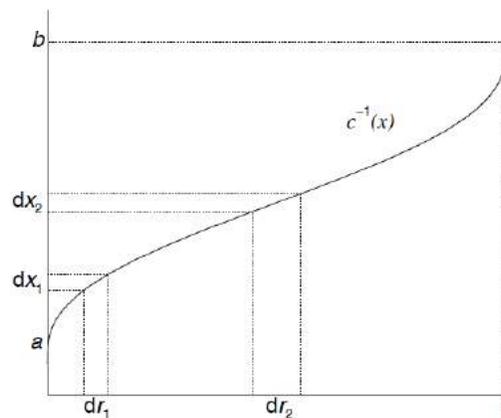


Fig. 13 Distribución de probabilidad acumulada invertida.¹³

- Método de rechazo

Este método se utiliza cuando la inversión de la función de $c(x)$ resulta poco práctica. El procedimiento de este método es el siguiente:

1. Normalizar la función de distribución de probabilidad por su valor máximo, $f(x) = p(x)/p(x_{max})$ como se muestra en la figura 14.
2. Elegir un número aleatorio, r_1 , uniforme en el intervalo $[0; 1]$ y utilizarlo para obtener

una x que es uniforme en el rango de la función de distribución de probabilidad $[a, b]$.

3. Elegir un segundo número aleatorio r_2 . Si $r_2 < p(x)/p(x_{max})$ cae en la región blanca de la figura 14 se acepta x , de lo contrario cae en la región gris y se rechaza x , después se elije otro número aleatorio y se vuelve a repetir el proceso. ¹³

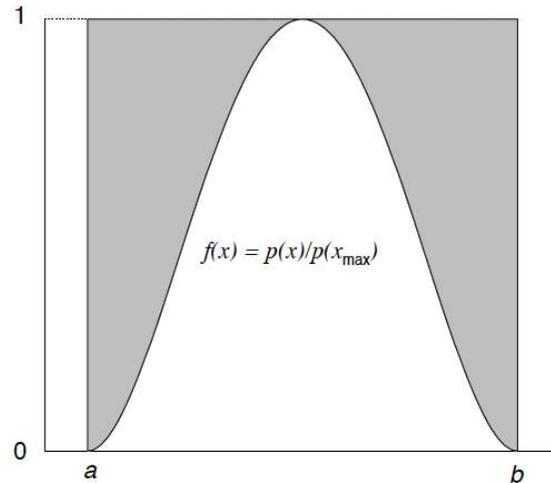


Fig. 14 Distribución de probabilidad ajustada para el método de rechazo.

- Método mixto

Este método es una combinación de los 2 métodos anteriores. Cuando la función de distribución de probabilidad puede ser factorizada de la forma $p(x) = f(x)g(x)$, donde $f(x)$ es una función invertible y $g(x)$ es tal que contiene complejidad matemática, el procedimiento es el siguiente es:

1. Normalizar $f(x)$ obtenido $\tilde{f}(x)$ tal que $\int_a^b dx \tilde{f}(x) = 1$
2. Normalizar $g(x)$ obtenido $\tilde{g}(x)$ tal que $\tilde{g}(x) \leq 1 \forall x \in [a, b]$.
3. Usar el método directo seleccione una x usando $\tilde{f}(x)$ como la función de distribución de probabilidad.
4. Usar esta x para aplicar la técnica de rechazo usando $\tilde{g}(x)$. Es decir, elegir un número aleatorio, r , de manera uniforme en el intervalo $[0,1]$. Si $\tilde{g}(x) \leq r$, se acepta x , de lo contrario se elije otro numero aleatorio r y se vuelve a repetir los pasos. ¹³

.4.3. Transporte de radiación

El transporte de radiación con Monte Carlo se hace de una manera secuencial, cada una de partículas simuladas es transportada de forma independiente e individual de las otras partículas mediante la siguiente lógica: ¹³

- Se elige un número total de partículas suficientes para una incertidumbre confiables para formar una matriz PILA y un una energía de corte en los fotones que caen por debajo de este valor son absorbidos locamente no contribuyen significativamente y pueden ignorarse, se termina la historia. A continuación, todo el proceso se lleva a cabo de nuevo hasta que la pila está vacía y todas las partículas incidentes se han agotado.
- Se elige un fotón de la matriz PILA con un estado inicial definido por la energía, posición y dirección inicial de acuerdo a las características de la fuente de radiación.
- Posteriormente si la energía esta por encima de la energía de corte se determina la distancia que va a recorrer la partícula hasta el punto de interacción mediante el muestreo de la función de probabilidad del recorrido de la partícula. En el caso de los fotones la distancia S se muestreas de la siguiente forma:

$$S = \frac{1}{\mu} \ln (1 - \xi) \quad (14)$$

Donde μ es el coeficiente de atenuación lineal, descrito anteriormente y ξ es un número aleatorio.

- Una vez determinada la distancia que va a recorrer la partícula, se debe de determinar el tipo de interacción que se produce, lo cual se hace mediante el muestreo de la función de probabilidad. Para fotones esta función se refiere a la suma de las probabilidades de ocurrencia de cada tipo de interacción, el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y producción de pares.

- Una vez hecho esto, el estado inicial de las partículas han cambiado debido a la interacción resultante, por lo tanto, se determina el estado actual del sistema. Por ejemplo, si la interacción fue a través del efecto Compton, aplicando las ecuaciones para la conservación de energía y momento se determina la nueva dirección y la energía del fotón disperso. Con estos nuevos valores de para posición y cosenos directores se continua el transporte de la partícula, hasta que esta abandona el volumen de interés o hasta que su energía sea menor que la energía de corte.

.5. Proceso de planeación del tratamiento

Para todos los pacientes elegidos para tratamientos de radioterapia es importante seguir una serie de pasos como los que se observan en la figura 15 en los que se incluye la planeación del tratamiento y una simulación virtual antes de realizar el tratamiento, de esta forma se pueden determinar los haces de radiación que minimicen el daño de estructuras críticas y tejido sano. ¹⁵

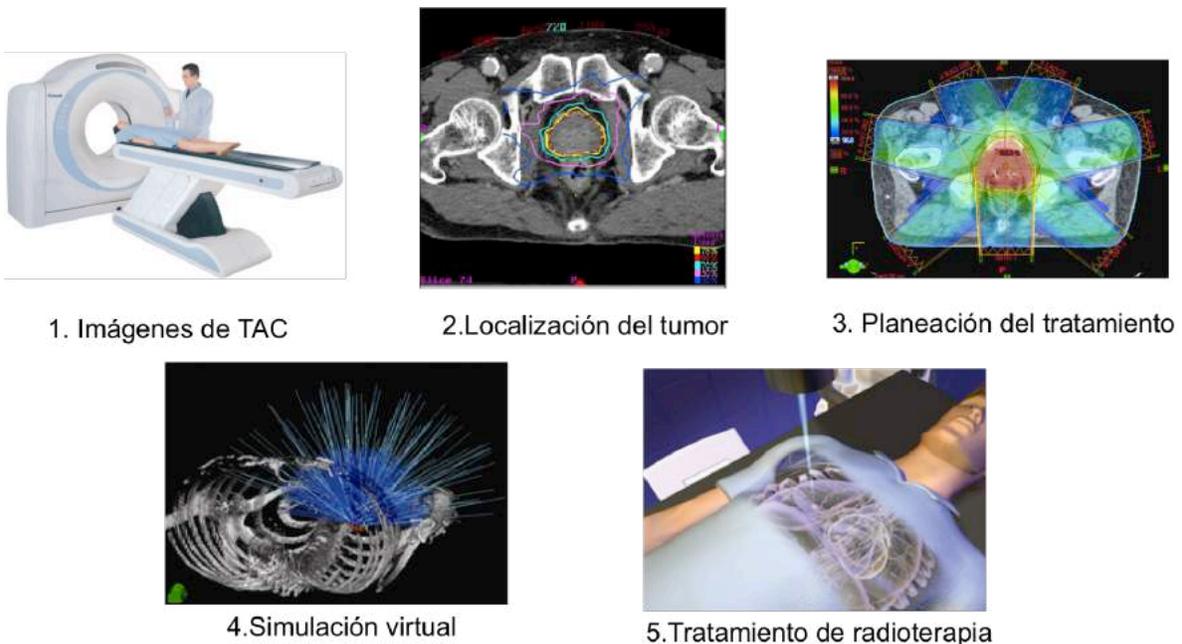


Fig. 15 Proceso de planeación de radioterapia³⁰⁻³⁴

.5.1. Imágenes de TAC y localización del tumor

Para poder irradiar de manera exitosa un tumor, es necesario primero la localización de la posición con respecto a las estructuras sanas que lo rodean así como de su volumen. La definición y el cálculo de los volúmenes de los tumores así como el posicionamiento del paciente se hacen a través de imágenes de tomografía computarizada (TAC) y/o resonancia magnética (RNM). Los sistemas de planeación necesitan imágenes de TAC para estimar la densidad electrónica de las diferentes estructuras y poder efectuar los cálculos de dosis de manera más precisa. Estas imágenes se adquieren con cortes delgados que posteriormente será reconstruidas digitalmente mediante diferentes software especializados para la posición y volumen óptimo. ⁸

Posteriormente hay tres volúmenes tumorales principales que se consideran durante la planificación de la radioterapia, los cuales se describen a continuación:

- El volumen de tumor macroscópico GTV

Es el volumen del tumor bruto visible en las imágenes de tomografía y la ubicación del tumor. La delimitación del GTV es posible si el tumor es visible, palpable, o demostrable a través de imágenes.

- Volumen del tumor clínico CTV

Consiste en el tumor presente y cualquier otro tejido con dicho tumor. Por lo tanto, representa el verdadero alcance y la ubicación del tumor. En la delimitación de CTV se asume que no hay células tumorales fuera de este volumen. La CTV debe recibir la dosis adecuada para alcanzar el objetivo terapéutico.

- Volumen del tumor planeado PTV

Este volumen incluye CTV con un margen de configuración para el movimiento. El margen alrededor de la CTV en cualquier dirección debe ser lo suficientemente grande como para compensar los movimientos internos, así como las incertidumbres de movimiento y configuración de los pacientes.

Además de localizar estos volúmenes también se debe tener en cuenta las estructuras de tejidos normales críticos los cuales se conocen como órganos en riesgo (OAR) y que también son delimitados en este punto.

La figura 16 muestra la delimitación de los diferentes volúmenes tumorales y OAR en el paciente, mientras mejor sean la formación de las imágenes mejor será el resultado de la radioterapia.

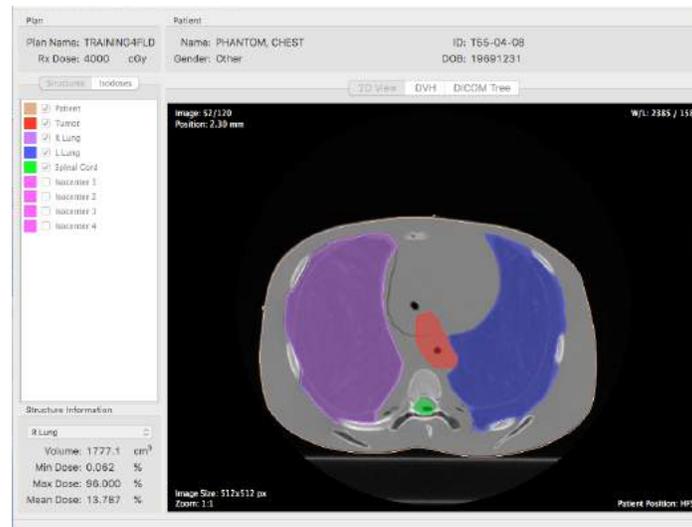


Fig. 16 Delimitación de los órganos en riesgo y volumen tumoral

En muchos casos, como en la SBRT el volumen del tumor macroscópico se considera también como el volumen de tumor clínico, debido a la fijación y posicionamiento del paciente además de los ajustes por movimiento el movimiento gracias al seguimiento en tiempo real que minimizan el error.

El margen agregado al GTV para generar el PTV que ha demostrado ofrecer una cobertura de dosis adecuada para tumores pulmonares es de 5mm.¹⁴

.5.2. Planeación del tratamiento.

Una vez definido el volumen tanto del tumor así como de las estructuras sanas que lo rodean, se diseñan los haces de radiación que cubran adecuadamente el volumen del tumor evitando lo mas posible los tejidos sanos. La simulación de los haces de radiación al igual que el cálculo del dosis, se realiza mediante diferentes software, estos software utilizan

algoritmos de planificación inversa, que permiten la optimización de las distribuciones de dosis absorbida de tal manera que se maximiza la dosis recibida por el tumor mientras que se minimiza la recibida por las estructuras sanas que lo rodean, entre los parámetros que el usuario puede seleccionar se incluyen el número haces, el tamaño de los colimadores, y la exclusión de los haces a través de estructuras críticas como el hueso.

La figura 17 muestra un ejemplo de software de planeación de tratamiento utilizado en los aceleradores lineales, en el cual se puede ver la delimitación de los tejidos y la posición de los haces que cubren adecuadamente el tumor.

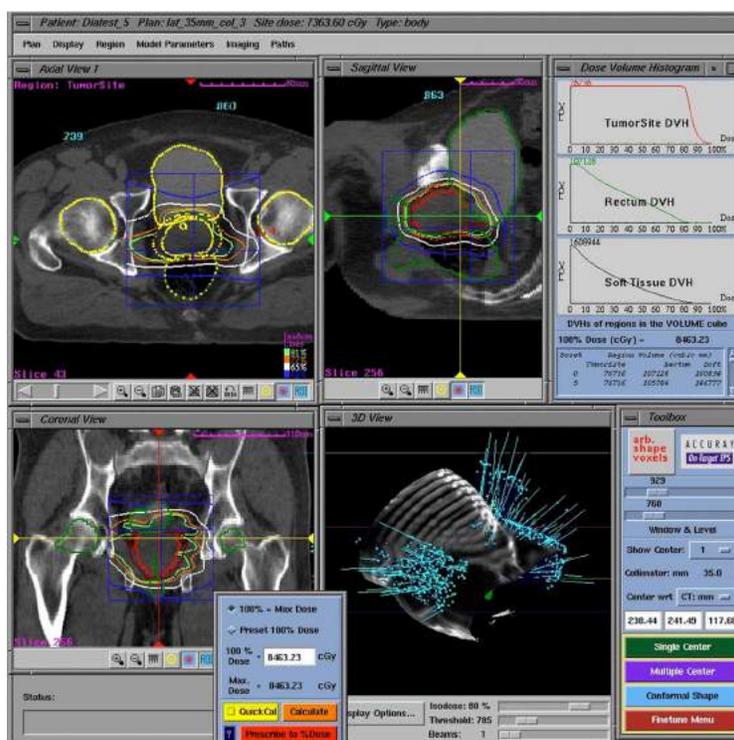


Fig. 17 Planeación del tratamiento³⁴

.5.3. Simulación Virtual

Finalmente la determinación precisa de la dosis absorbida es muy importante por lo que es necesario una simulación de la interacción de la radiación con el paciente.

La planeación de tratamiento de radioterapia computarizada tiene mas de 40 años de aplicación, el primer sistema de planeación de tratamiento fue introducido en 1960, con

características inmaduras y simples pero con el paso del tiempo y mejores computadoras se ha permitido el desarrollo de algoritmos más complejos y exactos basados en el comportamiento la interacción de rayos-X con la materia y algoritmos modelos que se pueden usar en clínica.¹⁵

Existe diferente algoritmos para este objetivo, sin embargo, lo mejor que existe en la actualidad para el cálculo de dosis es el método de Monte Carlo descrito anteriormente.

.6. Evaluación del tratamiento

El plan de tratamiento óptimo debe poder entregar dosis prescrita al tumor y excluir los tejidos normales, estos objetivos se pueden establecer pero en la practica son imposibles de cumplir, por lo tanto, en al actualidad para poder validar si los tratamientos son óptimos o no, los tratamientos son evaluados con base a criterios de tolerancia de dosis designados a cada uno de los volúmenes tumorales y a los órganos en riesgo. Las herramientas que se utilizan para evaluar las distribuciones de dosis de los planes de tratamiento son las curvas de isodosis complementadas con histogramas dosis volumen (DVHs) de cada una de los volúmenes del tumor y tejidos críticos.

.6.1. Curvas de isodosis

Las curvas de isodosis son líneas que unen puntos de igual dosis en un plano de interés. Estos últimos representan un valor de dosis en Gy designada a un volumen, las curvas de isodosis se evalúan en rebanadas individuales, desde el punto de vista transversal, sagital y coronal. La figura 18 es un ejemplo de curvas de isodosis para diferentes planos.



Fig. 18 Curvas de isodosis⁸

Un conjunto de curvas de isodosis se denomina distribución de dosis, la distribución de dosis se normaliza a 100% en el punto de la prescripción de la dosis de manera que las curvas de isodosis representan líneas de igual dosis como porcentaje de la dosis prescrita. Para un plan de tratamiento las curvas de isodosis son útiles ya que se puede ver representada la distribución de isodosis en los diferentes planos, muestra no sólo las regiones de dosis uniforme, dosis alta o baja dosis, sino también su localización anatómica y la extensión.⁸

.6.2. El histograma acumulativo dosis-volumen (DVH)

Los DVHs son una herramienta para la evaluación de un plan determinado o la comparación de diferentes planes, proporcionan información cuantitativa respecto a la cantidad de dosis que absorbe un tejido y la distribución de la dosis resumida en una única curva. La figura 19 es un ejemplo de un DVH acumulativo, es una grafica que dice el porcentaje del volumen de un tejido que ha recibido al menos una cantidad de dosis determinada o más.⁸

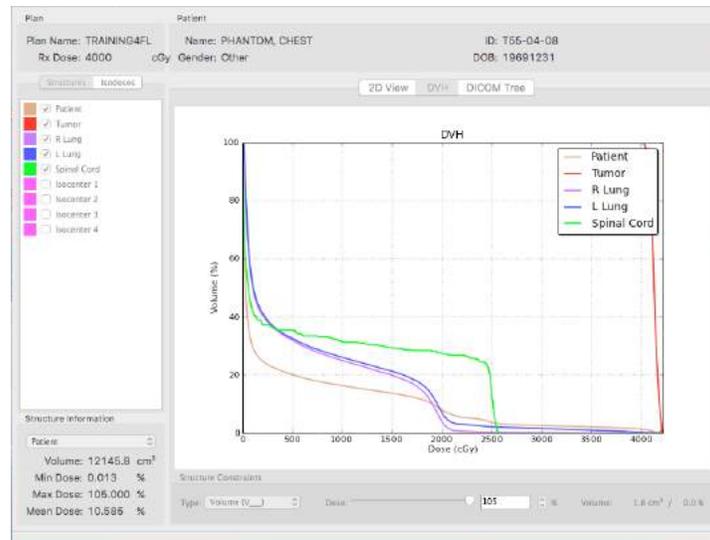


Fig. 19 Histograma acumulativo dosis volumen

.7. Dosis prescritas y tolerancia de tejidos sanos a la radiación en radiocirugía estereotáctica para cáncer de pulmón

Así como los volúmenes de los volúmenes de tumores, los órganos en riesgo necesitan protección adecuada.

.7.1. Dosis prescrita y tolerancia de los órganos en riesgo

Una vez que se identifica los órganos en la planeación del tratamiento se prescribe la dosis en el tumor y para el caso de los tejidos sanos como no es posible evitar que reciban parte de la radiación se consideran tolerancias límites a partir de la cual se pone en riesgo la función de los tejidos, los tratamientos que exceden estos límites no se consideran factibles. Cada órgano tiene diferentes tolerancias y varían con el número de fracciones y el tipo de tratamiento.

La tabla 2 muestra una lista de límites de dosis máxima para diferentes órganos los cuales fueron tomados del protocolo de radioterapia RTOG 0813 SEAMLESS PHASE I/II STUDY OF STEREOTACTIC LUNG RADIOTHERAPY (SBRT) FOR EARLY STAGE, CENTRALLY LOCATED, NON-SMALL CELL LUNG CANCER (NSCLC) IN MEDICALLY INOPERABLE PATIENTS¹⁵, cuyo principal objetivo es determinar la dosis

máxima tolerable en tumores de pulmón central así como la eficacia de la dosis en pacientes que no son candidatos para cirugía mediante la estimación del control del tumor primario y la supervivencia de los pacientes tratados. En este protocolo se considera una dosis prescrita en el tumor de 50 Gy impartidas en 5 fracciones en un lapso de 2 semanas.

Tabla 2. Tolerancias límites para diferentes órganos según el protocolo RTOG0813¹⁵

Tejido	Volumen	Volumen máximo (Gy)	Punto de máxima dosis (Gy)	Riesgo
Esófago	<5 cc	27.5 Gy	105% de la prescripción al PTV	Estenosis/fistula
Corazón	<15 cc	32 Gy	105% de la prescripción al PTV	Pericarditis
Tráquea	<4 cc	18 Gy	105% de la prescripción al PTV	Estenosis/fistula
Medula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	30 Gy	Mielitis
	<0.5cc	13.5 Gy		
Piel	<10 cc	30 Gy	32 Gy	Ulceración
Tejido paralelo	Volumen crítico	Dosis máxima del volumen crítico (Gy)		Riesgo a evitar
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy		Función básica
	1000 cc	13.5 Gy		Neumonitis

La tabla 3 muestra una lista de límites de dosis máxima para diferentes órganos tomados del protocolo de radioterapia RTOG 0915 A RANDOMIZED PHASE II STUDY COMPARING 2 STEREOTACTIC BODY RADIATION THERAPY (SBRT)

SCHEDULES FOR MEDICALLY INOPERABLE PATIENTS WITH STAGE I PERIPHERAL NON-SMALL CELL LUNG CANCER¹⁶ cuyo objetivo principal es ver las consecuencias adversas relacionadas al tratamiento así como la tasa de control del tumor primario, la supervivencia global y la supervivencia libre de enfermedad a 1 año de tratamiento mediante la aplicación de una única fracción con una dosis prescrita en el tumor de 34 Gy.

Tabla 3 Tolerancias limites para diferentes órganos según el protocolo RTOG0915¹⁶

Tejido	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis (Gy)	Riesgo
Esófago	<5 cc	11.9 Gy	15.4 Gy	Estenosis/fistula
Corazón	<15 cc	16 Gy	22 Gy	Pericarditis
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	20.2 Gy	Estenosis/fistula
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	14 Gy	Mielitis
	<0.5cc	7 Gy		
Piel	<10 cc	23 Gy	26 Gy	Ulceración
Costilla	1cc	22	30 Gy	Dolor o fractura
Tejido paralelo	Volumen critico	Máxima dosis en el volumen critico (Gy)		Riesgo a evitar
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy		Función básica
	1000 cc	7.4 Gy		Neumonitis

Finalmente la tabla 4 muestra una lista de límites de dosis máxima para el pulmón y el PTV tomada de los dos protocolos anteriores el RTOG0813 y RTOG915.

Tabla 4 Tolerancias límites para el PTV^{15,16}

Volumen del PTV (cc)	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 2o Gy o mas, V20 (%)	
	Desviación		Desviación	
1.8	<50.0	<57.0	<10	<15
3.8	<50.0	<57.0	<10	<15
7.4	<50.0	<58.0	<10	<15
13.2	<50.0	<58.0	<10	<15
22	<54.0	<63.0	<10	<15
34	<58.0	<68.0	<10	<15
50	<62.0	<77.0	<10	<15
70	<66.0	<86.0	<10	<15
95	<70.0	<89.0	<10	<15
126	<73.0	<91.0	<10	<15
163	<77.0	<94.0	<10	<15

Capítulo 3

Materiales y métodos

.1. Modelo pacientes

Para los modelos de pacientes se utilizaron modelos reales de pacientes con sus características fisiológicas, en el cual podemos simular el transporte de radiación mediante el uso de Monte Carlo.

