

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ciencias y Humanidades



CONTROL DE CALIDAD EN LA ADQUISICIÓN DE  
INFORMACIÓN DEL PACIENTE UTILIZANDO EL SISTEMA DE  
PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADO CAT3D PARA EL  
TRATAMIENTO DE CÁNCER

Trabajo de graduación presentado por Diego Adolfo Porres  
para optar al grado académico de Licenciado en Física

Guatemala

**2012**



**Control de calidad en la adquisición de información del paciente  
utilizando el sistema de planificación computarizado CAT3D  
para el tratamiento de cáncer**

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ciencias y Humanidades

**Control de calidad en la adquisición de información del paciente  
utilizando el sistema de planificación computarizado CAT3D  
para el tratamiento de cáncer**

Trabajo de graduación presentado por  
Diego Adolfo Porres Bustamante  
para optar al grado académico de  
Licenciado en Física

Guatemala

**2012**

**Vo. Bo.:**

(f)   
\_\_\_\_\_  
**Licenciado Erick E. Hernández García**  
**Asesor**

(f)   
\_\_\_\_\_  
**Licenciado Ricardo E. Contreras Folgar**  
**Asesor**

**Tribunal Examinador:**

(f)   
\_\_\_\_\_  
**MSc. Zaida Urrutia**

(f)   
\_\_\_\_\_  
**Lic. Erick E. Hernández García**

(f)   
\_\_\_\_\_  
**MSc. Ósmar Hernández**

**Fecha de aprobación: 25 de junio de 2012**

## PREFACIO

La carrera de Licenciatura en Física es una de las más difíciles de promocionar en cualquier universidad de Guatemala. La razón de esto es la pregunta que muchas personas le hace a uno cuando se entera que uno estudia tal profesión: ¿De qué voy a trabajar después de graduarme?

La razón de la pregunta es un reflejo de la lamentable formación científica que existe a nivel de la sociedad de Guatemala—como en el resto de Latinoamérica. Existen vastas áreas en donde un físico puede aplicar el conocimiento adquirido en su formación académica, sin embargo muy pocas se encuentran disponibles en la región y éstas son, a su vez, muy poco conocidas.

Una de las aplicaciones de la física en Guatemala es la física médica. Específicamente, el área de radioterapia para el tratamiento de cáncer. La OMS, Organización Mundial de la Salud (WHO por sus siglas en inglés), en un censo en el año 2008 indicó que el cáncer es una de las primeras causas de muerte a nivel mundial. Se le atribuye el 13% de las defunciones mundiales, 7.6 millones en el año 2008 y se prevé que ésta cifra incrementará y pasará de 11 millones en el año 2030. Además, más del 70% de defunciones por cáncer se registraron en países de ingresos bajos y medianos.

Debido a esto último es evidente la importancia de esta área de la física. Esto responde en parte a la pregunta original, ya que se puede incluir el área de la física médica a las posibles áreas de trabajo de los físicos graduados—así como a aquellos que estén en busca de un área en la cual especializarse. Sin embargo, el trabajo no debe ser el único motivante, sino las personas beneficiadas y vidas salvadas por esta área.

Agradezco sobremanera a quienes han colaborado con mi formación académica en la Universidad del Valle: tanto profesores como compañeros de estudio que han compartido su conocimiento y experiencia conmigo y han ayudado a expandir el mío.

Quisiera expresar mi agradecimiento además a los encargados de la Clínica La Asunción, asociada a Radiation Therapy Services, por permitirme realizar estas prácticas profesionales

en sus instalaciones, así como este trabajo de graduación; al Doctor Miguel Ángel Ortega, Doctora Lily Ureta y Doctora Paula Cáceres por permitirme participar en sus actividades profesionales; a los técnicos y a la dosimetrista Lidia Donis por tener la paciencia de compartir sus conocimientos; al Licenciado Erick Hernández y al Licenciado Ricardo Contreras por introducirme en este nuevo mundo, donde una ciencia pura se vuelve humana y el trabajo realizado todos los días se aspira a realizarlos cada vez mejor, en pro del mejoramiento de la salud de los pacientes.