.1.1. Modelo de paciente femenino

Para modelar el paciente femenino se utilizó un modelo de la base de datos del Rensselaer Polytechnic Institute (RPI) el cual consiste en una persona del sexo femenino de cuerpo entero, de 1.63m de altura y 64kg de peso. De este fantoma o modelo de paciente se extrajeron digitalmente los brazos y se trabajó con imágenes desde la altura de los hombros hasta el abdomen. La resolución de este modelo es de 0.25 cm.

.1.2. Modelo de paciente masculino

Para este modelo de paciente se utilizó el fantoma llamado Zubal el cual consiste en una persona del sexo masculino de cuerpo entero, de 1.77m de altura y 70kg de peso.

Se utilizó la parte del fantoma desde los hombros hasta el abdomen y se extrajeron los brazos digitalmente. La resolución de este modelo es de 0.19 cm.¹⁷

.2. Modelo de tumores

Debido a que a bajas energías las estructuras óseas son muy eficientes absorbiendo rayos-X se evaluaron dos posibles escenarios: un tumor periférico ubicado dentro del pulmón a una distancia corta las estructuras óseas para determinar si en este caso se excede la tolerancia a

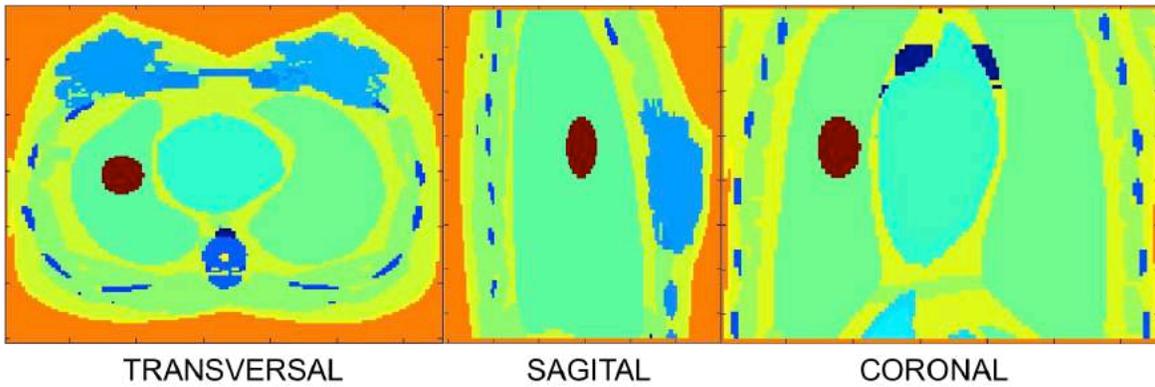


Fig. 21 Tumor central colocado digitalmente en el modelo de paciente femenino

.2.2. Tumor femenino Periférico

El tumor periférico que se colocó digitalmente en el modelo femenino se observa en la imagen 22, en el cual podemos ver el corte transversal, coronal y sagital.

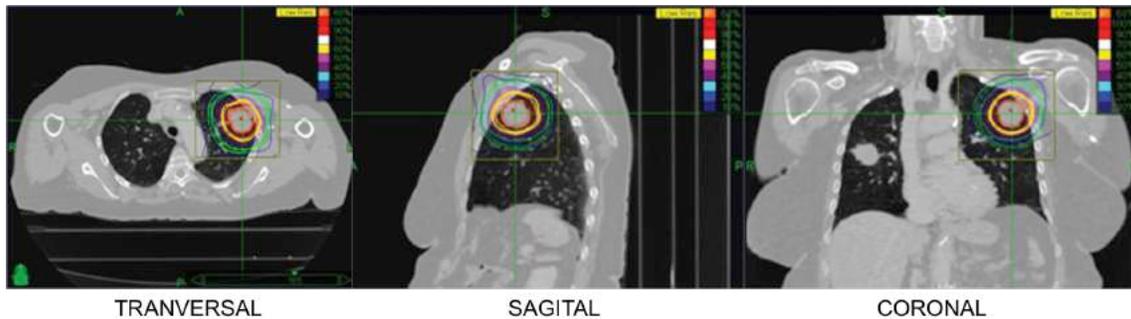


Fig. 22 Tumor periférico tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente femenino¹⁹

El tumor se agregó posteriormente de forma digital en el centro del pulmón como se muestra en la figura 23. El tumor consiste de uno elipsoide con ejes principales del GTV de 1.2, 1.1 y 1.2 cm. El volumen del GTV y del PTV son de 6.62 y 19.12 cc respectivamente.

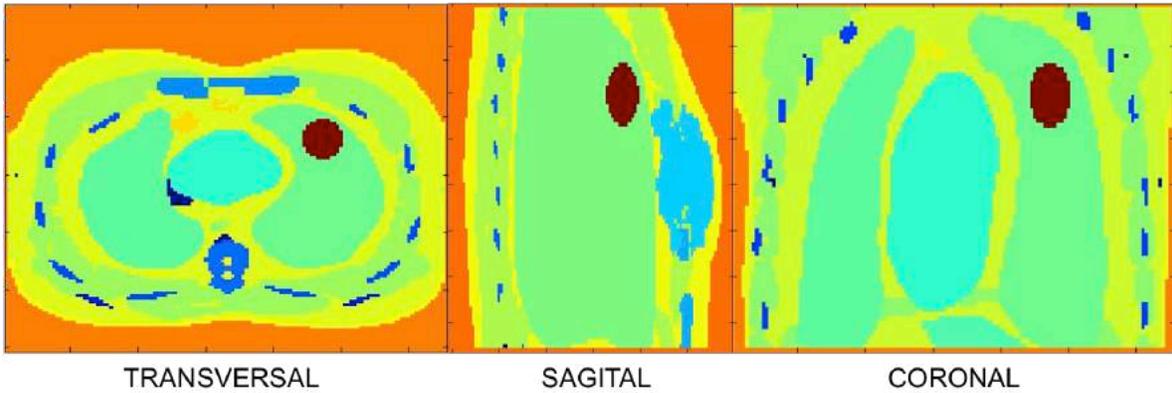


Fig. 23 Tumor periférico colocado digitalmente en el modelo de paciente femenino

.2.3. Tumor masculino central

El tumor central que se colocó en el modelo de paciente masculino se muestra en la figura 24. En la figura se observa el corte transversal, sagital y coronal.

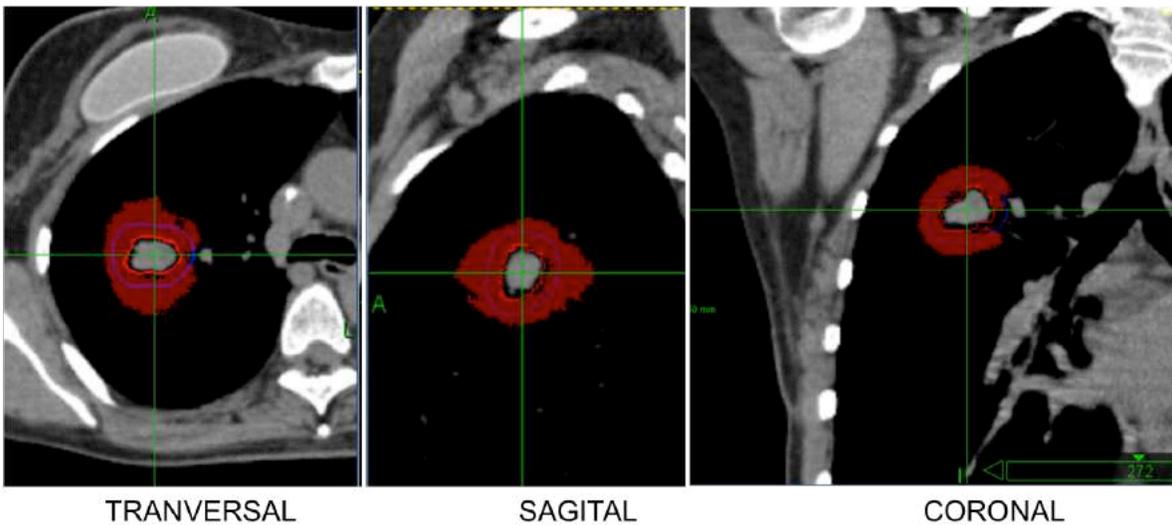


Fig. 24 Tumor central tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente masculino²⁰

El tumor se agregó posteriormente de forma digital en el centro del pulmón como se muestra en la figura 25. El tumor consiste de uno elipsoide con ejes principales del GTV de 1.2, 1.1 y 1.2 cm. El volumen del GTV y del PTV son de 6.62 y 19.42 cc respectivamente.

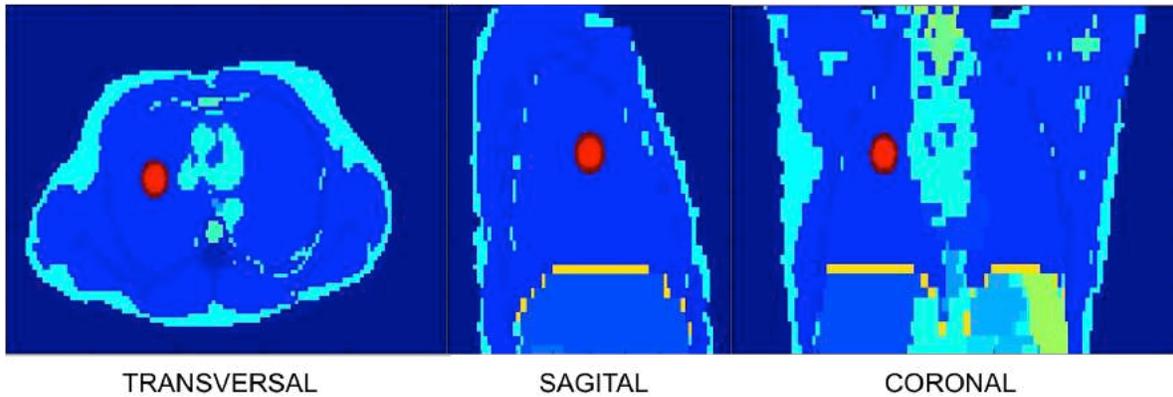


Fig. 25 Tumor central colocado digitalmente en el modelo de paciente masculino

.2.4. Tumor masculino periférico

El tumor periférico que se colocó digitalmente en el modelo femenino se observa en la imagen 26, en el cual podemos ver el corte transversal, coronal y sagital.

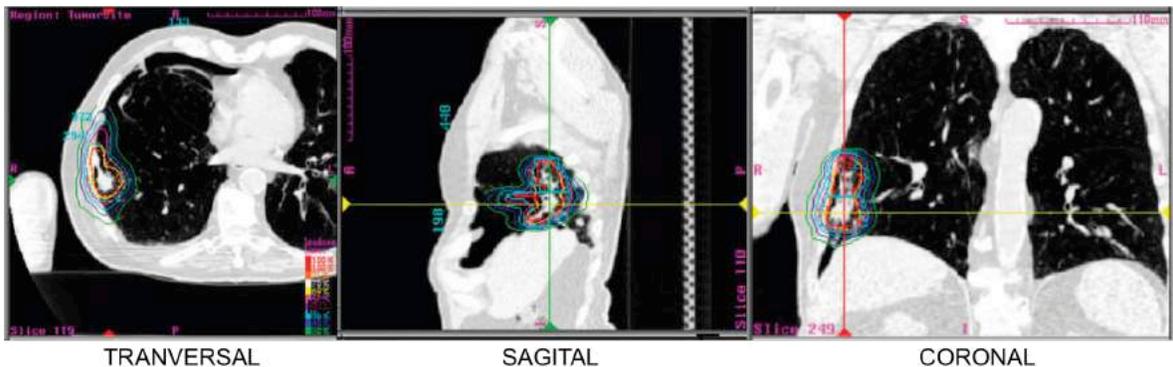


Fig. 26 Tumor periférico tomado de la literatura utilizado en el modelo de paciente masculino⁵

El tumor se agregó posteriormente de forma digital en el centro del pulmón como se muestra en la figura 27, El tumor consiste de uno elipsoide con ejes principales del GTV de 1.2, 1.1 y 1.2 cm. El volumen del GTV y del PTV son de 6.58 y 19.49 cc respectivamente.

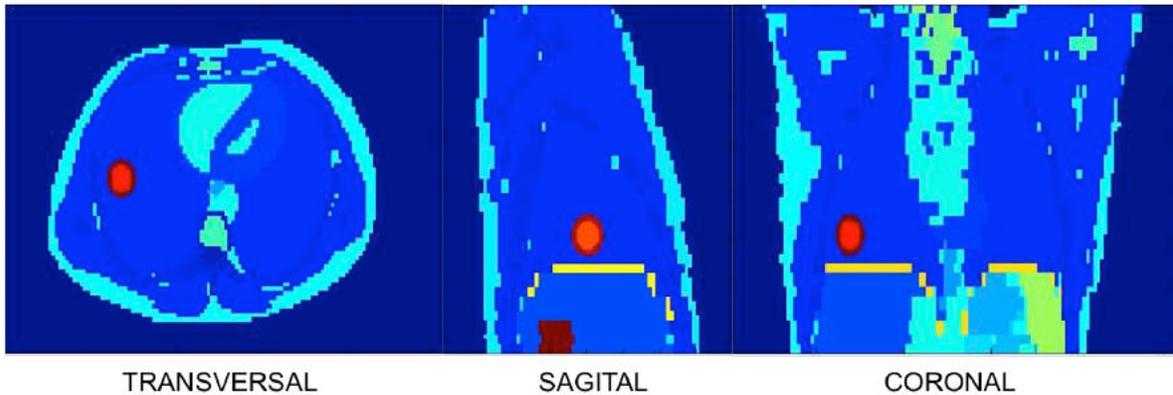


Fig. 27 Tumor periférico colocado digitalmente en el modelo de paciente masculino

.3. Modelo de fuentes de rayos-X

La precisión de los cálculos depende de la precisión con la que se conocen las características de la fuente de radiación, y esto se refiere a la descripción definida de la energía, la dirección, posición y el tipo de todas las partículas primarias y secundarias que surgen de la fuente de rayos-X. Para conocer estos datos, es necesario simular la geometría detallada de los aceleradores lineales, a veces a nivel de planos.

En este trabajo de tesis se utilizó un cabezal de el tubo de rayos-X de bajas energías para los tratamientos de rayos-X de ortovoltaje y un cabezal del acelerador lineal Cyberknife de altas energías para comparar los tratamientos de altas y bajas energías.

.3.1. CyberKnife®

El CyberKnife es un sistema de radiocirugía que se ha propuesto para tratar pacientes con cáncer de pulmón de células no pequeñas basado en el éxito reportado en diferentes investigaciones que utilizan aceleradores lineales de altas energías. El CyberKnife cuenta con un sistema de imágenes que consiste en dos fuentes de rayos x de diagnóstico montado en el techo además ofrece seguimiento en tiempo real del movimiento respiratorio corrigiendo la posición del haz de radiación continuamente para seguir el movimiento del tumor durante la respiración y finalmente cuenta con un acelerador lineal de 6-MeV montado en un brazo robótico, como se observa en la figura 28.



Fig. 28 Cyberknife³⁵

Las características del haz del Cyberknife se tomaron la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), la cual cuenta con una base de datos pública validados correctamente de los datos para los aceleradores clínicos y unidades de 60Co utilizados para aplicaciones de radioterapia. La figura 29 muestra la geometría del cabezal de tratamiento simulado del Cyberknife utilizando Monte Carlo donde la composición del material así como su geometría fue proporcionado por el fabricante.

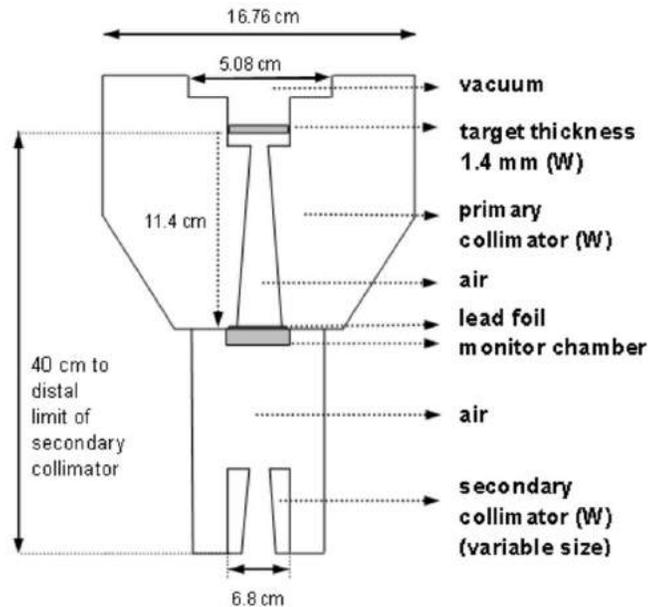


Fig. 29 Esquema del cabezal del Cyberknife²¹.

Los diámetros del colimador secundario disponibles por la agencia internacional de energía atómica que se tomaron para este trabajo de tesis son de 5, 10 y 15mm de diámetro.

.3.2. Rayos-X de kilovoltaje

El cabezal de el tubo de rayos-X de bajas energías para los tratamiento de kilovoltajes se simularon en el laboratorio. La figura 30 muestra un esquema representativo de la geometría del cabezal que se simulo utilizando el código Monte Carlo de transporte de radiación PENELOPE, el cual consta de un blanco de tungsteno, un filtro de cobre de variable de 1 o 2 mm de espesor, un cilindro colimador de diferentes diámetros de apertura y un filtro de aluminio de 2mm fijo, con un rango de energías de 0 a 220 kev. Los diámetros del los colimadores usados en este trabajo son circulares con aperturas de 0.5, 1, 2, 3, 4 y 5 cm de diámetro a 80 cm de la fuente y de 0.0625, 0.125, 0.25, 0.375 y 0.5 cm en el colimador.

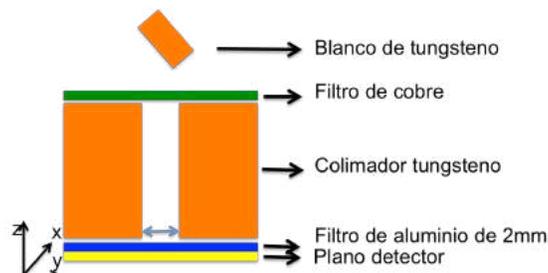


Fig. 30 Esquema del cabezal de rayos-X

.3.3. Archivo de espacio-fase

Cada fotón que se obtiene como resultado de la simulación de los tubos de rayos-X es registrado junto con la energía, la dirección o cosenos directores, posición y el tipo de partícula para obtener las características del haz. Estos registros se conocen como archivos de espacio-fase (PHPS). Un PHSP se define como un conjunto de partículas representativas que salen de una fuente de rayos-X junto con sus propiedades²², la información que se almacena en los archivos PHSP se resume en la Tabla 5, donde X, Y y Z representa la posición de la partícula de acuerdo al sistema de coordenadas cartesiano y U, V y W son los cosenos directores de la partícula, los cosenos directores son los cosenos de los ángulos que forman cada uno de los ejes coordenados.

Los archivos PHPS del Cyberknife que se utilizó en este trabajo de tesis se tomaron la Agencia Internacional de Energía Atómica y los archivos PHPS del tubo de rayos-X de bajas energías se hicieron a partir del registro de cada uno de los fotones que atravesaron el plano detector colocado a 60 cm de distancia de la salida del colimador.

Tabla 5 Información almacenada en los archivos PHSP

Variables	Significado
X	Posición en x
Y	Posición en y
Z	Posición en z
U	Coseno director en x
V	Coseno directo en y
W	Coseno director en z
E	Energía del fotón

.3.4. Desarrollo de un modelo fuente pixelizada a partir de archivos de espacio-fase

El archivo espacio-fase almacena las características del tubo de rayos-X desde el cual se va aplicar los tratamientos de radioterapia, este archivo se utilizó para hacer una modelo de fuente pixelizada del los tubos de rayos-X con la finalidad de hacer una elección de fotones de una forma distribuida y uniforme. Este modelo se hizo a través de un mapa de distribución de los fotones de la siguiente manera:

En el plano detector de cabezal de rayos-X, se construyó una matriz de cuadrículas de 40 X 40 cuadros en el cual podemos registrar el número de partículas que pasan por cada cuadro de acuerdo a los cosenos directores registrados en el archivo PHPS, como se observa en la figura 31a. La figura 31b es un ejemplo de la matriz resultante del número de partículas obtenida de cada uno de los cabezales.

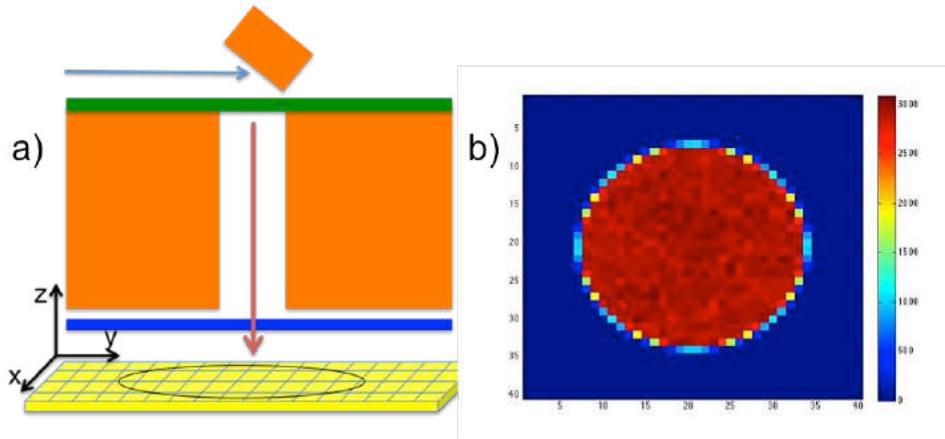


Fig. 31 Obtención de una matriz de fluencia

Posteriormente, con cada uno de los fotones registrados en cada cuadro se registró también la energía y sus cosenos directores, obteniendo de cada cuadro el histograma de energía, la media y la desviación estándar de los cosenos directores.

El histograma de energía se usó para que la elección de la energía de los fotones durante el cálculo de dosis se hiciera uniformemente, sin embargo, se observó que el histograma de energía en cada uno de los cuadros era similares a lo largo de la matriz, por lo tanto en el cálculo de dosis utilizamos un histograma de energía general de todos los fotones registrados en el archivo PHPS.

Finalmente, el promedio y la desviación de los cosenos directores de los fotones de cada cuadro se utilizó para que la elección de los fotones desde el cabezal de rayos-X no fuera siempre de una misma dirección promedio si no que esta pudiera variar en un rango proporcionado por la desviación estándar, el promedio y desviación de los cosenos directores se hizo individualmente para U, V y W, utilizando la ecuación 15 y 16 respectivamente.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (15)$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (16)$$

Un total de 6 matrices diferentes se obtuvieron para cada uno de las fuentes utilizadas una matriz para el promedio y una matriz para la desviación estándar para cada uno de los cosenos directores U, V y W. La figura 32 muestra un ejemplo de las 6 matrices obtenidas para cada uno de los cabezales utilizados en este trabajo de tesis.

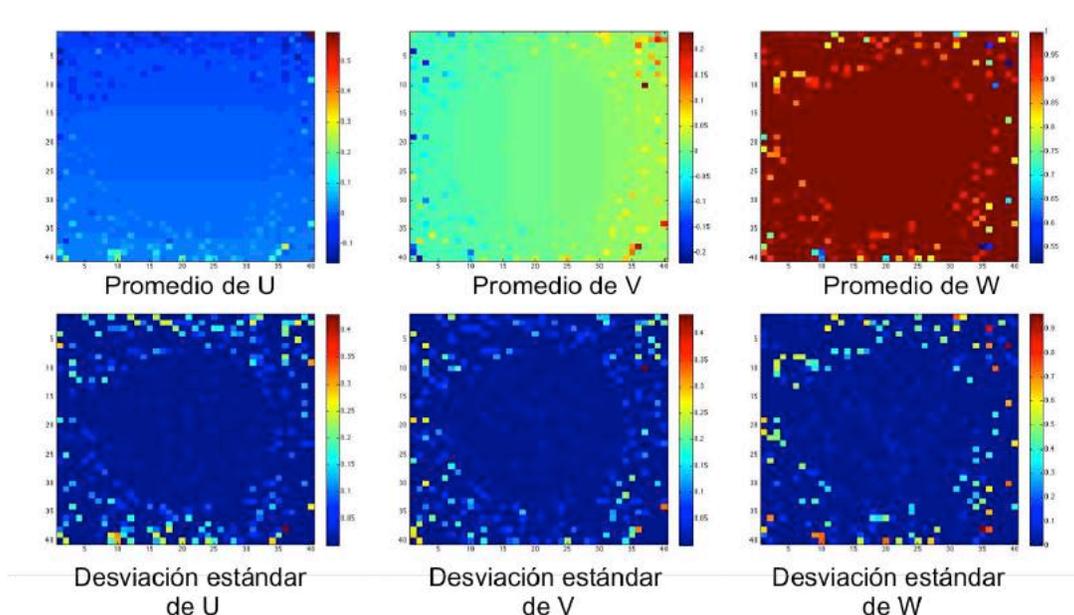


Fig. 32 Ejemplo de matrices de promedio y desviación estándar de los colimadores

.4. Cálculo de dosis en geometrías voxelizadas mediante el método Monte Carlo

Los fantasmas utilizados en este trabajo de tesis corresponden a modelos reales de pacientes obtenidos a partir de imágenes de tomografía axial computarizada que posteriormente son reconstruidos digitalmente en pequeños voxeles como se muestra en la figura 33.

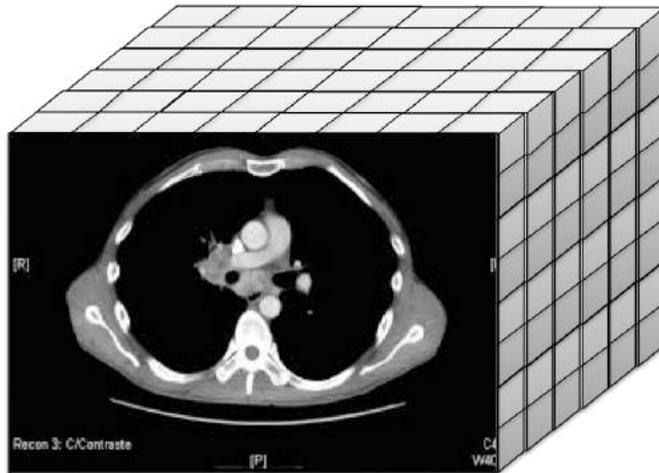


Fig. 33 Fantoma Voxelizado

Todos los voxeles son identificados con una serie de números como se muestra en la figura 34, y a cada uno de estos números se les asigna los materiales descritos de cada órgano, es decir, cada uno de los voxeles que forma parte del fantoma contiene información acerca de la composición del punto en donde se encuentra localizado.

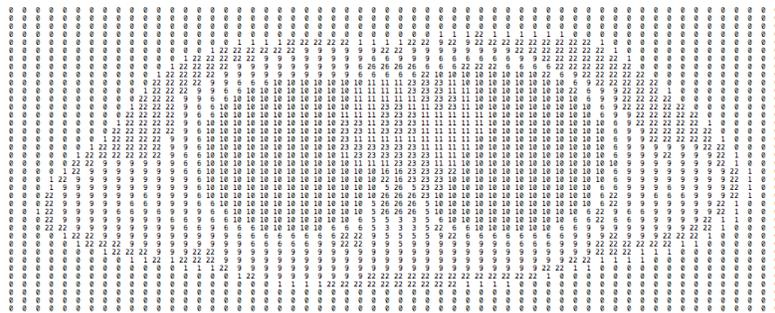


Fig. 34 Fantoma voxelizado identificado numéricamente

La resolución de cada voxel a si como sus características de los fantoma utilizados en este trabajo de tesis se muestran en la tabla 6 y 7.

Tabla 6 Características del fantoma femenino

Resolución: 0.25 cm		
Número de voxel	Tejido	Densidad (g/cc)
43	Costilla cortical	1.85
44	Costilla esponjosa	1.18
62	Pecho izquierdo adiposo	0.92
63	Pecho izquierdo glandular	1.02
64	Pecho derecho adiposo	0.92
65	Pecho derecho glandular	1.02
97	Pulmón derecho	0.3
99	Pulmón izquierdo	0.3
87	Corazón	1.04
125	Piel	1.06

Tabla 7 Características del fantoma masculino

Resolución: 0.19 cm		
Número de voxel	Tejido	Densidad
10	Pulmón	0.3
1	Piel	1
3	Medula espinal	1.92
6	Caja torácica	1.92
11	Corazón	1.4
29	Tráquea	1.92
16	Esófago	1

Cálculo de distribuciones de dosis absorbida en los pacientes

Para el cálculo de distribuciones de dosis absorbida en los pacientes se utilizó el código Monte Carlo de transporte de radiación PENELOPE²³ así como el conjunto de subrutinas PENEASY²⁴, simulando suficiente número de fotones para mantener una incertidumbre en la dosis del 1% o menos para cada uno de los haces.

Típicamente, el número de haces de alta energía utilizados en este tipo de tratamiento oscila entre aproximadamente 100 y 200 tratamientos³, sin embargo, para este trabajo un total de aproximadamente 300 haces desde diferentes posiciones estuvieron disponibles para el cálculo de dosis posteriormente el algoritmo de optimización, a detallar a continuación, tiene la capacidad de apagar los haces que no considere necesarios para obtener la dosis prescrita.

.5. Optimización de tratamientos a través el algoritmo Cimmino

En este trabajo se utilizó un método de optimización conocido como el método o algoritmo de Cimmino.¹⁶ La aplicación de este algoritmo al problema de la planeación de tratamientos radioterapéuticos consiste en resolver el siguiente conjunto de desigualdades:

$$(D_L)_i \leq \sum_j D_{ij} w_j \leq (D_U)_i \quad (17)$$

donde $(D_L)_i$ y $(D_U)_i$ representan los límites de dosis inferior y superior respectivamente asignados al i -ésimo punto dentro del paciente en la prescripción médica, D_{ij} es una matriz de dosis absorbida que da la contribución del j -ésimo haz de radiación a la dosis absorbida en el i -ésimo punto, la cual se calculó mediante simulación Monte Carlo, y w_j es un vector que contiene el peso asignado a cada haz, el cual se puede interpretar como el tiempo de irradiación para cada uno de los haces a ser usados en el tratamiento y es el parámetro a resolver. La solución se obtiene a través de un proceso iterativo donde la iteración $(k+1)$ está dada por:

$$w^{k+1} = w^k + \alpha \sum_i W_i c_i^k D_i^k \quad (18)$$

donde D_i^k es la dosis absorbida en el i -ésimo punto durante la k -ésima iteración, α es un parámetro de relajación con valor en el rango $(0,2]$, W es la llamada función de importancia del tumor y órganos y tejidos que lo rodean. Además:

$$c_i^k = \begin{cases} 0 & \text{si } (D_L)_i \leq D_i^k \leq (D_U)_i \\ \frac{(D_U)_i - D_i^k}{\sum_j D_{ij}^2} & \text{si } (D_U)_i < D_i^k \\ \frac{(D_L)_i - D_i^k}{\sum_j D_{ij}^2} & \text{si } D_i^k < (D_L)_i \end{cases} \quad (19)$$

Uno de los aspectos atractivos del algoritmo de Cimmino, es que si no es posible obtener una solución óptima para un conjunto dado de valores de DL y DU, el algoritmo tiende hacia la solución representada por la diferencia de mínimos cuadrados entre los valores buscados y los posibles.

Las matrices D_{ij} de dosis absorbida para los distintos tratamientos fueron calculados mediante el método de Monte Carlo para finalmente utilizar el algoritmo de optimización y determinar los mejores tratamientos en función a los límites prescritos de los tumores y tejidos sanos, los cuales se presentan a continuación.

Capítulo 4

Resultados

.1. Colimadores seleccionados

.1.1. Colimador Cyberknife

De los tres diámetros de colimador disponibles por la agencia internacional de energía atómica los mejores resultados se obtuvieron con el colimador de 10 mm. La matriz de fluencias obtenida para este colimador según lo anteriormente explicado cubre una distancia de 0.4 x 0.4 cm, obteniendo una resolución de 0.02cm² por pixel. La figura 35 muestra la matriz de fluencia obtenida normalizada al 100% por el pixel de mayor número de partículas.

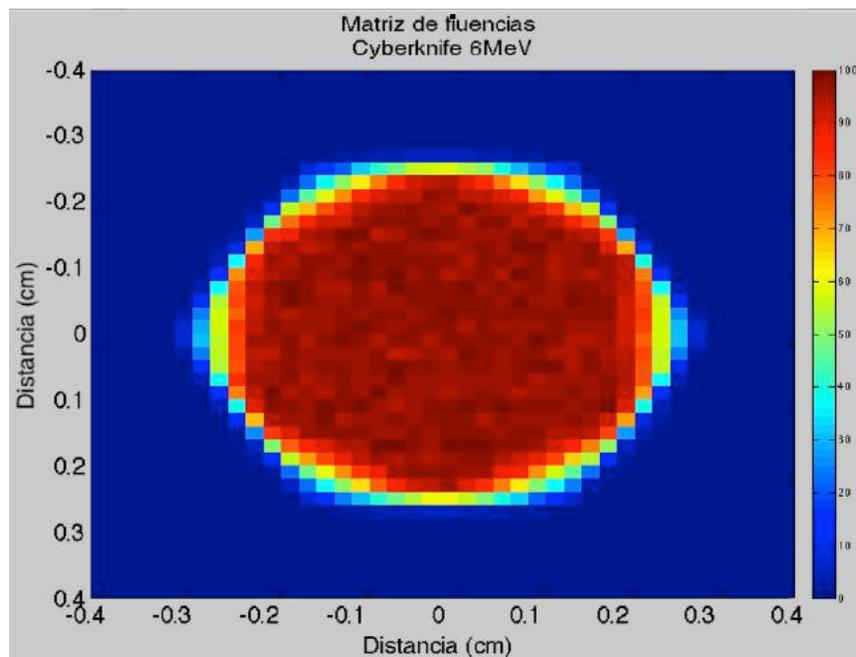


Fig. 35 Matriz de fluencias. Cyberknife 6MeV

De la matriz podemos observar que la fluencia de fotones en el colimador es notablemente uniforme y mayor en la parte central y que la fluencia disminuye drásticamente hacia la orilla del colimador hasta llegar a la parte externa del colimador donde la fluencia es menor al 10 % de los fotones en el interior.

El histograma de energía correspondiente a este colimador se ilustra en la figura 36. El histograma de energía contiene la información de energía que tienen los fotones incidentes utilizados en ambos modelos de paciente con el modelo del Cyberknife para los diferentes modos de tratamiento.

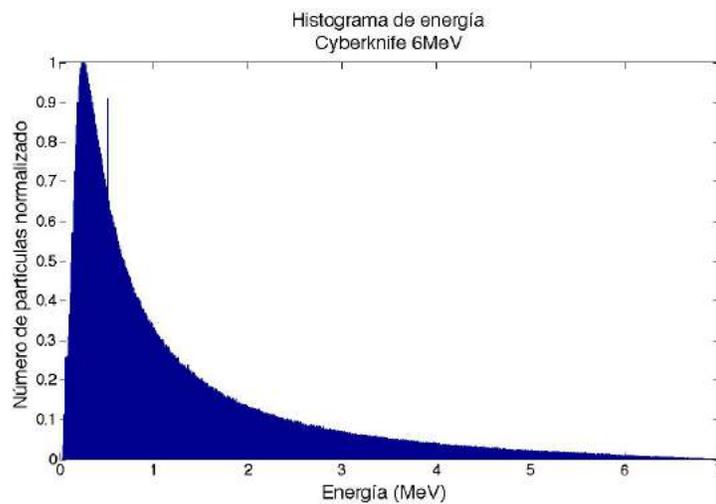


Fig. 36 Histograma de energías. Cyberknife 6MeV

.1.2. Colimador Rayos-X 220 keV

De igual manera que el colimador del Cyberknife, después de varias optimizaciones con los diferentes colimadores del tubo de rayos-X de kilovoltaje los mejores resultados se obtuvieron con el colimador de 2 cm con un filtro de 2mm de cobre, de cual se obtuvo la matriz de fluencias que se muestra en la figura 37. La matriz esta normalizada al 100% por el pixel con mayor número de fotones. Esta matriz cubre una distancia de 3 x 3 cm, obteniendo una resolución de 0.075cm por pixel.

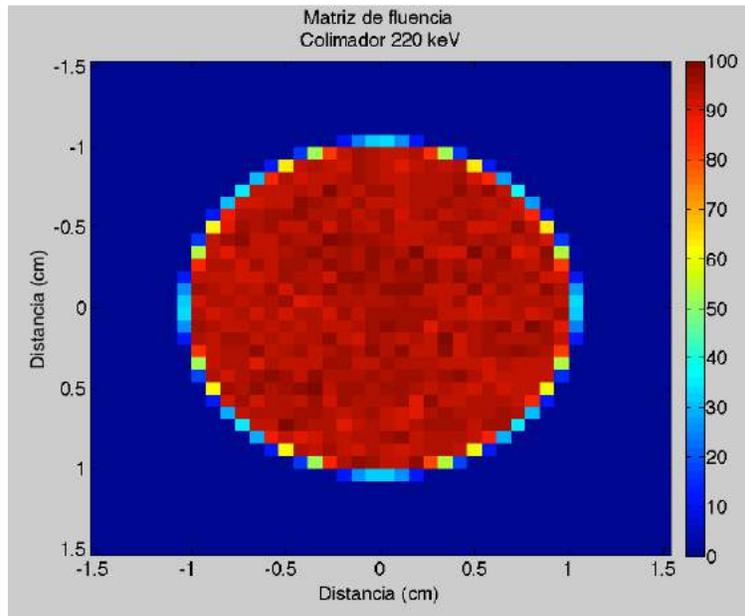


Fig. 37 Matriz de fluencias. Tubo de rayos-X de 220keV

En el interior de colimador podemos observar que la fluencia de fotones en el colimador es notablemente uniforme y mayor en la parte central y que la fluencia disminuye drásticamente hacia la orilla del colimador. Por otro lado en la parte externa del colimador se puede ver que la fluencia ha disminuido abajo del 10% de los fotones que salen en el interior del colimador.

La figura 38 muestra el histograma de energía correspondiente a este colimador, el cual contiene la información de energía de los fotones incidentes que se utilizaron en los diferentes modos de tratamiento con 220 keV para ambos modelos de paciente.

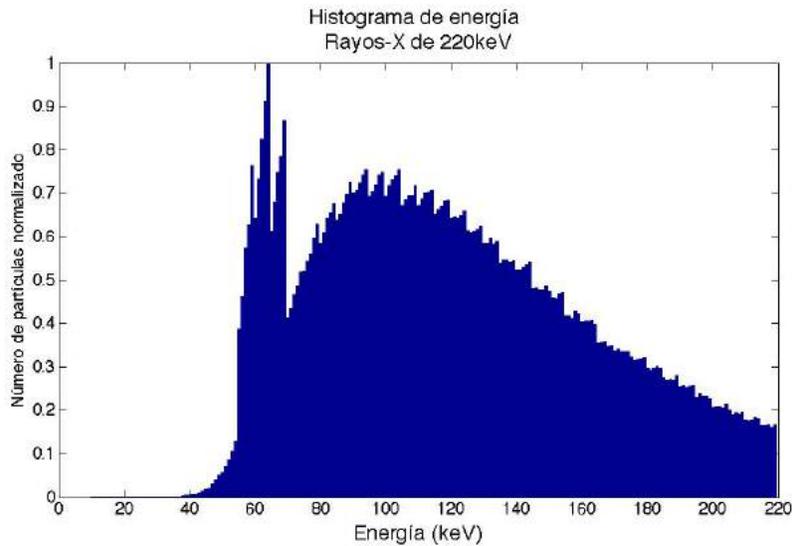


Fig. 38 Histograma de energía de 220 keV

.2. Optimización de tratamientos obtenidos con CyberKnife®

.2.1. Tumor femenino central (TFC)

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos en el tratamiento del tumor femenino central fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0813 con excepción de la costilla y pecho los cuales no se encuentran especificados en el protocolo. Los valores limites para la costilla se tomaron del protocolo 0915 y para el caso del pecho se reporta el valor maximo obtenido en 1cc dado que no se menciona en ninguno de los protocolos. Todos los resultados fueron normalizados de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

En la tabla 8 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0813 y 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 8 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TFC utilizando altas energías.

Tejido	Protocolo 0813		Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Resultados	Valor Max 1cc	
PTV	--	--	42.21-75Gy	--	0.3
GTV	--	--	46.89-77Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5 Gy	0cc	3.34Gy	0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	0cc	15.79Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	0cc	0.47Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	0cc	1.85Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy	0cc		
Piel	<10 cc	30 Gy	0.077cc	14.7Gy	0.03
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	201.26cc	--	0.01
	1000 cc	13.5 Gy	179.57cc	--	
Costilla esponjosa	1cc	32 Gy	0.077cc	18.6Gy	0.35
Costilla cortical	1cc	32 Gy	0.015cc	11.25Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	15.95Gy	15.95Gy	0.01
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	18.63Gy	18.63Gy	0.0

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el PTV comparados con los valores limites de los protocolos se encuentran en la tabla 9.

Tabla 9 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TFC utilizando altas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.69	<61.36	<10	<15
Resultado	19.68	53.24%		2.71%	

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 53.24% de la dosis total prescrita y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valores que se encuentra dentro de los límites del protocolo como se puede observar en la tabla 9.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc de piel es de 14.7 Gy, dosis menor que la dosis límite de 30Gy permitida por el protocolo 0813 presente en la tabla 8.

- Costilla

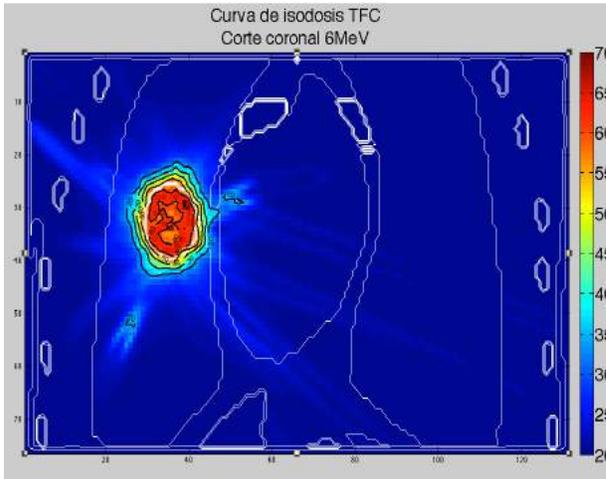
Usando el protocolo 0915 para evaluar estos resultados podemos ver que los valores máximos recibidos en los diferentes tejidos de la costilla están por debajo de los valores máximos permitidos por el protocolo como se puede observar en la tabla

- Pecho

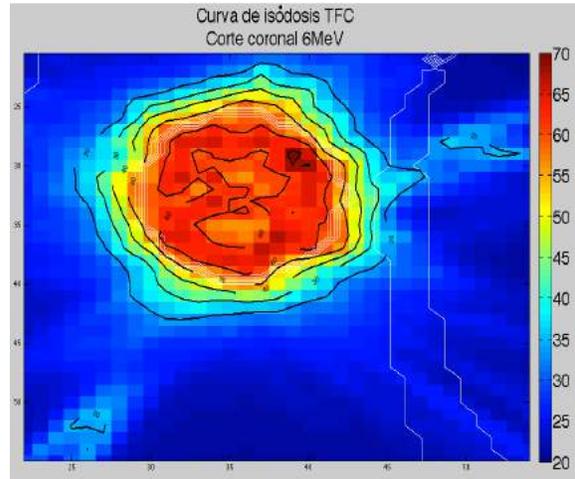
La dosis máxima obtenida fue 15.95 y 18.63 Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente.

Como ya se esperaba se puede ver que el tratamiento de altas energías para el tumor femenino central es un tratamiento factible para este tumor dado que los diferentes órganos evaluados se encuentran por debajo de los límites permitidos por los protocolos 0813 y 0915. Estos resultados son utilizados para hacer una comparación directa con los tratamientos de kilovoltaje.

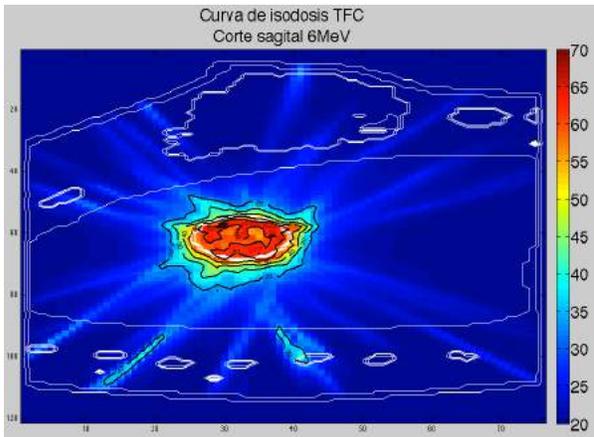
La figura 39 muestra las curvas de isodosis resultantes del tratamiento de altas energías en el tumor femenino central desde es diferentes cortes coronal, sagital y transversal. En el cual se puede como el tumor está recibiendo la mayor cantidad de dosis, también se puede ver como cae la dosis a través del tejido sano el tejido sano, en el plano coronal se puede ver un pequeño punto en el corazón donde se recibe se alcanza a recibir 20Gy, desde la vista sagital y transversal se pueden los pechos y los rayos atravesando el pecho ipsilateral. En general se puede ver como cae la dosis en el lado contralateral de modelo de paciente y también se puede ver como las costillas no se ven afectadas a altas energías.