Finalmente, quisiera expresar un sincero agradecimiento a mi familia y amigos que han soportado años de vivencia conmigo. Éste trabajo es para ustedes.

## CONTENIDO

	Página
PREFACIO	iv
LISTA DE CUADROS	ix
LISTA DE FIGURAS	ix
NOTACIÓN	xiii
LISTA DE ABREVIACIONES	xiv
RESUMEN	xvi
<b>Capítulos</b>	
I. INTRODUCCIÓN	1
II. RADIOTERAPIA	3
A. ¿QUÉ ES RADIACIÓN?	3
B. CLASIFICACIÓN DE LA RADIACIÓN	6
C. PRINCIPIOS DOSIMÉTRICOS, CANTIDADES Y UNIDADES	8
1. Fluencia de fotones y Fluencia de energía	8
2. KERMA	9
3. CEMA	10
4. Dosis absorbida	10
5. Dosis a un órgano	10
6. Dosis equivalente	10
7. Ley del inverso cuadrado de la distancia	11
8. Penetración de un haz de fotones en un maniquí (fantoma) o paciente	13
9. Dosis en superficie	13
10. Región de Buildup	14
11. Profundidad de dosis máxima, $z_{\max}$	14
12. Tamaño de campo en un haz de radiación	16

13. Factor de colimador	17
14. Factor de dispersión máxima (PSF)	18
15. Factor relativo de dosis (Output factor)	19
16. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	20
17. Razón de tejido-fantoma (TPR) y razón máxima de tejido (TMR)	22
18. Relación entre el $TMR(z, A_Q, hv)$ y el $PDD(z, A, f, hv)$	23
19. Perfiles de Haces	24
20. Planitud de Haces	25
21. Simetría de Haces	26
22. Distribución de isodosis en fantomas de agua	26
23. Número de CT	28
24. Histogramas de dosis-volumen (DVH)	29
a. Histogramas de dosis-volumen directos	29
b. Histogramas de dosis-volumen cumulativos	30
D. RADIOTERAPIA UTILIZANDO ACELERADOR LINEAL	31
1. Acelerador Lineal de uso clínico—Linac	31
a. Cabezal del linac	33
2. Cerrobend	35
3. Cuñas	36
4. Bolus	37
E. PLANEAMIENTO DEL TRATAMIENTO CLÍNICO DE RADIOTERAPIA CON FOTONES	38
1. Definición de volumen	41
a. <i>Gross Tumor Volume</i> (GTV)	41
b. <i>Clinical Target Volume</i> (CTV)	42
c. <i>Internal Target Volume</i> (ITV)	42
d. <i>Planning Target Volume</i> (PTV)	42
e. Órgano en riesgo	43

F.	SISTEMAS DE TRATAMIENTO COMPUTARIZADOS PARA LA RADIOTERAPIA DE FOTONES EXTERNOS	44
	1. Sistemas de Planificación de Tratamientos 2D y 3D	45
	2. Sistema de Planificación de Tratamientos CAT3D	46
III.	PRUEBAS DEL TRS No. 430 DE LA IAEA	48
IV.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	72
V.	REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA	73
VI.	APÉNDICE – EFECTOS DE LA RADIACIÓN	76
	A. EFECTOS DETERMINÍSTICOS	77
	B. EFECTOS ESTOCÁSTICOS	78
VII.	GLOSARIO	79

## LISTA DE CUADROS

Tabla		Página
No. 1	Dosis recibida por personas de fuentes artificiales de radiación	5
No. 2	Ritmo de dosis típico	5
No. 3	Profundidades típicas de dosis máxima $z_{\max}$ para varias energías de haces de fotones, con un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$	15
No. 4	Dosis de tolerancia de distintos órganos	44
No. 5	Efectos en la salud humana de acorde a la dosis recibida	76
No. 6	Mortalidad de las especies vs. rango de dosis	77