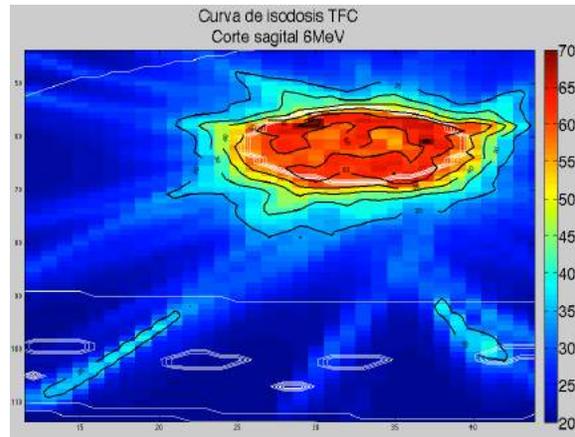
Resultados TFC vista coronal con 6MeV



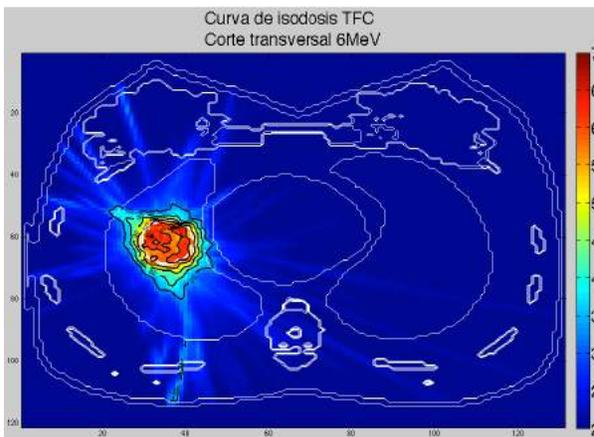
Resultados TFC vista coronal con 6MeV (zoom)



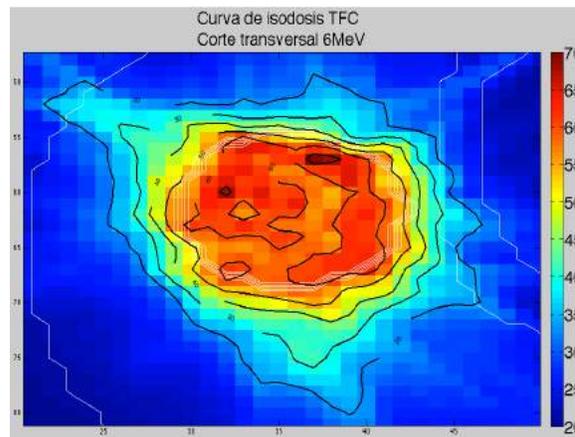
Resultados TFC vista sagital con 6MeV



Resultados TFC vista sagital con 6MeV (zoom)



Resultados TFC vista transversal con 6MeV



Resultados TFC vista transversal con 6MeV (zoom)

Fig. 39 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor femenino central

.2.2. Tumor femenino periférico (TFP)

Los resultados obtenidos para cada uno de los organos del tratamiento del tumor femenino periférico fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0915. El pecho nuevamente se reporta como el valor maximo obtenido en 1cc dado que no se encuentra especificado en el protocolo. Todos los resultados fueron normalizado de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 34 Gy según se menciona en el protocolo.

En la tabla 10 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 10 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TFP utilizando altas energías.

Tejido	Protocolo 0915		Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Volumen	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	33.7-49.31Gy	--	0.3
PTV	--	--	29.96-51.48Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	0cc	1.71Gy	0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	0.0065cc	9.98Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	0cc	0.79Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	0cc	0.91Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy	0cc		
Piel	<10 cc	23 Gy	0.093cc	9.9Gy	0.1
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	180.66cc	--	0.1
	1000 cc	7.4 Gy	166.62cc	--	
Costilla esponjosa	1cc	22 Gy	0cc	8.50Gy	0.1
Costilla cortical	1cc	22 Gy	0cc	4.85Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	16.3Gy	16.3Gy	0.1
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	6.1Gy	6.1Gy	0.0

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0915 se encuentran en la tabla 11.

Tabla 11 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TFP utilizando altas energías.

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(%)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0915	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 6MeV	19.68	50.3%		1.08%	

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es de 17.1Gy equivalente a 50.3 % de la dosis total prescrita y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valores que se encuentra dentro de los límites del protocolo 0915.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc es de 9.9Gy, dosis que se encuentra en el límite permitido por el protocolo 0915 presente en la tabla 10.

- Costilla

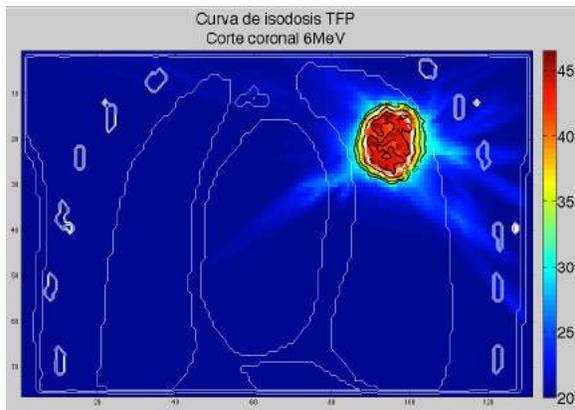
Los valores máximos recibidos en las costillas con tejido esponjoso y tejido cortical están por debajo de los valores máximos permitidos por el protocolo como se puede observar en la tabla 10.

- Pecho

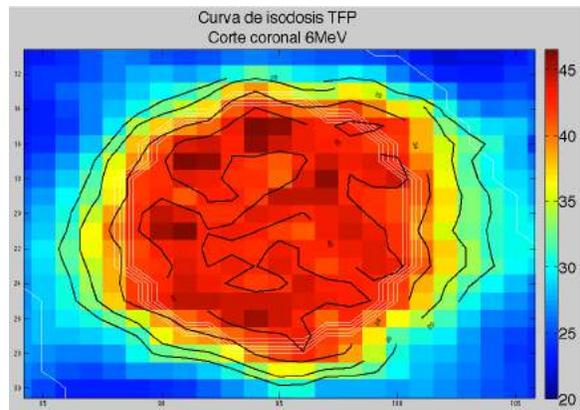
Una dosis máxima de 16.3 y 6.1Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente. Dado que este tejido no se menciona en ninguno de los protocolos únicamente se reportan los valores máximos para comparación.

De la misma manera que el tratamiento para el tumor femenino central se puede ver que los órganos para este tratamiento se encuentran por debajo de los límites permitidos por el protocolo 0915, por lo que el tratamiento de altas energías es un tratamiento factible para este tumor, resultado que ya se esperaba, sin embargo, estos resultados al igual que todos los tratamientos de altas energías son utilizados para hacer una comparación directa con los tratamientos de kilovoltaje.

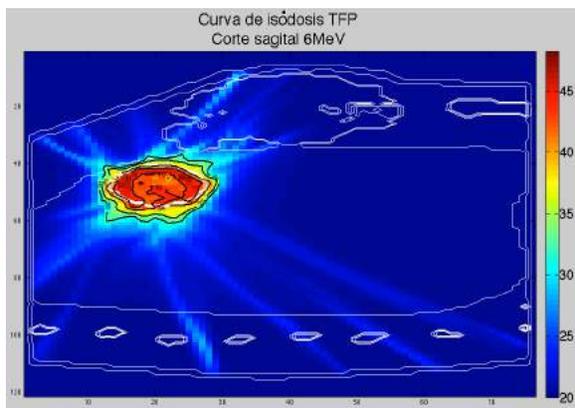
Las curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor femenino periférico se muestran en la figura 40, en el cual se puede ver que el tumor está recibiendo la mayor cantidad de dosis. Del corte coronal podemos ver cómo la dosis cae de manera regular hacia los tejidos sanos pero desde en el plano sagital y transversal parte de la dosis que recibe el pecho y la costillas. Nuevamente se puede ver cómo cae la dosis en el lado contralateral de modelo de paciente.



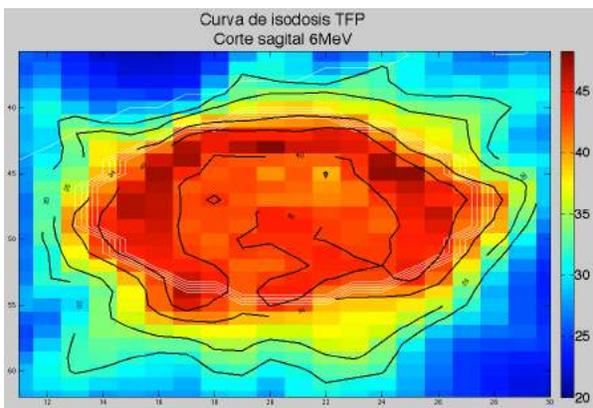
Resultados TFP vista coronal con 6MeV



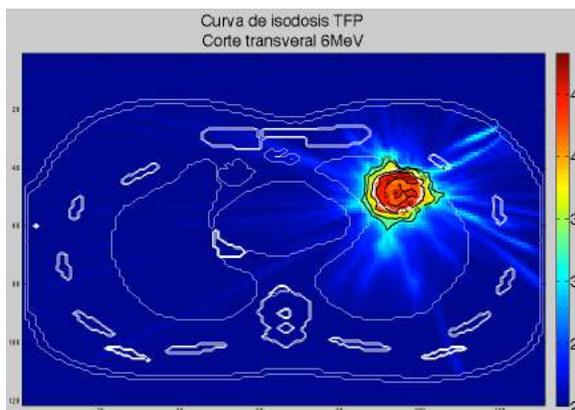
Resultados TFP vista coronal con 6MeV (zoom)



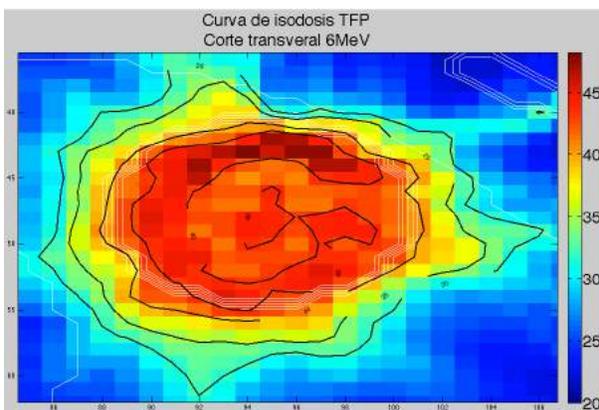
Resultados TFP vista sagital con 6MeV



Resultados TFP vista sagital con 6MeV (zoom)



Resultados TFP vista transversal con 6MeV



Resultados TFP vista transversal con 6MeV (zoom)

Fig. 40 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor femenino periférico

.2.3. Tumor masculino central (TMC)

En el caso del tumor masculino central, los resultados obtenidos para cada uno de los organos fueron evaluados con el protocolo RTOG0813 para tumores centrales exceptuando la costilla el cual se evaluo con el protocolo RTOG0915 para tumores perifericos, dado que este tejido no se encuentra especificado en el primer protocolo. Todos los resultados fueron normalizando de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

Un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0813 y 0915 para el caso de la costilla, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino se encuentra en la tabla 12.

Tabla 12 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TMC utilizando altas energías.

Tejido	Protocolo 0813			Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	--	38.25-80.44Gy	--	0.3
PTV	--	--	--	46.8-83.77Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5y	27.5	0cc	2.83Gy	0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	32	0.028%	15.8Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	18	0cc	4Gy	0.0
Médula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	30	0cc	7.26Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy		0.548cc		
Piel	<10 cc	30 Gy	32	0.548cc	26Gy	0.22
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	--	214.47cc	--	0.02
	1000 cc	13.5 Gy	--	174.13	--	
Costilla	1cc	32 Gy	40	1.09cc	32.63Gy	0.16

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites de los protocolos se encuentran en la tabla 13.

Tabla 13 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TMC utilizando altas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.69	<61.36	<10	<15
Resultado 6MeV	19.68	64%		2.69	

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 64% de la dosis total prescrita valor que se encuentra ligeramente arriba de los límites de tolerancia y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valor que se encuentran dentro de los límites del protocolo como se puede observar en la tabla 13.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc es de 26Gy, dosis permitida por el protocolo 0813 presente en la tabla 12.

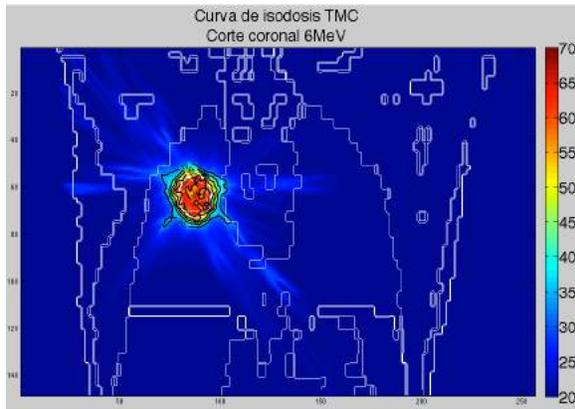
- Costilla

El valor máximo recibido en la costilla está por debajo del valor máximos permitidos por el protocolo como se puede observar en la tabla 12 evaluado según el protocolo 0915.

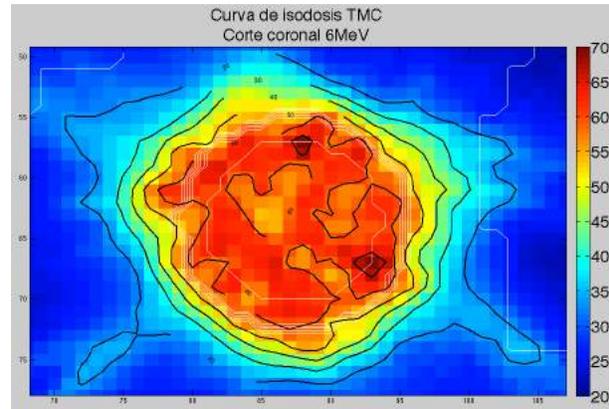
Como se ya se esperaba el tratamiento con altas energías es un tratamiento factible para este tumor dado que todos los valores resultantes de cada órgano se encuentran dentro de los límites permitidos por el protocolo 0915. Los resultados obtenidos son utilizados como comparación con los tratamientos de bajas energías.

Las curvas de isodosis del tumor masculino central se encuentran en la imagen 41. Desde el plano transversal se puede ver que la mayor cantidad de dosis se recibe en el tumor, y que la dosis disminuye gradualmente como se puede ver en las líneas con las líneas de 20, 30 y

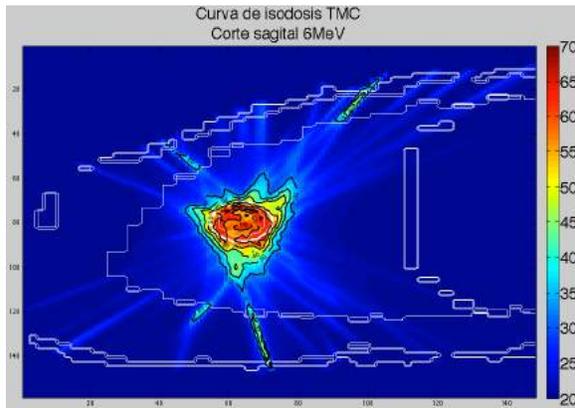
40 Gy, pero desde plano transversal y sagital se puede ver que hay puntos de 20 y 30 Gy, en la zona de las costillas y en l parte externa del pulmón.



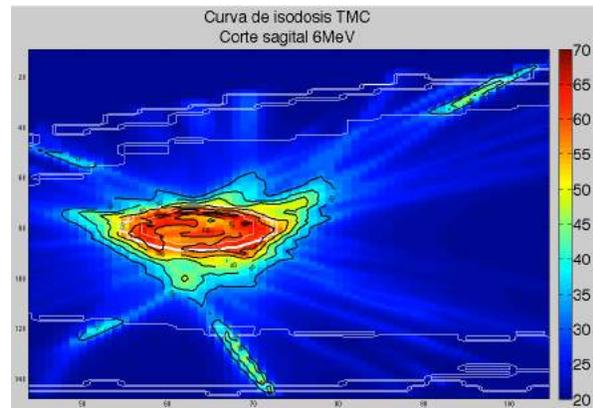
Resultados TMC vista coronal con 6MeV



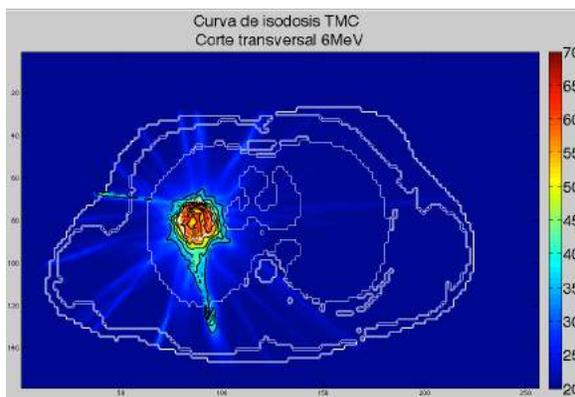
Resultados TMC vista coronal con 6MeV (zoom)



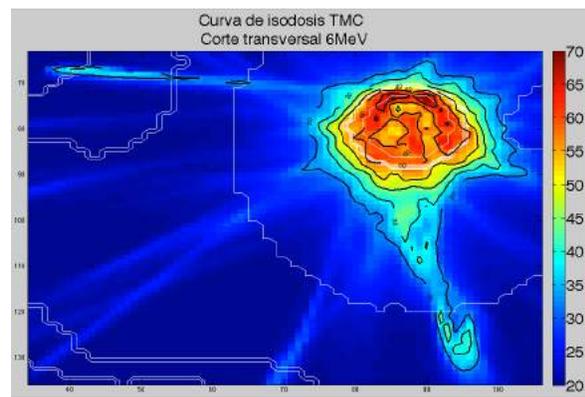
Resultados TMC vista sagital con 6MeV



Resultados TMC vista sagital con 6MeV (zoom)



Resultados TMC vista transversal con 6MeV



Resultados TMC vista transversal con 6MeV (zoom)

Fig. 41 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor masculino central

.2.4. Tumor masculino periférico (TMP)

Para el tratamiento en el tumor masculino periférico, los resultados se evaluaron de acuerdo al protocolo RTOG0915, normalizando los resultados de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 34Gy como dice el protocolo. La tabla 14 presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 14 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TMP utilizando altas energías.

Tejido	Protocolo 0915			Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados	Resultado Valor Max 1cc	
GTV	--	--	--	33.64-51.77Gy	--	0.3
PTV	--	--	--	26.24-51.14Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	15.4Gy			0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	22Gy	0cc	5Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	20.2Gy			0.0
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	14Gy	0cc	2.06Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy		0cc		
Piel	<10 cc	23 Gy	26	0.318cc	16.08Gy	0.13
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	--	185.05cc	--	0.18
	1000 cc	7.4 Gy	--	171.31cc	--	
Costilla esponjosa	1cc	22 Gy	30	0.294cc	19.5Gy	0.9

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0915 se resumen en la tabla 15.

Tabla 15 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TMP utilizando altas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0915	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 6	19.68	44.47%		1.064%	

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es de 44.47% de la dosis total prescrita y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, estos valores son inferiores a los descritos en el protocolo 0915.

- Piel

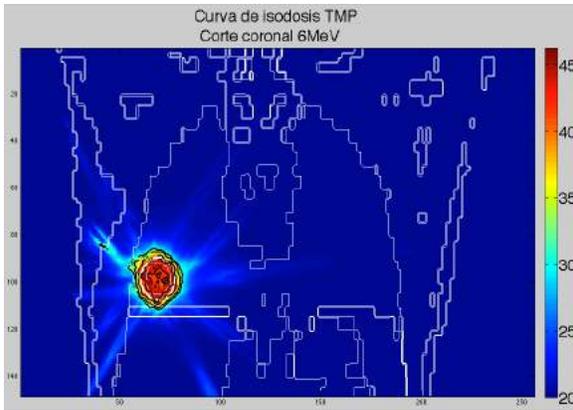
La dosis máxima recibida en 1cc de 14.7Gy, esta dosis es menor que la dosis límite permitida por el protocolo 0915.

- Costilla

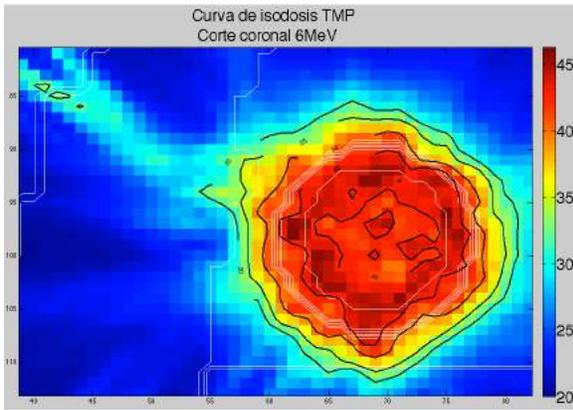
Los valores máximos recibidos en la costilla están por debajo del valor máximos permitido por el protocolo como se puede observar en la tabla 14.

Este tratamiento resulta factible para este tumor dado que la dosis recibida en los diferentes órganos se encuentran por debajo de los límites permitidos por el protocolo 0915, resultado que ya se esperaba, los resultados obtenidos en este tratamiento son utilizados como comparación con los tratamientos de bajas energías.

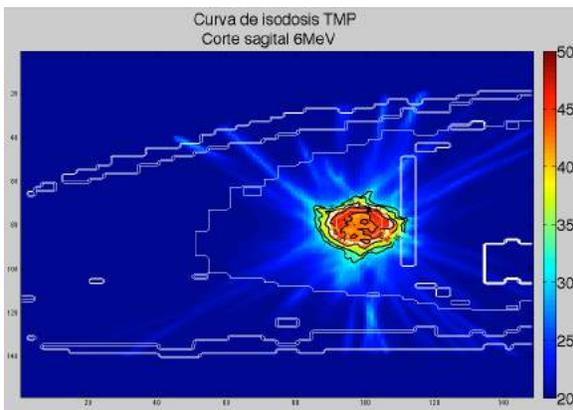
La figura 42 muestra las curvas de isodosis para el tumor masculino periférico, en el cual podemos ver que a pesar que el tumor se colocó en la proximidades de la costilla, las dosis en el tejido es baja comparada con los la dosis que recibe el tumor.



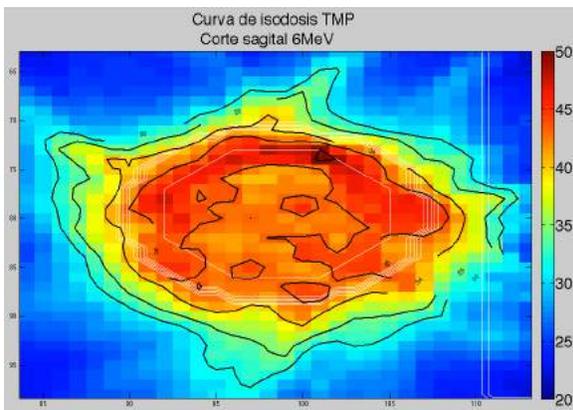
Resultados TMP vista coronal con 6MeV



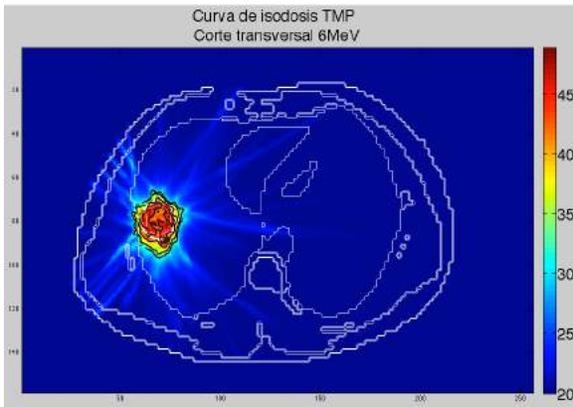
Resultados TMP vista coronal con 6MeV (zoom)



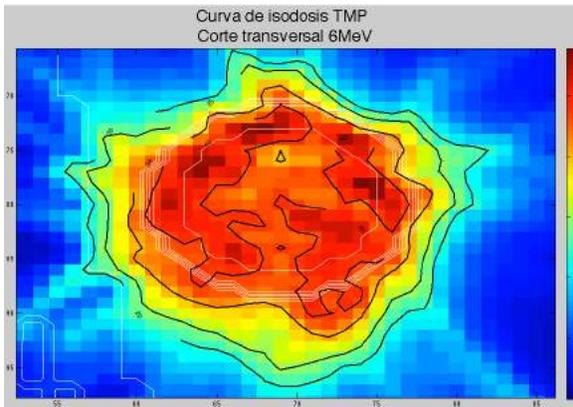
Resultados TMP vista sagital con 6MeV



Resultados TMP vista sagital con 6MeV (zoom)



Resultados TMP vista transversal con 6MeV



Resultados TMP vista transversal con 6MeV (zoom)

Fig. 42 Curvas de isodosis para el tratamiento de altas energías en el tumor masculino periférico

.3. Optimización de tratamientos obtenidos con rayos-X de kilovoltaje

.3.1. Tumor femenino central (TFC)

Los resultados obtenidos en los tratamientos de tumor central fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0813 con excepción de la costilla y pecho los cuales no se encuentran especificados en el protocolo. Los resultados obtenidos para la costilla se evaluaron con el protocolo 0915 y para el caso del pecho se reporta el valor máximo obtenido en 1cc dado que no se menciona en ninguno de los protocolos. Todos los resultados fueron normalizados de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

En la tabla 16 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores límites de los protocolos 0813 y 0915, los valores máximos obtenidos en 1cc de cada uno de los órganos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino, mientras que los resultados obtenidos en el pulmón y en el PTV comparados con los valores límites de los protocolos 0915 y 0813 se resumen en la tabla 17.

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 59.8% de la dosis total prescrita y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valores que se encuentran dentro de los límites los protocolo 0813 y 0915.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc es de 31.47Gy, esta dosis se encuentra 1.47 Gy arriba del límite permitido, el cual resulta despreciable si se considerando que el volumen que recibe arriba de 30Gy esta muy debajo del volumen permitido por el protocolo.

Tabla 16 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TFC utilizando bajas energías.

Tejido	Protocolo 0813		Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Resultados	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	53.67-75.81Gy	--	0.3
PTV	--	--	40.95-76.79Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5 Gy	0cc	3.35Gy	0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	0cc	16.42Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	0cc	4.44Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	0cc	4.24Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy	0cc		
Piel	<10 cc	30 Gy	0.110cc	31.47Gy	0.03
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	338.51cc	--	0.01
	1000 cc	13.5 Gy	358.29cc		
Costilla esponjosa	1cc	32 Gy	0cc	22.11Gy	0.35
Costilla cortical	1cc	32 Gy	0.26cc	25Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	26.4Gy	26.4Gy	0.01
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	23.3Gy	23.3Gy	0.0

Tabla 17 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TFC utilizando bajas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 2o Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	59.8%		4.19%	

- Costilla

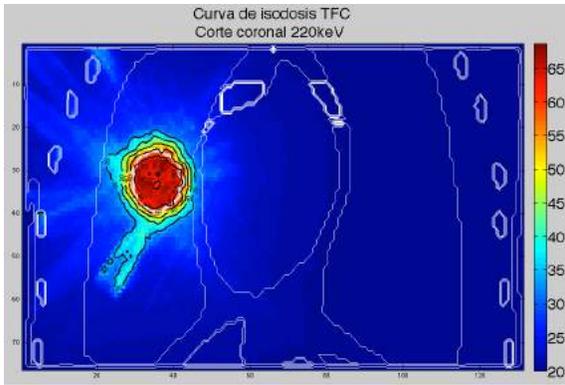
Usando el protocolo 0915 para evaluar estos resultados se puede ver que a pesar de la eficiencia de los huesos a recibir rayos-X a bajas energías los valores máximos recibidos en los diferentes tejidos de la costilla están por debajo de los valores máximos permitidos por el protocolo.

- Pecho

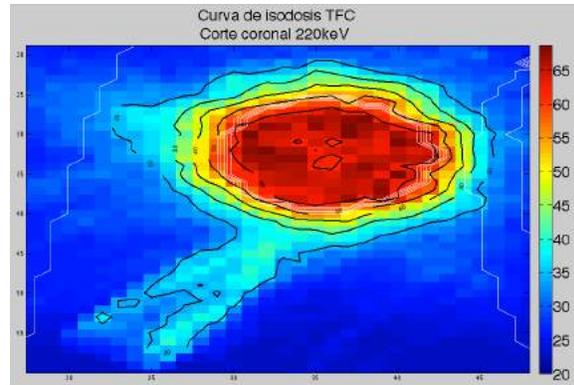
La dosis máxima obtenida fue 26.4 y 23.3 Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente.

Por otro lado en la curvas de isodosis del tumor femenino central a bajas energías ilustradas en el figura 43, muestran que a pesar de que el tumor esta localizado en la parte central del paciente alejado lo mas posible de las costillas y que estas por su parte son muy eficientes en la absorción de rayos de rayos-X, la mayor parte del tumor se encuentra dentro de la línea de 50Gy que es la dosis prescrita. De las imágenes también podemos ver que la dosis en los tejidos críticos cercanos al tumor como el corazón y medula la dosis es mínima a pesar de la cercanía.

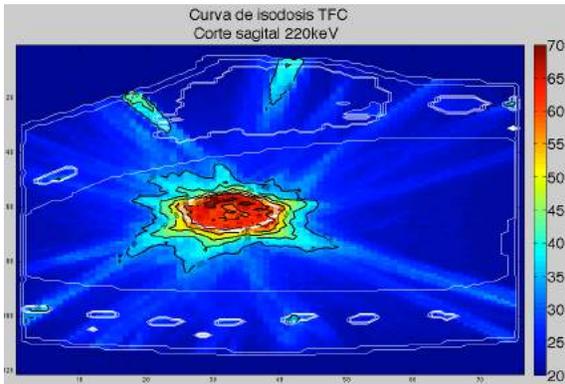
De lo anterior se puede concluir que el tratamiento a bajas energías en el tumor femenino central es factibles puesto que todos los resultados estuvieron por debajo o en el limite de los limites permitidos por los protocolo, la dosis recibida en la piel fue menor a pesar del PDD de los rayos-X de bajas energías.



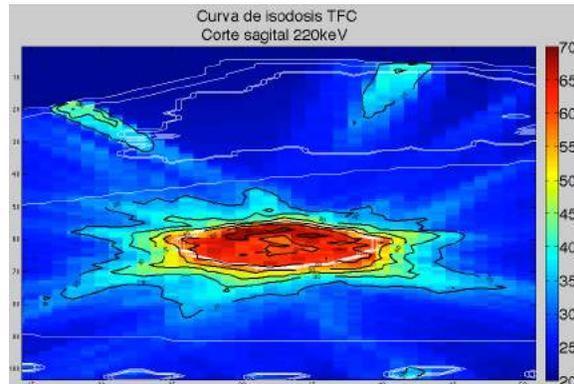
Resultados TFC vista coronal con 220keV



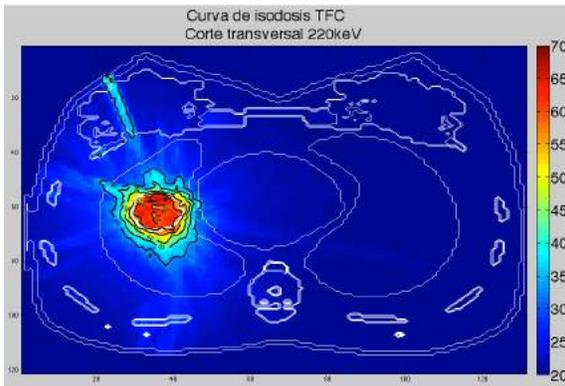
Resultados TFC vista coronal con 220MeV (zoom)



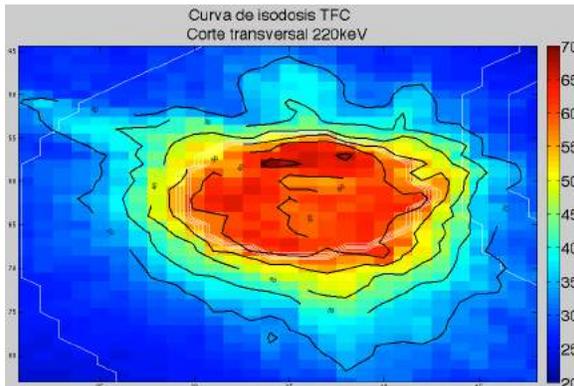
Resultados TFC vista sagital con 220keV



Resultados TFC vista sagital con 220keV (zoom)



Resultados TFC vista transversal con 220keV



Resultados TFC vista transversal con 220keV (zoom)

Fig. 43 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor femenino central

.3.2. Tumor femenino periférico (TFP)

Los resultados del TFP obtenidos para cada uno de los organos el tratamiento fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG915 con excepcion del pecho los cuales no se encuentran especificados en el protocolos, del cual solo se reporta la dosis maxima obtenida. Todos los resultados fueron normalizando de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 34 Gy.

En la tabla 18 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 18 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TFP utilizando bajas energías.

Tejido	Protocolo 0915		Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Resultados	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	34.29-49.2Gy	--	0.3
PTV	--	--	28.89-49.96Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	0cc	1.43Gy	0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	0cc	9.55Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	0cc	3.38Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	0cc	2.47Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy	0cc		
Piel	<10 cc	23 Gy	0.131cc	18.74Gy	0.1
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	332.32cc	--	0.1
	1000 cc	7.4 Gy	315.12cc	--	
Costilla esponjosa	1cc	22 Gy	0.28cc	16.5Gy	0.1
Costilla cortical	1cc	22 Gy		19Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	17Gy	17Gy	0.1
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	16.08Gy	16.08Gy	0.0

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0915 se resumen en la tabla 19.

Tabla 19 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TFP utilizando bajas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo Tumor Periférico	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	68%		1.74%	

- Pulmón

El porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valor que se encuentra dentro de los límites del protocolo como se puede observar en la tabla 19, sin embargo, la dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 68% de la dosis total prescrita valor que está por encima de la tolerancia límite del protocolo lo que podría resultar en un daño en el tejido pulmonar. Una mejor optimización podría mejorar este valor.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc es de 18.74Gy, dosis menor que la dosis límite permitida por el protocolo a pesar de que el mayor porcentaje de dosis en la superficie a bajas energías se deposita en la superficie.

- Costilla

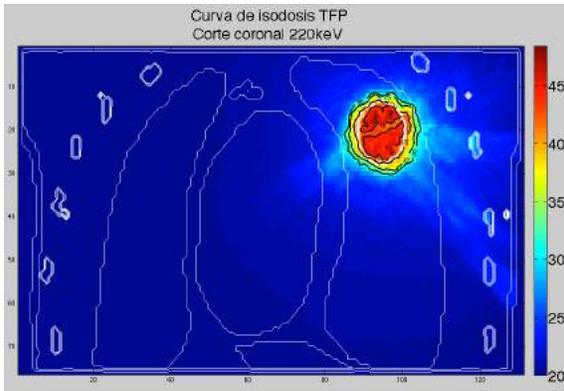
La posición del tumor con respecto a las costillas para este tratamiento es cercana y de cualquier manera los valores máximos recibidos en los diferentes tejidos de la costilla se encuentran por debajo de los valores máximos permitidos por el protocolo.

- Pecho

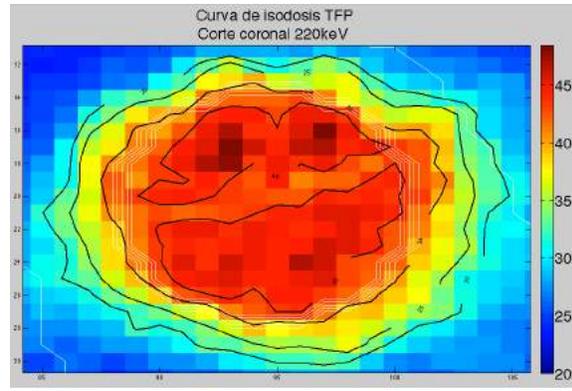
La dosis máxima obtenida fue 17 y 16.08 Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente.

La figura 44 muestra las curvas de isodosis resultado de este tratamiento. En el cual se puede ver que la mayor cantidad de dosis se recibe en el tumor y que las curvas de isodosis disminuyen gradualmente desde la vista coronal. De las imágenes del corte transversal y sagital se puede ver que en este caso la cercanía del tumor a las costillas se ve reflejada en la costilla, donde se puede ver algunos puntos dentro de la lineal de 20Gy, sin embargo, el volumen que recibe esta cantidad de dosis es pequeña como se muestra en la tabla 18.

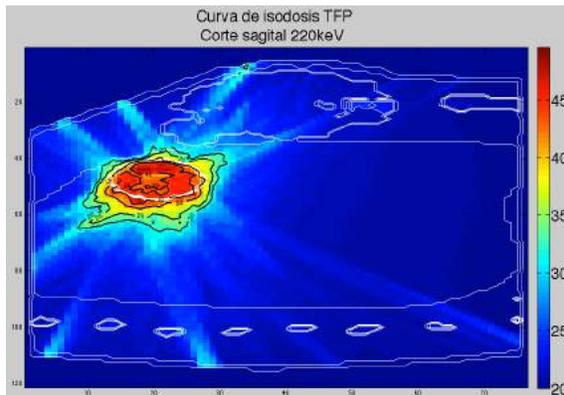
De acuerdo a los tejidos evaluados, todos los parámetros con excepción del 68% de la dosis prescrita a los 2cm del tumor, se encuentran dentro de los límites del protocolo, por lo que podemos concluir que el tratamiento a bajas energías para tumores periféricos podría ser factible.



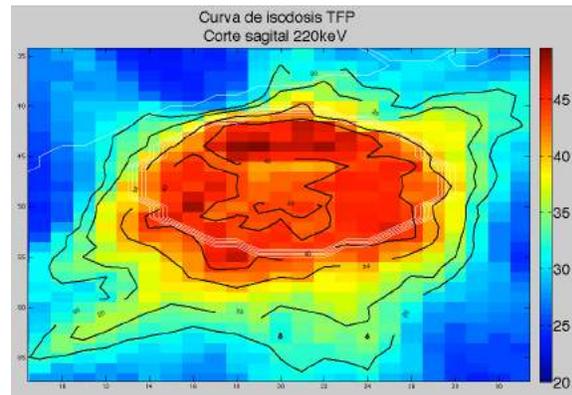
Resultados TFP vista coronal con 220keV



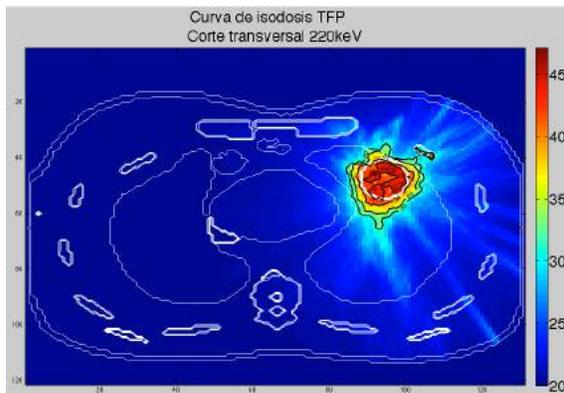
Resultados TFP vista coronal con 220MeV (zoom)



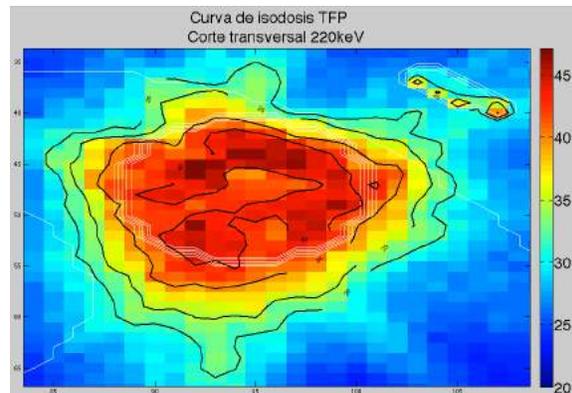
Resultados TFP vista sagital con 220keV



Resultados TFP vista sagital con 220keV (zoom)



Resultados TFP vista transversal con 220keV



Resultados TFP vista transversal con 220keV (zoom)

Fig. 44 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor femenino periférico

.3.3. Tumor masculino central (TMC)

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos del tratamiento del TMC fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0813 para tumores centrales con excepcion de la costilla que no se encuentran especificados en el protocolo. Los valores limites para la costilla se tomaron del protocolo 0915. Todos los resultados fueron normalizando de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

En la tabla 20 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0813 y 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 20 Resultados obtenidos en diferentes organos en el TMC utilizando bajas energías.

Tejido	Protocolo 0813			Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	--	52.72-88.2Gy	--	0.3
PTV	--	--	--	35.43-79.06Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5y	27.5			0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	32	0cc	10.8Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	18			0.0
Médula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	30	0cc	8.10Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy		0cc		
Piel	<10 cc	30 Gy	32	5.14cc	48.8Gy	0.22
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	--	445.35	--	0.02
	1000 cc	13.5 Gy	--	268.58	--	
Costilla	1cc	32 Gy	40	10.92cc	45Gy	0.16

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites de los protocolos se resumen en la tabla 21.

Tabla 21 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TMC utilizando bajas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	73%		4.95%	

- Pulmón

El porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valores que se encuentra dentro de los límites del protocolo pero la dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 73% de la dosis total prescrita valor arriba de los límites permitido por el protocolo.

- Piel

La dosis máxima recibida en 1cc de 48.8Gy, dosis superior que el valor máximo, sin embargo, como observa en la tabla 20 el volumen que recibe mas 30Gy es menor que el volumen permitido por el protocolo 0813, lo que indica que la dosis en la piel cae rápidamente,

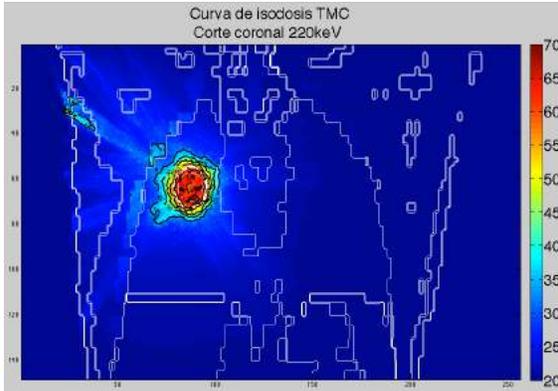
- Costilla

Los resultados para la costilla fueron evaluados usando el protocolo 0915, el valor máximo obtenido de 45Gy en la costilla se encuentra ligeramente arriba de los límites el protocolo, sin embargo, el volumen que recibe mas de 30Gy sobrepasan los valores límites del protocolo. Lo que hace que este tratamiento pueda ocasionar un daño en la costilla.

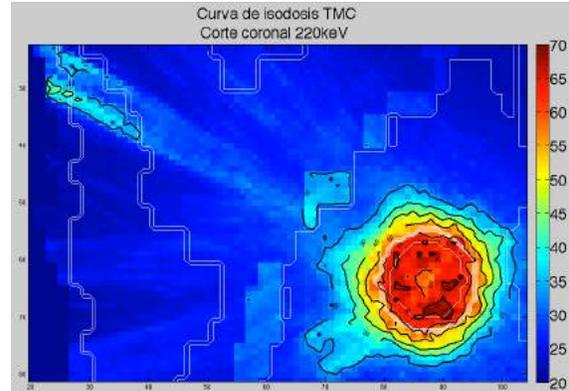
La figura 45 muestra las curvas de isodosis de los cortes coronal, sagital y transversal para este tratamiento, en cual podemos que la mayor parte del tumor se encuentra dentro de la línea de 50Gy que es la dosis prescrita. Sin embargo, como se puede observar en el corte

sagital hay mucho tejido fuera del tumor y del pulmón que se encuentran dentro de la curva de 30 y 20.

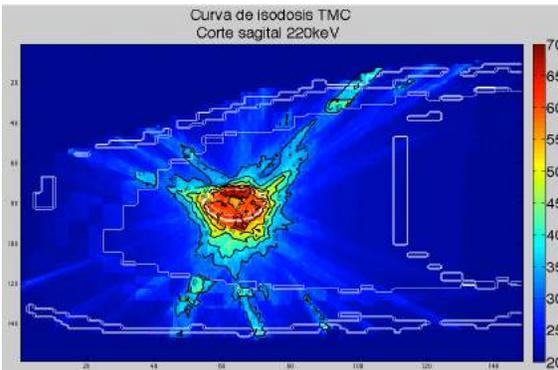
De lo anterior se puede concluir que este tratamiento no factible para este tumor, a pesar que la mayoría de los tejidos se encuentran por debajo de los limites los resultados obtenidos para costilla y pulmón sobrepasan los limites permitidos por los protocolos, mas optimizaciones o la elección de diferentes haces podrían mejorar estos resultados.



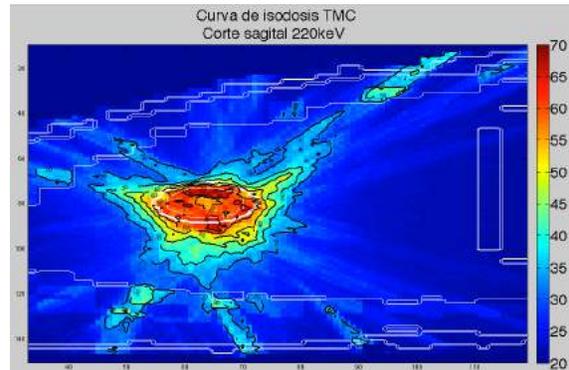
Resultados TMC vista coronal con 220keV



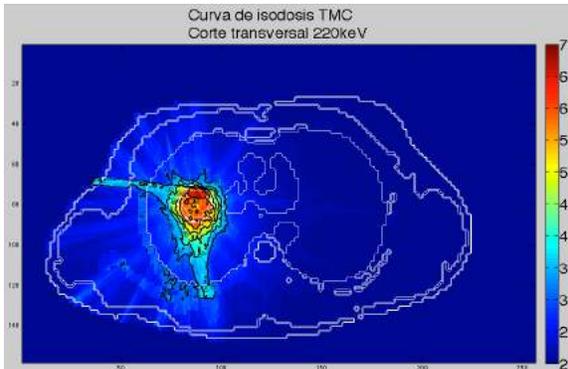
Resultados TMC vista coronal con 220keV (zoom)



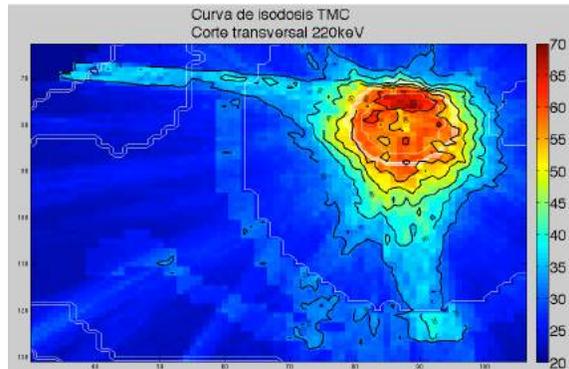
Resultados TMC vista coronal con 220keV



Resultados TMC vista sagital con 220keV (zoom)



Resultados TMC vista coronal con 220keV



Resultados TMC vista transversal con 220keV (zoom)

Fig. 45 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor masculino central

.3.4. Tumor masculino periférico (TMP)

Los resultados del tumor masculino fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0915. De igual forma que los casos anteriores, los resultados fueron normalizados de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 34 Gy según se menciona en el protocolo. La tabla 22 presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores límites del protocolo, los valores máximos obtenidos en 1cc de cada uno de los órganos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 22 Resultados obtenidos en diferentes órganos en el TMP utilizando bajas energías.