## LISTA DE FIGURAS

Figura		Página
No. 1	Distribución de la población de quince países con respecto a la dosis efectiva total anual	6
No. 2	Haz de fotones divergente que se origina en una fuente puntual $S$	12
No. 3	Deposición de dosis de un haz de fotones de megavoltaje dentro de un paciente	15
No. 4	Geometría de la medición del $CF(A, hv)$	18
No. 5	Geometría de la medición del PSF en el punto P	19
No. 6	Geometría de la medición del $RDF(A)$	20
No. 7	Geometría de la medición y definición del PDD	21
No. 8	Geometría de la medición del $TPR(d, A_Q, hv)$	23
No. 9	Geometría de la derivación de la relación entre $PDD(z, A, f, hv)$ y $TMR(z, A_Q, hv)$	23
No. 10	Perfiles de haces medidos a distintas profundidades en agua	

	para dos tamaños de campo ( $10 \times 10$ y $30 \times 30 \text{cm}^2$ ) para un haz de 10 MV de rayos X	24
No. 11	Curvas de isodosis para un haz de rayos $\gamma$ de $^{60}\text{Co}$	27
No. 12	DVHs diferenciales para un plan de tratamiento de cuatro campos para la próstata	30
No. 13	DVHs cumulativos para el mismo plan de tratamiento que en la Figura 12.	31
No. 14	Esquema básico de un linac	32
No. 15	Linac utilizado en la Clínica de Radioterapia La Asunción	35
No. 16	Bloque de cerrobend en la cabeza del gantry del linac marca Varian, modelo Clinac 1800, para la conformación del haz de radiación	35
No. 17	Esquema de presencia de una cuña física en la trayectoria de un haz de rayos X	37
No. 18	Bolus de 0.5, 3 y 1 cm. de espesor utilizados en la Clínica de Radioterapia La Asunción	37
No. 19	Sistema de inmovilización termoplástico y moldes de duroport al vacío para la inmovilización de cuerpo completo	40
No. 20	Pasos en el proceso de planeación de radioterapia	40
No. 21	Representación gráfica de los volúmenes de interés	43
No. 22	Fotografía del contorno complejo dibujado	49
No. 23	Lectura del contorno por el CAT3D	49
No. 24	ROI delineadas en el escaneo de CT del paciente	50
No. 25	Orientación del paciente: Frontal/Derecha	50
No. 26	Nombre e ID del paciente desplegado hasta arriba de la ventana; número CT	51
No. 27	Reconstrucción coronal	51
No. 28	Reconstrucción oblicua	52
No. 29	Reconstrucción sagital	52

No. 30	Visualización en 3D, incluyendo los cortes sagital y coronal	52
No. 31	Medida del disco negro	53
No. 32	Escaneo digital de la impresión	53
No. 33	Contornos cuadrados; cortes sagitales y coronales	54
No. 34	Fantoma tridimensional; cortes sagitales y coronales	54
No. 35	Contornos de cortes del fantoma en 3D	55
No. 36	Visualización en 3D de los ROIs, con cortes sagitales y coronales	55
No. 37	Vista en 3D de los ROIs dibujados, con distintos cortes y vista	56
No. 38	Dibujo de los contornos complejos	56
No. 39	Haz atravesando el contorno dibujado	57
No. 40	Mismo haz atravesando el contorno a distinto ángulo	57
No. 41	Lectura del número CT	58
No. 42	Delimitación del bolus	58
No. 43	Vista del bolus en 3D	59
No. 44	Edición de densidad	59
No. 45	Densidad (P) original	60
No. 46	Densidad (P) editado	60
No. 47	Puntos definidos en la superficie del paciente	61
No. 48	Módulo BEV	61
No. 49	Selección de área de zoom	62
No. 50	Zoom aplicado al área seleccionada	62
No. 51	Cambio de color	63
No. 52	Escala de grises	63
No. 53	Selección de la sección para la reconstrucción coronal	64
No. 54	Reconstrucción coronal	64
No. 55	Selección de la sección para la reconstrucción oblicua	65
No. 56	Reconstrucción oblicua	65
No. 57	Selección de la sección para la reconstrucción sagital	65
No. 58	Reconstrucción sagital	66
No. 59	Umbral de 1200	66

No. 60	Umbral de 1000	67
No. 61	Umbral de 500	67
No. 62	Modelo Sólido	67
No. 63	Modelo Alambre	68
No. 64	ROI delineado en el fantoma	68
No. 65	Visualización en 3D del ROI	68
No. 66	$z$ original	69
No. 67	$z$ cambiado	69
No. 68	Visualización de cortes con $z$ original	70
No. 69	Visualización de cortes con $z$ editado	70
No. 70	Posición original: Occipital/Izquierda	71
No. 71	Posición cambiada: Occipital/Derecha	71

## NOTACIÓN

CEMA	$C$
Dosis absorbida	$D$
Factor de dispersión	$SF$
Factor de dispersión máxima	$PSF$
Factor de dosis relativo	$RDF$
Factor del colimador	$CF$
Fluencia de energía	$\Psi$
KERMA	$K$
Planitud	$F$
Profundidad de dosis máxima	$z_{\max}$
Razón máxima del tejido	$TMR$
Razón tejido-maniquí	$TPR$
Simetría	$S$
Tasa de fluencia de energía	$\dot{\Psi}$
Tasa de fluencia de partículas	$\dot{\Phi}$

## LISTA DE ABREVIACIONES

AAPM	Asociación Americana de Físicos en Medicina
AP	antero-posterior
BDAS	sistema de adquisición de datos del haz
BEV	punto de vista del haz
CEMA	energía convertida por unidad de masa
CIPM	Comité Internacional de Pesos y Medidas
CPU	unidad central de procesamiento
CRT	terapia conformal de radiación o radioterapia conformacional
CT	tomografía computarizada
DRR	radiografía reconstruida digitalmente
DVH	histograma de dosis-volumen
ECWG	Electron Collaborative Work Group
FTP	protocolo de transferencia de documentos
HBI	irradiación de medio cuerpo
HDR	tasa de dosis alta
IAEA	Organismo Internacional de Energía Atómica
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
ICRU	Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas
IDL	línea de isodosis
IEC	Comisión Electrotécnica Internacional
IMRT	radioterapia con intensidad modulada
KERMA	energía cinética liberada en el medio
LDA	matriz de detectores lineales
LDR	tasa de dosis baja
MLC	colimador multihoja
MOSFET	transistor de óxido metálico semiconductor de efecto de campo
MR	resonancia magnética

MRI	imagen por resonancia magnética; también conocido como tomografía por resonancia magnética, o TRM
NSD	dosis estándar nominal
NTCP	probabilidad de complicaciones del tejido normal
OAR	razón fuera del eje
PA	postero-anterior
PDD	porcentaje de dosis en profundidad
PDR	tasa de dosis pulsada
PET	tomografía por emisión de positrón
QA	garantía de calidad
QC	control de calidad
SAD	distancia de la fuente al eje
SAR	razón de dispersión del aire
$S_c$	factor de dispersión del colimador
$S_p$	factor de dispersión del fantoma
SPECT	tomografía por emisión de fotón único
SSD	distancia de la fuente a la superficie
TAR	razón de dispersión del tejido
TBI	irradiación total de cuerpo
TCP	probabilidad de control tumoral
TLD	dosimetría por termoluminiscencia
TPS	sistema de planificación de tratamiento
TQM	gestión de calidad total
TRS	serie de informes técnicos
TSEI	irradiación de la piel total de electrones
UM	unidad monitora

## RESUMEN

Se presenta, a continuación, el proceso que se debe llevar a cabo para realizar el control de calidad de un sistema de planificación computarizado (TPS) con el cual se planifica el tratamiento de radioterapia como conducta a seguir para cura o control de cáncer. Estos sistemas de planificación permiten un cálculo preciso de la dosis a administrar a cada paciente. El TPS utilizado en la Clínica de Radioterapia La Asunción—donde se realizó tanto las prácticas profesionales como el trabajo de graduación—es el CAT3D.