Tejido	Protocolo 0915			Resultados obtenidos		Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados	Valor Max 1cc	
GTV	--	--	--	34.82-54.6Gy	--	0.3
PTV	--	--	--	25.58-54.33Gy	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	15.4			0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	22	0cc	3.83Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	20.2			0.0
Médula espinal	<0.25 cc	10 Gy	14	0cc	2.39Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy		0cc		
Piel	<10 cc	23 Gy	26	2.03cc	25.41Gy	0.13
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	--	323.24cc	--	0.18
	1000 cc	7.4 Gy	--	199.91cc	--	
Costilla	1cc	22 Gy	30	12.85cc	31.6Gy	0.9

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0915 se resumen en la tabla 23.

Tabla 23 Resultados obtenidos para pulmón y PTV en el TMP utilizando bajas energías .

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0915	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	59.5%		1.31%	

- Pulmón

La dosis máxima recibida en 1cc a 2cm del pulmón es 59.5% de la dosis total prescrita y el porcentaje de volumen que recibe 20Gy es menor del 15%, valores que se encuentra dentro de los límites del protocolo como se puede observar en la tabla 23.

- Piel

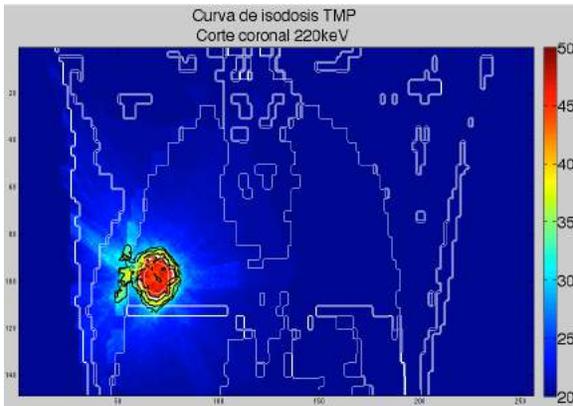
La dosis máxima recibida en 1cc de 25.41 Gy, dosis menor que la dosis límite permitida por el protocolo 0915.

- Costilla

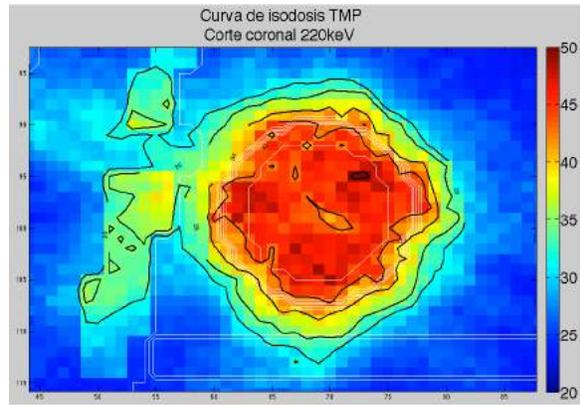
El volumen que recibe mas de 22Gy sobrepasan los valores límites del protocolo, sin embargo el valor máximo obtenido de 31.6Gy se encuentra cercano al límite permitido por el protocolo, resultado razonable considerando que el tumor se encuentra en las cercanías de la costilla y que el tratamiento es de bajas energías.

La figura 46 muestra las curvas de isodosis obtenidas para este tratamiento, en el cual podemos ver como las costillas próximas al tejido tumoral se ve afectado por la cercanía del tumor pero a pesar de esto se puede ver como el casi la totalidad del tumor se encuentra dentro de la curva de 34Gy que es la dosis prescrita.

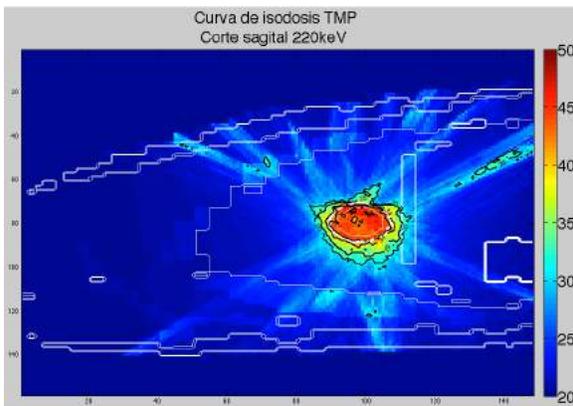
De lo anterior se puede decir que todos los órganos evaluados con excepción de las costillas se encuentran por debajo de los límites permitidos por los protocolos, por lo el tratamiento a bajas energías podría ser un tratamiento factible para este tipo de tumor.



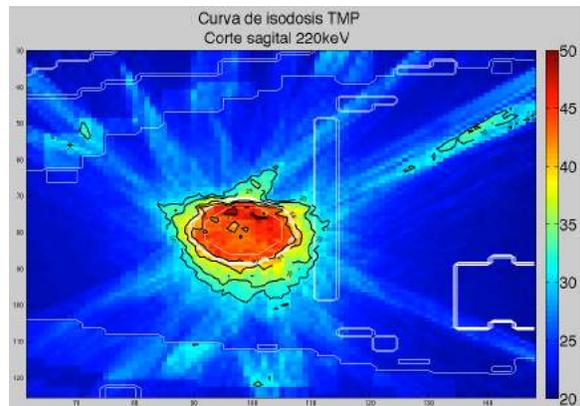
Resultados TMP vista coronal con 220keV



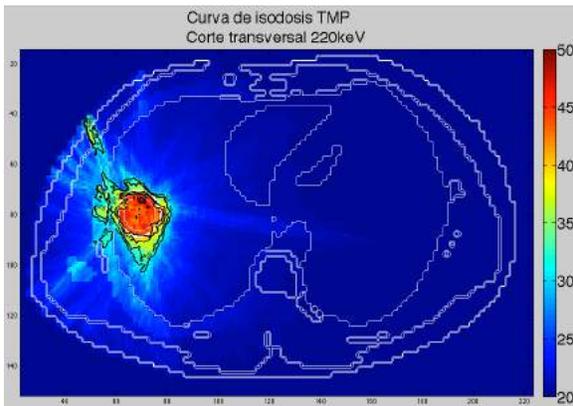
Resultados TMP vista coronal con 220keV (zoom)



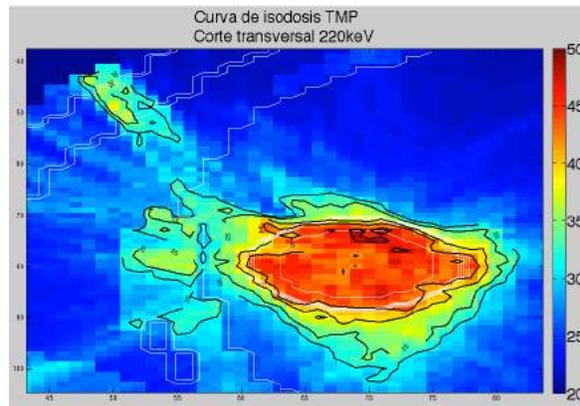
Resultados TMP vista sagital con 220keV



Resultados TMP vista sagital con 220keV (zoom)



Resultados TMP vista transversal con 220keV



Resultados TMP vista transversal con 220keV (zoom)

Fig. 46 Curvas de isodosis para el tratamiento de bajas energías en el tumor masculino periférico

.4. Comparación cuantitativa entre ambas modalidades

.4.1. Tumor femenino central

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos el tratamiento del tumor femenino central con energías de altas y bajas energías fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0813, excepto la costilla y los pechos los cuales no se encuentran especificados en el protocolo. Los valores limites para la costilla se tomaron del protocolo 0915 para tumores perifericos y para el caso del pecho se reporta el valor maximo obtenido en 1cc dado que no se menciona en ninguno de los protocolos. Todos los resultados fueron normalizando de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

En la tabla 24 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0813 y 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino, mientras que los resultados obtenidos en el pulmon y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores limites del protocolo RTOG0813 se resumen en la tabla 25.

- PTV y GTV

La dosis mínima absorbida en el GTV son 42.21Gy y 40.95Gy para el tratamiento de altas y bajas energías respectivamente, valores que son muy similares, mientras que la dosis máxima es de 75Gy y 76.79Gy para altas y bajas energías. Al comparar estos resultados podemos ver las diferencias entre ambas energías son pequeñas menores a 2Gy para cada uno de los casos. Para el caso del GTV la dosis mínima es de 46.89Gy y 53.67Gy para altas y bajas energías, las dosis máxima es 77Gy y 75.81Gy para altas y bajas energías, ambos valores máximos son similares para los dos tratamientos pero la dosis mínima es mayor en el caso de bajas energías por lo que este tratamiento entrega una mejor dosis al tumor, que mayos cantidad de dosis se entrega al tumor.

Tabla 24 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para el TFC

Tejido	Protocolo 0813		Resultados obtenidos				Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Resultados		Valor Max 1cc		
			220keV	6MeV	220keV	6MeV	
GTV	--	--	53.67-75.81Gy	46.89-77Gy	--	--	0.3
PTV	--	--	40.95-76.79Gy	42.21-75Gy	--	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5 Gy	0cc	0	3.35Gy	3.34Gy	0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	0cc	0	16.42Gy	15.79Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	0cc	0	4.44Gy	0.47Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	0cc	0	4.24Gy	1.85Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy	0cc	0			
Piel	<10 cc	30 Gy	0.110cc	0.077cc	31.47Gy	14.7Gy	0.03
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	338.51cc	201.26cc	--	--	0.01
	1000 cc	13.5 Gy	358.29cc	179.57cc	--	--	
Costilla esponjosa	1cc	32 Gy	0cc	0.077cc	22.11Gy	18.6Gy	0.35
Costilla cortical	1cc	32 Gy	0.26cc	0.015cc	25Gy	11.25Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	26.4Gy	15.95Gy	26.4Gy	15.95Gy	0.01
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	23.3Gy	18.63Gy	23.3Gy	18.63Gy	0.0

Tabla 25 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para pulmón y PTV en el TFC.

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 2o Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	59.8%		4.19%	
Resultado 6	19.68	53.24%		2.71%	

Esto también se puede ver observando la figura 47, esta imagen muestra el histograma dosis-volumen (DVH) para el GTV y PTV del tumor femenino central para altas y bajas energías. En la imagen se puede ver que las curvas de dosis para el GTV para ambos tratamientos tiene un comportamiento similar, pero en el caso del GTV el tratamiento con bajas tiene una pendiente mayor, lo que quiere decir que mayor cantidad de dosis se entrega al tumor y que la dosis cae rápidamente minimizando la dosis alrededor del tumor.

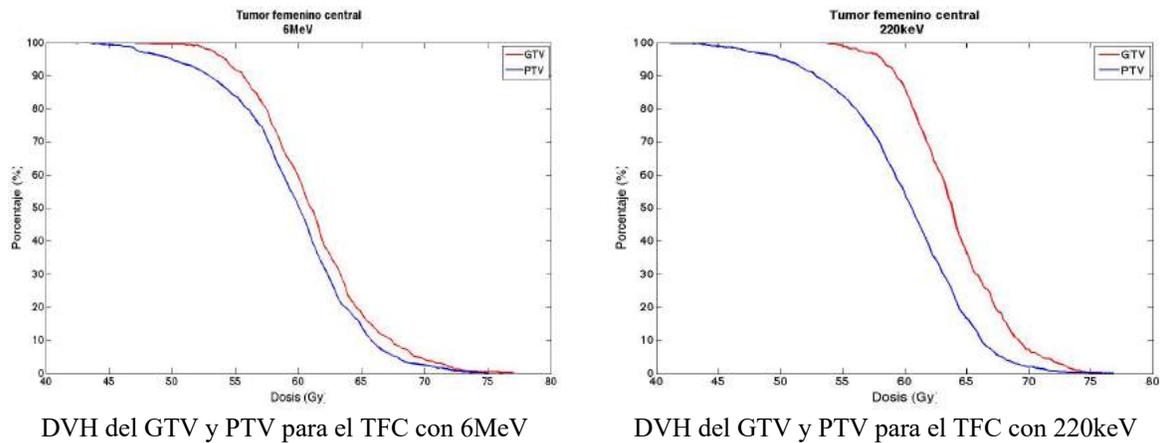


Fig. 47 DVH para el GTV y PTV para el TFC con altas y bajas energías.

- Pulmón

En el tejido pulmonar la dosis máxima absorbida a los 2cm es 26.62 y 29.9 Gy para los tratamientos de altas y bajas energías equivalentes al 53.24% y 59.8% de la dosis prescrita de 50 Gy, por lo que ambos tratamientos se encuentra dentro de los límites de los protocolos evaluados.

La figura 48 muestra el histograma dosis-volumen (DVH) para el pulmón ipsilateral y contralateral del tumor femenino central para altas y bajas energías. De la imagen se puede ver que la caída de la curva del pulmón ipsilateral para ambas tratamientos son similares pero que la dosis mínima del tratamiento con kilovoltaje es mayor que la dosis mínima del tratamiento con megavoltaje. Para el caso de las curvas del pulmón contralateral se puede observar que aunque ambas dosis son bajas, la dosis que se recibe con el tratamiento de kilovoltaje es mejor que la que se recibe con altas energías.

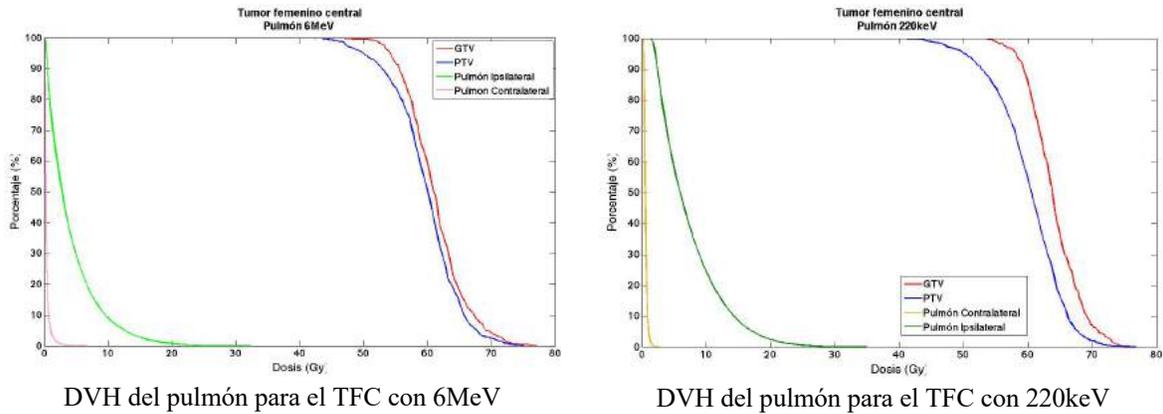


Fig. 48 DVH para el pulmón para el TFC con altas y bajas energías.

- Piel

El problema a bajas energías es la dosis impartida a la piel debido al porcentaje de dosis a profundidad (PDD). La máxima dosis absorbida por la piel para el tratamiento megavoltage es de 14.7 Gy mientras que para el haz de kilovoltaje la dosis máxima es de 31.47 Gy, esta última dosis a bajas energías es una dosis mayor que la que ofrece el tratamiento con megavoltaje, sin embargo, el volumen que recibe arriba de 30Gy está muy debajo del volumen permitido por el protocolo, por lo que ambos tratamientos se encuentren dentro del protocolo evaluado.

Lo anterior también se observa en la figura 49, la figura muestra el DVH para piel del tumor femenino central para altas y bajas energías. En la imagen también se puede observar que la dosis recibida con el tratamiento con bajas energías es mayor que la que se recibe con altas energías, sin embargo, en la gráfica se puede ver que la caída de ambas curvas son rápidas por lo que el volumen que recibe mayor cantidad de dosis es pequeña y disminuye rápidamente.

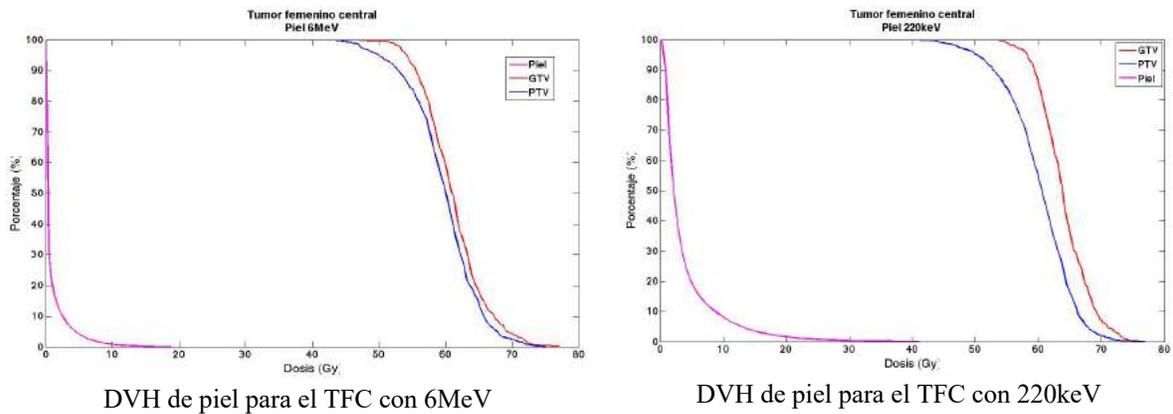


Fig. 49 DVH para la piel para el TFC con altas y bajas energías.

- Costilla

El hueso es muy eficiente absorbiendo energía a bajas energías, lo que es un problema en el cáncer de pulmón dado que se encuentra rodeado por las costillas. Para el caso del tumor central es importante ver si a pesar de la presencia del hueso la radiación es capaz de llegar a tumores a profundidad. La dosis máxima absorbida a altas energías es 18.6Gy y 11.25Gy para la costilla esponjosa y cortical respectivamente mientras que para bajas energías la dosis máxima obtenida es 22.11Gy y 25Gy para la costilla esponjosa y cortical. Como ya se esperaba la dosis absorbida con el tratamiento de kilovoltaje es más alto que el tratamiento con megavoltaje, sin embargo, ambos tratamientos se encuentran debajo de los valores límites proporcionados por el protocolo.

La figura 50 muestra el DVH para la costilla esponjosa y cortical del tumor femenino central para altas y bajas energías. Nuevamente en la imagen se puede observar que la dosis recibida con el tratamiento con bajas energías es mayor que la que se recibe con altas energías. En el tratamiento a altas energías se puede ver que la dosis recibida en ambos tipos de tejidos es similar y que las curvas caen de igual manera, a bajas energías se puede ver que la dosis recibida en ambos tejidos son diferentes el tejido cortical recibe mayor cantidad de dosis que el tejido esponjoso.

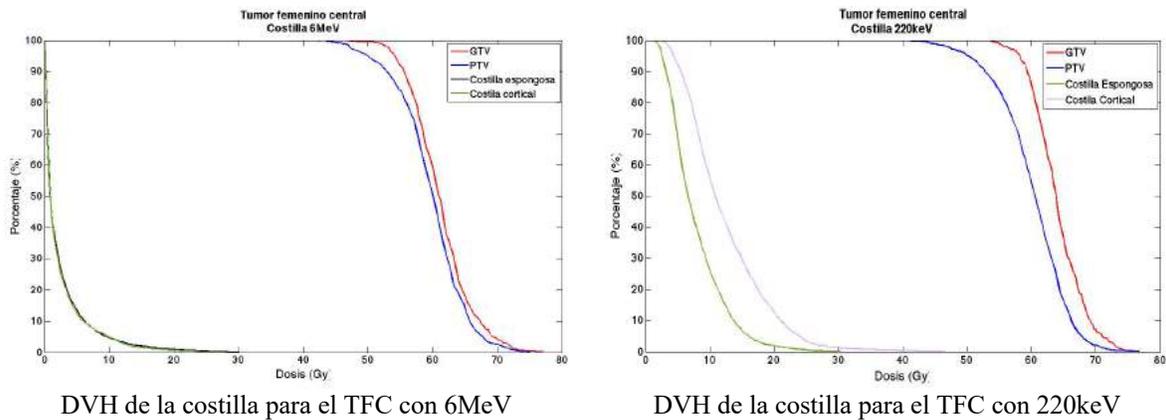


Fig. 50 DVH para la costilla para el TFC con altas y bajas energías.

- Pecho

Debido a que no hay un valor de referencia para este tejido se registro el valor máximo obtenido en 1cc para poder comparar los tratamientos. Los valores máximos obtenidos para el tratamiento con altas energías es de 15.95Gy y 18.63Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente, mientras que para bajas energías es de 26.4Gy y 23.3 Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente. Los resultados son mejores con el tratamiento de altas energías.

La figura 51 muestra el DVH para el pecho adiposo y glandular del tumor femenino central para altas y bajas energías. Dado que la no hay información en los protocolos para evaluar los resultados, de los resultados y DVH's obtenidos se puede observar que el tratamiento con altas energías es mejor que el tratamiento con bajas energías.

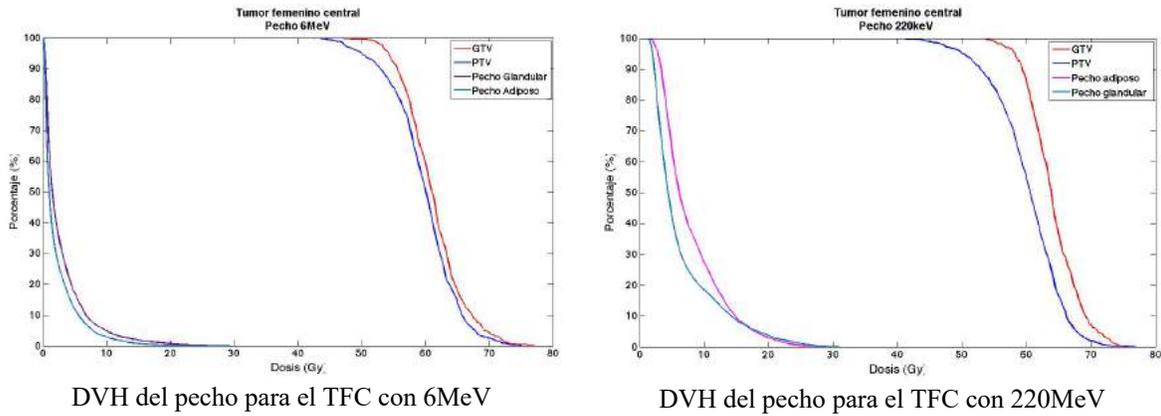


Fig. 51 DVH para el pecho para el TFC con altas y bajas energías.

De acuerdo a las graficas y las tablas comparativas del tumor femenino central utilizando altas y bajas energías podemos concluir que el tratamiento utilizando rayos-X de ortovoltaje es factible para este tumor, el tratamiento con altas energías energía es mejor como ya se esperaba, sin embargo, todos lo órganos evaluados con el tratamiento a bajas y altas energías se encuentran dentro de los limites permitidos en los protocolos evaluados.

.4.2. Tumor femenino periférico

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos para el tumor femenino periferico con cada uno de los tratamientos de altas y bajas energías se evaluaron de acuerdo al protocolo RTOG0915 con excepcion de los pecho los cuales no se encuentran especificados en el protocolo. Para el caso del pecho se reporta el valor maximo obtenido en 1cc para comparacion. Todos los resultados fueron normalizados de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 34 Gy según se menciona en el protocolo.

En la tabla 26 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores limites del protocolo 0915, los valores maximos obtenidos en 1cc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 26 Comparacion de resultados de 6MeV vs 220keV para el TFP

Tejido	Protocolo 0915		Resultados obtenidos				Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Resultados		Valor Max 1cc		
			220keV	6MeV	220keV	6MeV	
GTV	--	--	34.29-49.2Gy	33.7-49.31Gy	--	--	0.3
PTV	--	--	28.89-49.96Gy	29.96-51.48Gy	--	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	0cc	0cc	1.43Gy	1.71Gy	0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	0cc	0.0065cc	9.55Gy	9.98Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	0cc	0cc	3.38Gy	0.79Gy	0.0
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	0cc	0cc	2.47Gy	0.91Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy	0cc	0cc			
Piel	<10 cc	23 Gy	0.131cc	0.093cc	18.74Gy	9.9Gy	0.1
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	332.32cc	180.66cc	--	--	0.1
	1000 cc	7.4 Gy	315.12cc	166.62cc	--	--	
Costilla esponjosa	1cc	22 Gy	0.28cc	0cc	16.5Gy	8.50Gy	0.1
Costilla cortical	1cc	22 Gy		0cc		4.85Gy	0.0
Pecho ipsilateral adiposo	1cc	--	17Gy	16.3Gy	17Gy	16.3Gy	0.1
Pecho ipsilateral glandular	1cc	--	16.08Gy	6.1Gy	16.08Gy	6.1Gy	0.0

Los resultados obtenidos en el pulmon y en el volumen del tumor PTV comparados con el valor limite del protocolo RTOG0915 se resumen en la tabla 27.

Tabla 27 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para pulmón y PTV en el TFP.

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0915	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	23.15Gy		1.74%	
Resultado 6	19.68	50.3Gy		1.08%	

- PTV y GTV

La dosis mínima absorbida en el GTV son 29.96Gy y 28.89Gy para el tratamiento de altas y bajas energías respectivamente, mientras que la dosis máxima es de 51.48Gy y 49.96Gy para altas y bajas energías. Los resultados de ambos tratamientos son muy similares con una diferencia menor 2Gy para cada uno de los casos. Lo mismos resultados se obtuvieron para el caso del GTV donde la dosis mínima es de 33.7Gy y 34.29Gy para altas y bajas energías y una dosis máxima es de 49.31Gy y 49.2Gy para altas y bajas energías.

La figura 52 muestra el histograma dosis-volumen para el GTV y PTV del tumor femenino periférico para altas y bajas energías. En la imagen se puede ver que a pesar los valores máximos y mínimos para ambos tratamientos son similares, la caída de las curvas de dosis son diferentes. Las curvas para el PTV de ambos tratamientos son similares, pero en el caso del GTV la curva de dosis de altas energías es similar a la curva del PTV arriba 40Gy. En el caso del tratamiento de kilovoltaje se puede observar que la dosis recibida por el tumor es mayor que la dosis obtenida con altas energías.

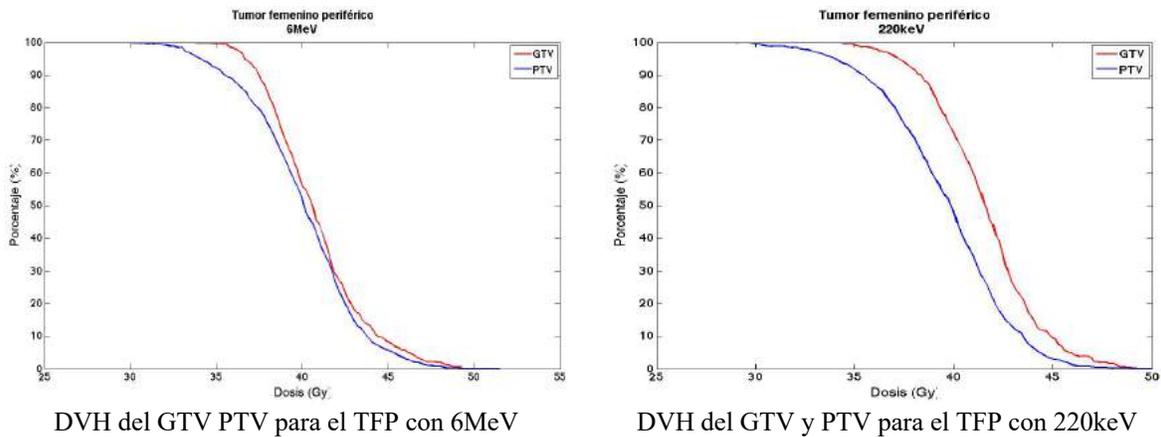


Fig. 52 DVH para el GTV y PTV para el TFP con altas y bajas energías.

- Pulmón

En el tejido pulmonar la dosis máxima absorbida a los 2cm es 17.1 y 23.15 Gy para los tratamientos de altas y bajas energías equivalentes al 50.3% y 68% de la dosis prescrita de 34 Gy, este ultimo sobrepasa los limites del protocolo.

Esto también se puede observar en la figura 53, la figura es el histograma dosis-volumen para el pulmón ipsilateral y contralateral del tumor femenino periférico para altas y bajas energías. En la imagen también se puede observar que la dosis recibida en el tratamiento a bajas energías es mayor que la dosis recibida con el tratamiento a altas energías. Sin embargo, también se puede ver que las curvas de dosis del pulmón ipsilateral para cada uno de los tratamientos tienen comportamientos similares y que la dosis disminuye rápidamente. De las curvas del pulmón contralateral, nuevamente se puede ver aunque ambas dosis son bajas, la dosis que se recibe con el tratamiento de kilovoltaje es mejor que la que se recibe con altas energías.

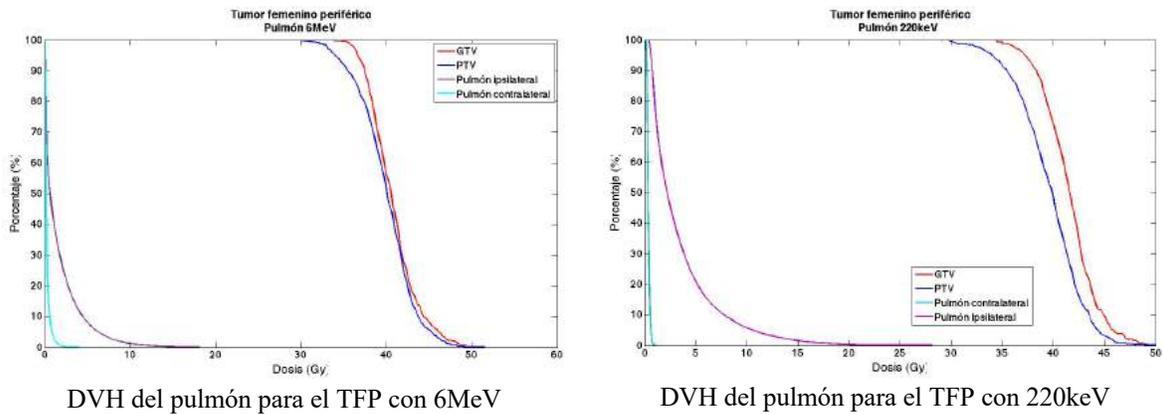


Fig. 53 DVH para pulmón para el TFP con altas y bajas energías.

- Piel

La máxima dosis absorbida por la piel para el tratamiento megavoltage es de 9.9Gy mientras que para el haz de kilovoltaje la dosis máxima es de 18.74 Gy. Como ya se esperaba el tratamiento con altas energías es mejor debido al porcentaje de dosis a profundidad (PDD), sin embargo, ambos tratamientos se encuentren dentro del protocolo evaluado.

Lo anterior también se también se observa en la figura 54, donde se muestra el DVH para piel del tumor femenino periférico para altas y bajas energías. En la imagen se puede ver que la dosis recibida con el tratamiento con bajas energías es mayor que la que se recibe con altas energías, sin embargo, también se puede ver que la caída de ambas curvas son rápidas por lo tanto los volumen que reciben mayor cantidad de dosis son pequeñas y disminuyen rápidamente.

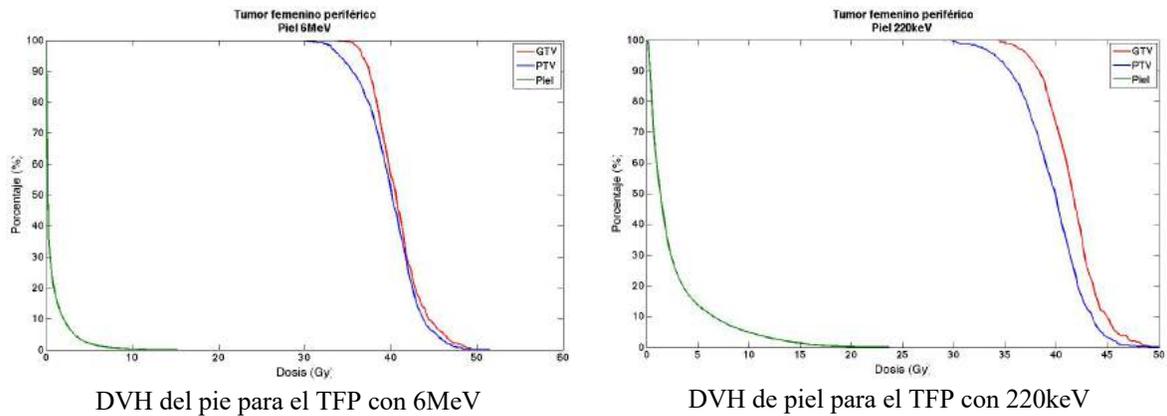


Fig. 54 DVH para piel para el TFP con altas y bajas energías.

- Costilla

Para este tratamiento el PTV se encuentra en la cercanía de la costilla por lo que es importante ver si este caso aumenta la dosis absorbida en el hueso. La dosis máxima absorbida a altas energías es 8.50Gy y 4.85Gy para la costilla esponjosa y cortical respectivamente mientras que para bajas energías la dosis máxima obtenida es 22.11Gy y 4.85Gy para la costilla esponjosa y cortical. Nuevamente como ya se esperaba que la dosis absorbida con el tratamiento de kilovoltaje es mayor que el tratamiento con megavoltaje, sin embargo, ambos tratamientos se encuentran debajo de los valores límites proporcionados por el protocolo.

Lo anterior se puede observar en el DVH para la costilla esponjosa y cortical del tumor femenino periférico para altas y bajas energías ilustrado en la figura 55. En la curva se puede ver que la dosis recibida con el tratamiento con bajas energías es mayor que la que se recibe con altas energías como ya se esperaba. Nuevamente en el tratamiento a altas energías se puede ver que la dosis recibida en ambos tipos de tejidos es similar y que las curvas caen de igual manera mientras que a bajas energías se puede ver que la dosis recibida en ambos tejidos son diferentes como se observó en el tratamiento en tumor central la costilla cortical recibe mayor cantidad de dosis que la costilla esponjosa.

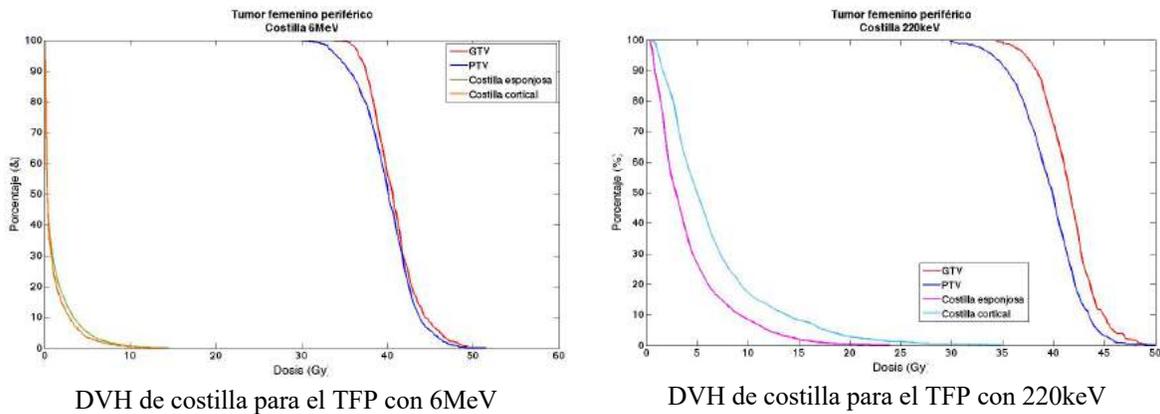


Fig. 55 DVH para costilla para el TFP con altas y bajas energías.

- Pecho

Debido a que no hay un valor de referencia para este tejido se registro el valor máximo obtenido en 1cc para poder comparar los tratamientos. Los valores máximos obtenidos para el tratamiento con altas energías es de 16.3Gy y 6.1Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente, mientras que para bajas energías es de 17Gy y 16.08 Gy para el tejido adiposo y glandular respectivamente. En este caso lo resultados en el tejido adiposo del pecho son muy similares pero en el tejido glandular los resultados con altas energías son mejores.

En la figura 56 se puede ver el DVH para el pecho adiposo y glandular del tumor femenino periférico para altas y bajas energías. De igual manera que en el TFC, los resultados y DVH's obtenidos indican que el tratamiento con altas energías es mejor que el tratamiento con bajas energías.

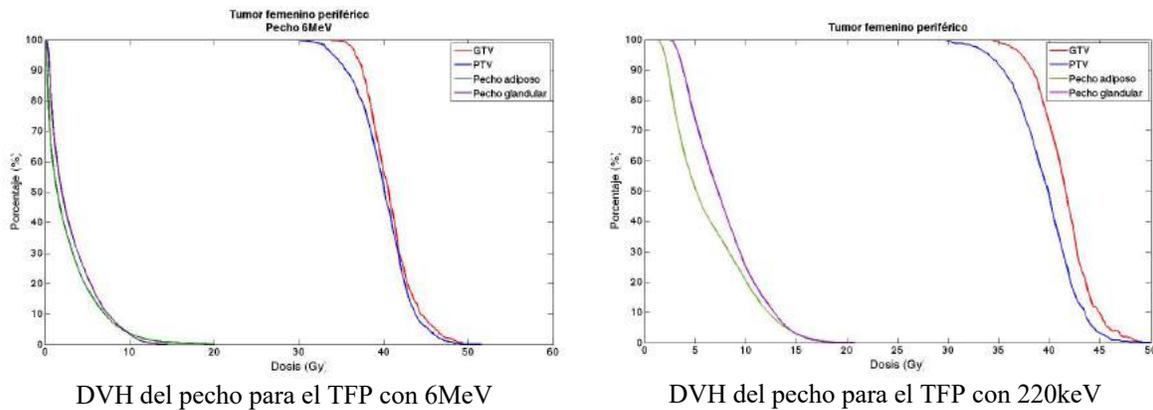


Fig. 56 DVH para el pecho para el TFP con altas y bajas energías

De acuerdo a las graficas y las tablas comparativas del tumor femenino central utilizando altas y bajas energías podemos concluir que el tratamiento utilizando rayos-X de ortovoltaje es factible para este tumor, dado que todos los órganos evaluados con excepción del pulmón se encuentran dentro de los límites permitidos en el protocolo 0915. La dosis máxima reciba en el pulmón se encuentra ligeramente arriba de los límites permitidos, sin embargo, en la curva de dosis se puede ver que esta tiene una caída rápida de dosis.

.4.3. Tumor masculino central

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos el tratamiento del tumor masculino central fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0813 para tumores centrales con excepcion de la costilla cuyos valores limites se tomaron del protocolo 0915. Todos los resultados fueron normalizado de forma tal que el que 95% del volumen del tumor planeado (PTV) reciba el 100% de la dosis prescrita de 50 Gy según se menciona en ambos protocolos.

En la tabla 28 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores límites del protocolo 0813, los valores máximos obtenidos en lcc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Tabla 28 Comparacion de resultados de 6MeV vs 220keV para el TMC

Tejido	Protocolo 0813			Resultados obtenidos				Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados		Valor Max 1cc		
				220keV	6MeV	220keV	6MeV	
GTV	--	--	--	52.72-88.2Gy	46.8-83.77Gy	--	--	0.3
PTV	--	--	--	35.43-79.06Gy	38.25-80.4Gy	--	--	0.3
Esófago	<5 cc	27.5y	27.5Gy		0cc		7Gy	0.0
Corazón	<15 cc	32 Gy	32Gy	0cc	0.028%	10.8Gy	15.8Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	18 Gy	18Gy		0cc		4Gy	0.0
Médula espinal	<0.25 cc	22.5 Gy	30Gy	0cc	0cc	8.10Gy	7Gy	0.0
	<0.5cc	13.5 Gy		0cc	0.548cc			
Piel	<10 cc	30 Gy	32Gy	5.14cc	0.548cc	48.8Gy	26Gy	0.22
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	12.5 Gy	--	445.35	--	--	--	0.02
	1000 cc	13.5 Gy	--	268.58	--	--	--	
Costilla	1cc	32 Gy	40Gy	10.92cc	1.09cc	45Gy	32.63Gy	0.16

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0813 y RTOG0915 se resumen en la tabla 29.

Tabla 29 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para pulmón y PTV en el TMC.

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(G%)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0813	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	73G%		4.95%	
Resultado 6	19.68	64%		2.69%	

- PTV y GTV

La dosis mínima absorbida en el PTV es de 38.25Gy y 35.43Gy para el tratamiento de altas y bajas energías respectivamente, mientras que la dosis máxima es de 80.44Gy y 79.06Gy para altas y bajas energías. La dosis mínima en el PTV para el tratamiento de altas energías es mayor mientras que la dosis máxima es similar para ambos tratamientos. En el caso del GTV la dosis mínima es de 46.8Gy y 52.72Gy para altas y bajas energías y una dosis máxima es de 83.77Gy y 88.2Gy para altas y bajas energías, lo que indica que la dosis recibida en el GTV es mayor en el tratamiento de kilovoltaje.

Esto se puede ver en el DHV para el GTV y PTV del tumor masculino central para altas y bajas energías ilustrado en la figura 57. En el cual se puede observar que la curva de dosis absorbida en el GTV para el tratamiento de bajas energías es mayor que la curva de dosis para altas energías mientras que las curvas de PTV tienen un comportamiento similar, lo que quiere decir que el tratamiento a bajas energías es mejor para el GTV.

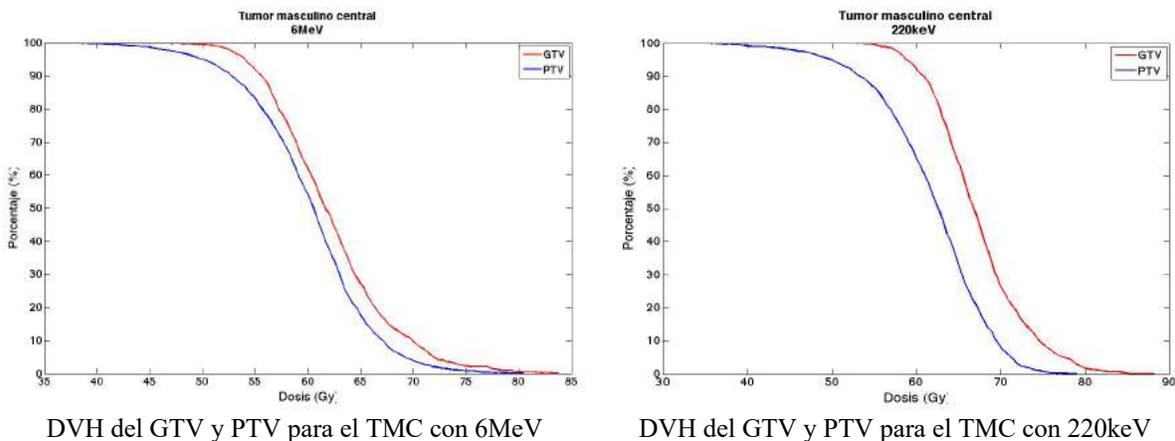


Fig. 57 DVH para el GTV y PTV para el TMC con altas y bajas energías

- Pulmón

En el tejido pulmonar la dosis máxima absorbida a los 2cm es de 32 Gy y 36.5 Gy para los tratamientos de altas y bajas energías equivalentes al 64% y 73% de la dosis prescrita de 34 Gy, por lo que ambos tratamientos están por encima de los límites permitidos por el protocolo.

La figura 58 muestra el histograma dosis-volumen para el pulmón ipsilateral y contralateral del tumor masculino central para altas y bajas energías, en las curvas de dosis del pulmón ipsilateral se puede ver que ambos tratamientos tiene un comportamiento similar que el tratamiento con bajas energías recibe mayor cantidad de dosis. Para el caso del pulmón contralateral en las curvas del dosis se puede ver que el comportamiento es similar para ambos tratamientos.

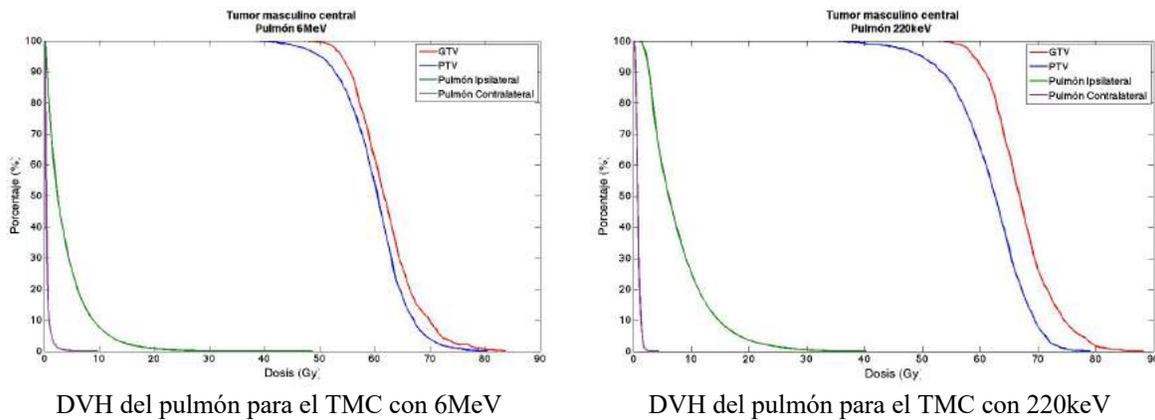


Fig. 58 DVH para el pulmón para el TMC con altas y bajas energías

- Piel

La máxima dosis absorbida por la piel para el tratamiento megavoltage es de 26Gy mientras que para el haz de kilovoltaje la dosis máxima es de 48.8Gy. Como ya se esperaba el tratamiento con altas energías es mejor debido al porcentaje de dosis a profundidad (PDD). el valor máximo obtenido con el tratamiento de kilovoltaje esta arriba del limites de 32 Gy permitido por el protocolo, pero como se puede ver en el DVH de piel para altas y bajas energías de la figura 59 la dosis recibida en la piel para ambos tratamientos disminuye rápidamente. Para el caso de bajas energías se puede ver que la dosis cae rápidamente hasta llegar a los 30Gy, dosis recibida por 5.14cc de piel que esta dentro del volumen permitido por el protocolo evaluado.

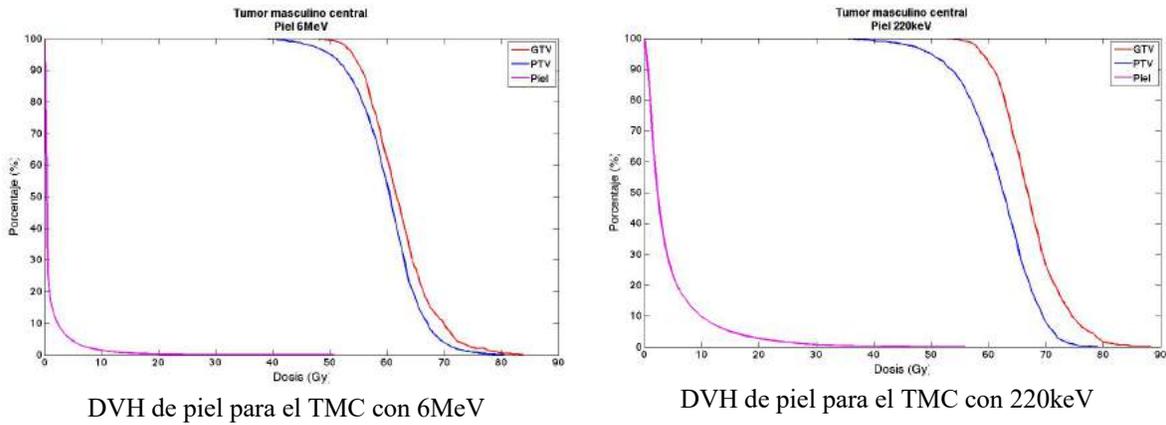


Fig. 59 DVH para el piel para el TMC con altas y bajas energías

- Costilla

La dosis máxima absorbida en la costilla es de 32.63Gy y 45Gy para altas y bajas energías respectivamente. La dosis recibida con bajas energías es mayor como ya se esperaba. Estos resultados también se pueden observar en la figura 60. En el cual se puede ver que la caída de dosis en la costilla a baja energías no es suave en comparación con la caída de dosis con el tratamiento de altas energías, por lo que una mayor cantidad de dosis se recibe con este tratamiento.

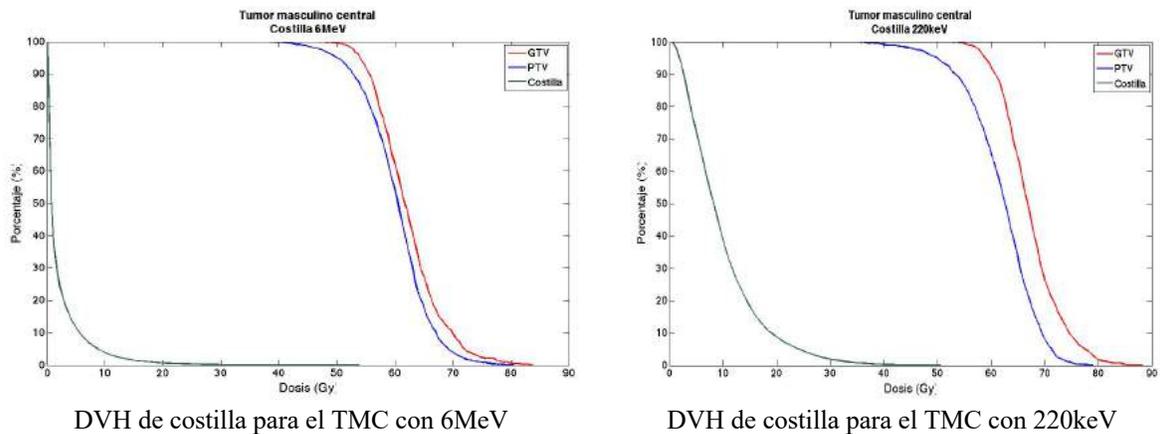


Fig. 60 DVH para costilla para el TMC con altas y bajas energías

De lo anterior se puede concluir que el tratamiento obtenido con bajas energías para el tumor masculino central no es factible dado que la dosis recibida en el pulmón y la costilla sobrepasan los valores máximos permitidos, sin embargo, se puede decir que la dosis que cubre el tumor esta dentro de la dosis prescrita. Por lo que también podemos concluir que es factible impartir la dosis prescrita en tumores a profundidad.

.4.4. Tumor masculino periférico

Todos los resultados obtenidos para cada uno de los organos el tratamiento del tumor masculino periférico para ambos modos de tratamiento fueron evaluados de acuerdo al protocolo RTOG0915. Todos los resultados fueron normalizados de forma tal que el que 95% del PTV reciba el 100% de la dosis prescrita de 34 Gy según se menciona en el protocolo. En la tabla 30 se presenta un resumen de los resultados obtenidos comparados con los valores límites del protocolo 0915, los valores máximos obtenidos en lcc de cada uno de los organos y los pesos W_i utilizados para la optimización con el algoritmo de Cimmino.

Los resultados obtenidos en el pulmón y en el volumen del tumor PTV comparados con los valores límites del protocolo RTOG0915 se resumen en la tabla 31.

- PTV y GTV

La dosis mínima absorbida en el PTV son 29.24Gy y 25.58Gy para el tratamiento de altas y bajas energías respectivamente, mientras que la dosis máxima es de 51.14Gy y 54.33Gy para altas y bajas energías, mientras que para el GTV la dosis mínima es de 33.64Gy y 34.82Gy para altas y bajas energías y la dosis máxima es de 51.77Gy y 54.6Gy.

Tabla 30 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para el TMP

Tejido	Protocolo 0915			Resultados Obtenidos				Peso W_i
	Volumen	Volumen Max (Gy)	Punto de máxima dosis	Resultados		Valor Max 1cc		
				220keV	6MeV	220keV	6MeV	
GTV	--	--	--	34.82-54.6Gy	33.64-51.77Gy	--	--	0.3
PTV	--	--	--	25.58-54.33Gy	26.24-51.14Gy	--	--	0.3
Esófago	<5 cc	11.9Gy	15.4 Gy					0.0
Corazón	<15 cc	16 Gy	22 Gy	0cc	0cc	3.83Gy	5Gy	0.0
Tráquea	<4 cc	10.5 Gy	20.2 Gy					0.0
Medula espinal	<0.25 cc	10 Gy	14 Gy	0cc	0cc	2.39Gy	2.06Gy	0.0
	<0.5cc	7 Gy		0cc	0cc			
Piel	<10 cc	23 Gy	26 Gy	2.03cc	0.318cc	25.41Gy	16.08Gy	0.13
Pulmón (izquierdo y derecho)	1500 cc	7 Gy	--	323.24cc	185.05cc	--	--	0.18
	1000 cc	7.4 Gy	--	199.91cc	171.31cc	--	--	
Costilla esponjosa	1cc	22 Gy	30 Gy	12.85cc	0.294cc	31.6Gy	19.5Gy	0.9

Tabla 31 Comparación de resultados de 6MeV vs 220keV para pulmón y PTV en el TMP.

	Dimensión máxima del PTV	Dosis máxima a 2cm del PTV en cualquier dirección, D2cm(Gy)		Porcentaje del pulmón que recibe un total de 20 Gy o mas, V20 (%)	
		Desviación		Desviación	
Protocolo 0915	19.68	<52.693	<61.36	<10	<15
Resultado 220	19.68	59.52%		1.064%	
Resultado 6	19.68	44.47%		1.08%	

La figura 61 muestra los DVH para el GTV y PTV para el tumor masculino periférico para altas y bajas energías. Al igual que en el caso del TMC en la imagen se puede observar que las curvas de dosis para el PTV tienen comportamientos similares para ambas energías mientras que en el GTV la dosis máxima con el tratamiento de bajas energías es mayor, lo que resulta en una curva con una pendiente mayor como se observa en la imagen 63 lo que quiere decir que el tratamiento a bajas energías es mejor para el GTV dado que una mayor cantidad de dosis se recibe en el tumor.

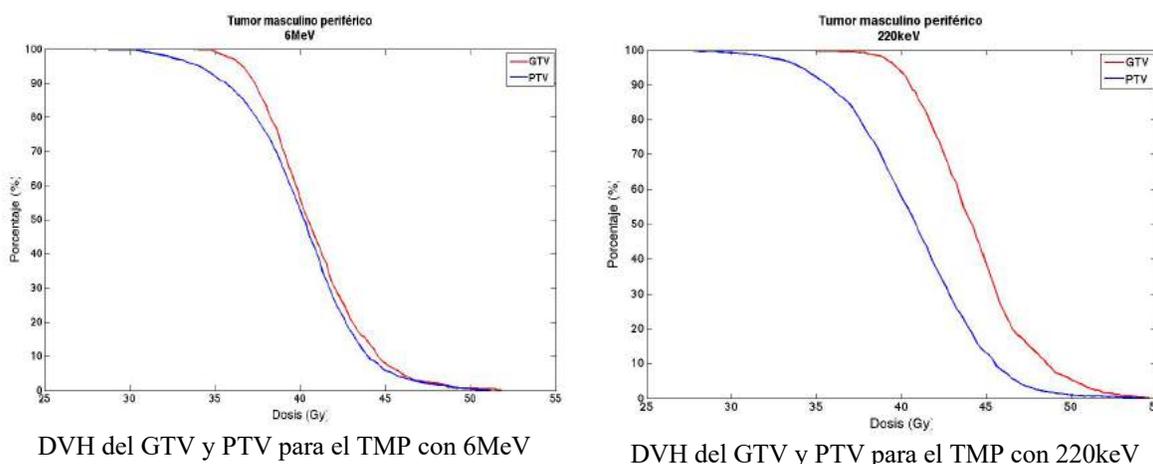


Fig. 61 DVH para el GTV y PTV para el TMP con altas y bajas energías

- Pulmón

La dosis máxima absorbida a los 2cm del pulmón es 15.12 y 20.24 Gy para los tratamientos de altas y bajas energías equivalentes al 44.7% y 59.5% de la dosis prescrita de 34 Gy, por lo que ambos tratamientos se encuentran dentro los límites de tolerancia.

La figura 62 muestra el histograma dosis-volumen para el pulmón ipsilateral y contralateral del tumor masculino periférico para altas y bajas energías, en las curvas de dosis del pulmón ipsilateral se puede ver que ambos tratamientos tiene un comportamiento similar pero que el tratamiento con bajas energías recibe mayor cantidad de dosis. Para el caso del pulmón contralateral se puede observar que aunque ambas dosis son bajas, la dosis que se recibe con el tratamiento de kilovoltaje es menor que la que se recibe con altas energías.

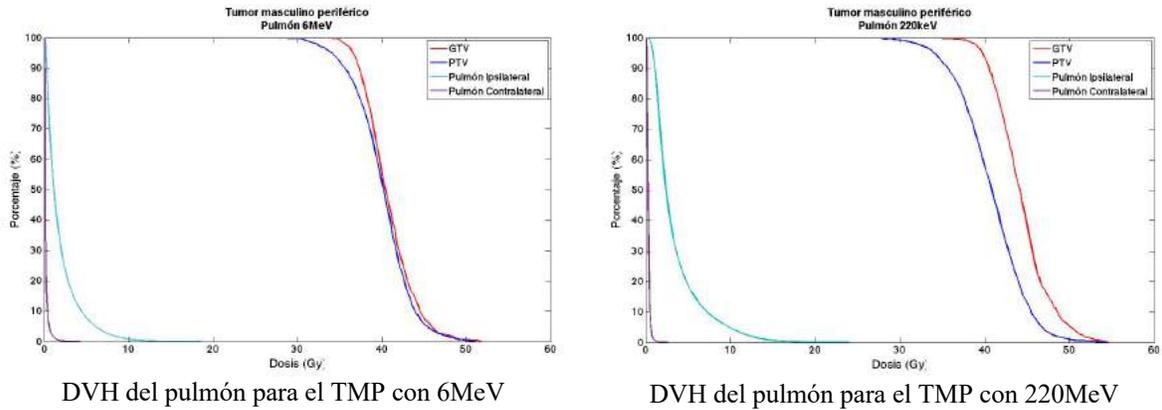


Fig. 62 DVH para el pulmón para el TMP con altas y bajas energías

- Piel

La máxima dosis absorbida por la piel para el tratamiento megavoltage es de 14.7Gy mientras que para el haz de kilovoltaje la dosis máxima es de 25.41 Gy. Como ya se esperaba el tratamiento con altas energías es mejor debido al porcentaje de dosis a profundidad (PDD), sin embargo, ambos tratamientos se encuentren dentro del protocolo 0915.

Lo anterior también se también se observa en la figura 63, donde se muestra el DVH para piel del tumor masculino periférico para altas y bajas energías. En la imagen se puede ver que las curvas de dosis para ambos tratamientos tiene un comportamiento pero que la dosis recibida con bajas energías es mayor.

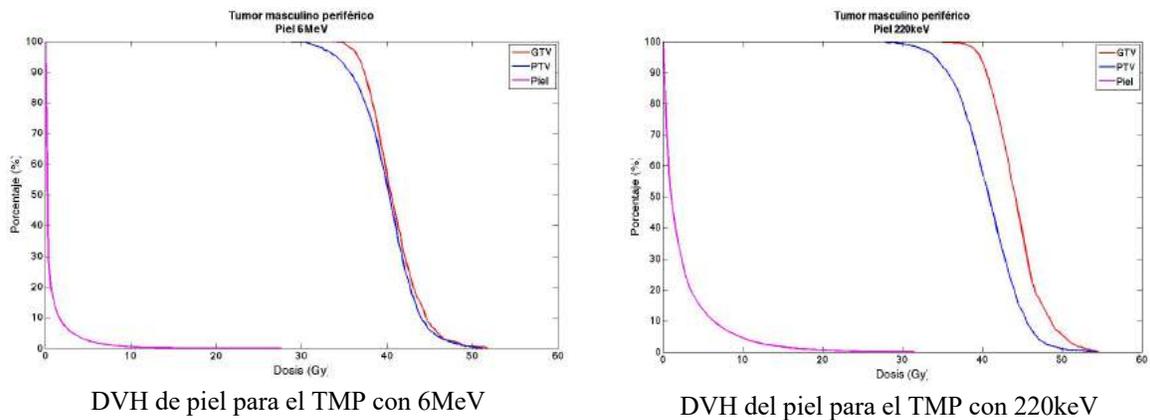


Fig. 63 DVH para piel para el TMP con altas y bajas energías.

- Costilla

La dosis máxima absorbida en la costilla es de 19.5Gy y 31.6Gy para altas y bajas energías respectivamente.

Como ya se menciona anteriormente el valor máximo obtenido en el tratamiento con bajas energías se encuentra ligeramente arriba del valor máximo de tolerancia, sin embargo el volumen que recibe arriba de 22Gy es superior al limite permitido. Esto también se puede ver en el DVH para costilla para ambas energías de la figura 64. En el cual se puede ver que la caída de dosis en la costilla a baja energías no es suave, por lo que una mayor cantidad de dosis se recibe con este tratamiento.

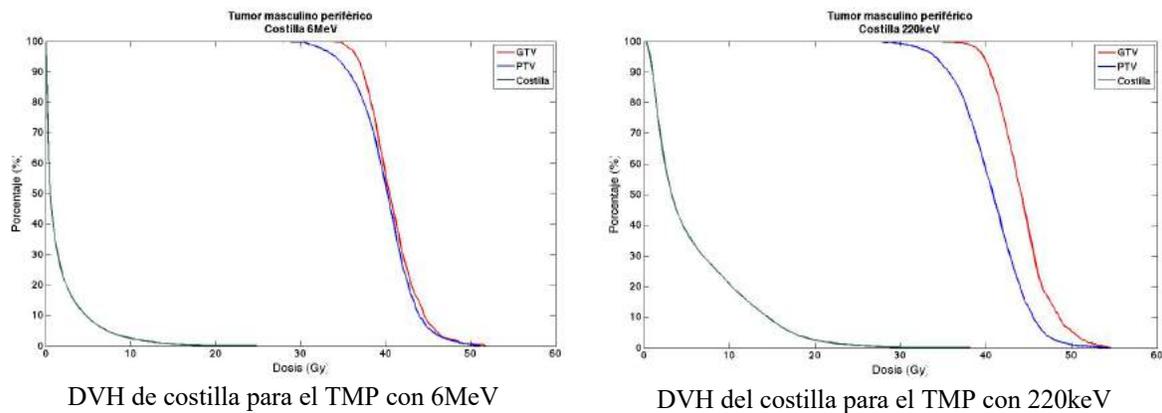


Fig. 64 DVH para costilla para el TMP con altas y bajas energías

De acuerdo a todo lo anteriormente mencionado se puede concluir que el tratamiento de bajas energías es un tratamiento factible para este tumor. Todos los órganos evaluados con excepción de las costillas se encuentran dentro de los límites del protocolo, resultado que ya se esperaba debido a que el hueso es muy eficiente absorbiendo a bajas energías y que el tumor se encuentra en la cercanía de las costillas.

Capítulo 5

Conclusiones

En el presente trabajo se ha demostrado empleando modelos reales tanto de las fuente de radiación así como de los pacientes que los tratamientos de radiocirugía estereotactica ablativa con rayos rayos-X de bajas energias es capaz de llagar a tumores a profundidad en impartir una dosis prescrita en tumores centrales y perifericos de pulmon sin enceder los límites de tolerancia en la piel, por lo que podemos concluir que aunque la dosis absorbida en al piel y el hueso en el tratamientos con bajas energías son mayores que los se obtuvieron con el tratamiento a bajas energías es factible utilizar rayos-X de ortovoltaje para irradiar tumores en pulmón, obteniendo distribuciones de dosis absorbida en el tumor muy similares a las producidas por un acelerador lineal médico como el empleado en el CyberKnife.

Capítulo 6

Perspectivas

Utilizar todos los espectros obtenidos de cada uno de los colimadores obtenidos con el tubo de rayos-X de 220keV, para hacer un plan de tratamiento combinado donde los diferentes haces disponibles para el tratamiento de bajas energía también se encuentran disponibles para diferentes los colimadores y ver si esto ofrece un mejor resultado.

Colocar digitalmente tumores de diferentes volúmenes en ambos modelos de paciente, para ver si la diferencia en los tumores se ve reflejado en la dosis que se recibe en los tejidos sanos alrededor del tumor con el tratamiento de bajas energías.

Simular la geometría de un tubo de rayos-X de 320 keV para realizar simulaciones de los tratamientos bajas energías, esta energía es mayor que la que se utilizó en este trabajo de tesis pero se encuentra dentro de rango de ortovoltaje. Usar una energía mayor para estos tratamientos podría mejorar la dosis obtenida en la piel y en la costilla.

7. REFERENCIAS

1. MOHAR, A., FRÍAS-MENDIVIL, M., SUCHIL-BERNAL, L., MORA-MACÍAS, T. & GARZA, J. G. D. LA. Epidemiología descriptiva de cáncer en el Instituto Nacional de Cancerología de México. *Salud Publica Mex.* **39**, 253–258 (1997).
2. Siegel, R. L., Miller, K. D. & Jemal, A. Cancer statistics. **66**, 7–30 (2016).
3. Gibbs, I. C. & Loo, B. W. CyberKnife stereotactic ablative radiotherapy for lung tumors. *Technol. Cancer Res. Treat.* **9**, 589–596 (2010).
4. Shen, Z.-T., Wu, X.-H., Li, B. & Zhu, X.-X. Clinical outcomes of CyberKnife stereotactic body radiotherapy for peripheral stage I non-small cell lung cancer. *Med. Oncol.* **32**, 1–8 (2015).
5. Brown, W. T. *et al.* Treatment of early non-small cell lung cancer, stage IA, by image-guided robotic stereotactic radioablation -- cyberknife. *Cancer J.* **13**, 87–94 (2007).
6. Wilcox, E. E. *et al.* Comparison of Planned Dose Distributions Calculated by Monte Carlo and Ray-Trace Algorithms for the Treatment of Lung Tumors With CyberKnife: A Preliminary Study in 33 Patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **77**, 277–284 (2010).
7. Chaudhuri, A. A. *et al.* Stereotactic ablative radiotherapy (SABR) for treatment of central and ultra-central lung tumors. *Lung Cancer* **89**, 50–56 (2015).
8. Khan, F. M., & Gibbons, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy.* (Lippincott Williams & Wilkins., 2014).
9. Garnica-Garza, H. M. Contrast-enhanced radiotherapy: feasibility and characteristics of the physical absorbed dose distribution for deep-seated tumors. *Phys. Med. Biol.* **54**, 5411–5425 (2009).
10. Garnica-Garza, H. M. Stereotactic breast irradiation with kilovoltage x-ray beams. *Phys. Med. Biol.* **61**, 983–995 (2016).
11. Attix, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.pdf.* (1986).
12. Khan, F. M. in *The physics of radiation therapy.* 59–77 (2003).
13. Bielajew, A. F. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged

- particle transport. *Univ. Michigan* (2001).
14. Lu, X. Q. *et al.* Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **71**, 281–289 (2008).
 15. Bradley, J. *et al.* Radiation Therapy Oncology Group Rtog 0813 Seamless Phase I / Ii Study of Stereotactic Lung Radiotherapy (Sbrt) for Early Stage , Centrally Located , Non-Small Cell Lung Cancer (Nsclc) in Medically Inoperable Patients. *Lung* **19** (2006).
 16. Videtic, G. M. M. *et al.* *Nrg Oncology RTOG 0915 a Randomized Phase II Study Comparing 2 Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) Schedules for Medically Inoperable Patients With Stage I Peripheral Non-Small Cell Lung Cancer.* **0915**, (2009).
 17. Zubal, I. G. *et al.* Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med. Phys.* **21**, 299–302 (1994).
 18. Fay, M., Poole, C. M. & Pratt, G. Recent advances in radiotherapy for thoracic tumours. *J. Thorac. Dis.* **5**, (2013).
 19. Brown, W. T. *et al.* Lung metastases treated by CyberKnife image-guided robotic stereotactic radiosurgery at 41 months. *South. Med. J.* **101**, 376–382 (2008).
 20. Lacornerie, T., Lisbona, A., Mirabel, X., Lartigau, E. & Reynaert, N. GTV-based prescription in SBRT for lung lesions using advanced dose calculation algorithms. *Radiat. Oncol.* **9**, 223 (2014).
 21. Francescon, P., Cora, S. & Cavedon, C. Total scatter factors of small beams: a multidetector and Monte Carlo study. *Med. Phys.* **35**, 504–513 (2008).
 22. Capote, R. *et al.* Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy. **19** (2006).
 23. Salvat, F., Fernández-Varea, J. M. & Sempau, J. PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. in *Proceedings of a Workshop/Training Course, OECD/NEA* **5**, 253 (2003).
 24. Sempau, J., Badal, A. & Brualla, L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries—application to far-from-axis fields. *Med. Phys.* **38**, 5887 (2011).
 26. Cimmino, G. (1938). Calcolo approssimato per le soluzioni dei sistemi di equazioni lineari. *La Ricerca Scientifica. Series II, Vol. 9*, 326–333 (1938).
 27. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1]. Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 28. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1]. Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 29. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].

- Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
30. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 31. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 32. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 33. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 34. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>
 35. Peñuela, D. Radiocirugía estereotáctica para tumores cerebrales. [Figura 1].
Recuperado de <http://www.gammaknifedevenezuela.com/gk.html>