Como resultado del control de calidad del TPS, se persigue garantizar los resultados de la planeación de tratamiento de radioterapia en los pacientes de la Clínica de Radioterapia la Asunción. Se busca minimizar los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente y permitir la comparación de resultados entre la clínica y otros centros de radioterapia a nivel internacional.

Se propone para este trabajo una exposición de qué es la radioterapia en sí—tanto su proceso de aplicación como su importancia—y una breve introducción a los efectos de la radiación en el tejido humano, para explicar por qué es que esta técnica es eficiente para el tratamiento de cáncer. Seguido de esto, se presenta el TPS CAT3D y el control de calidad (QC) aplicado a éste sistema.

Por control de calidad se entiende a todas aquellas pruebas y verificaciones realizadas para cerciorarse que el producto—con el CAT3D—esté dentro de los niveles de tolerancia establecidos en el protocolo TRS No. 430 *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer* de la OIEA, el Organismo Internacional de Energía Atómica. Se presentan las pruebas descritas en el TRS No. 430 que son adaptables al TPS CAT3D.

# I. INTRODUCCIÓN

El cáncer es un problema de la salud conocido globalmente y sufrido de igual forma. En promedio, la mitad de todos los pacientes con cáncer en el mundo son tratados con radioterapia. Este método de tratamiento utiliza tecnología avanzada que involucra radiación de megavoltaje que, de no ser manejada adecuadamente, puede ocasionar errores en los tratamientos de los pacientes, así como exposiciones innecesarias al personal que lo administra. (IAEA, 2004).

Para poder manejar de manera adecuada la planificación de los tratamientos de radioterapia en los pacientes se utilizan un Sistema Planificados de Tratamiento (TPS por sus siglas en inglés) en la clínica donde se está tratando al paciente. El TPS es un sistema informático (formado por hardware y software) que permite manipular imágenes del paciente (sean estas tomografías axiales computarizadas, o TAC, resonancias magnéticas nucleares, o RMN, o tomografías por emisión de positrones, o PET, entre otros), y tiene asociado un software con el cual se puede representar cualitativa y cuantitativamente la interacción de la radiación con la materia y los aspectos dosimétricos originados en ésta interacción para así simular virtualmente la distribución de dosis en un paciente

En los últimos años, la complejidad y sofisticación de los Sistemas de Planificación de Tratamiento de radioterapia han ido incrementando, incluyendo particularmente los sistemas 3D conformado. Este incremento en complejidad ha llevado a la necesidad de crear un amplio conjunto de normas y pruebas de garantía de calidad en las dosis calculadas con el TPS para ser administradas en el tratamiento de un paciente (Fraas, 1998).

Este incremento en la complejidad de los cálculos de dosis ha permitido—de igual forma—un incremento en la precisión de la administración de la dosis planificada para el tratamiento de las lesiones a tratar. Sin embargo, de no realizarse las pruebas de garantía de calidad en los TPS, y al no conocer los alcances del mismo, se corre el riesgo de una posible sobreexposición de los pacientes.

Existe bibliografía de accidentes ocurridos con TPS como Panamá en los años 2000 y 2001 (IAEA, 2001; IAEA, 2004), en donde un error relacionado al método de ingreso de protecciones por medio de bloques al TPS utilizado y cálculo de las Unidades Monitora (UM) afectó seriamente las vidas de los pacientes tratados en la clínica. Se concluyó que la combinación de error por medio del TPS y una falta de revisión de las UM por medio de un

cálculo manual resultaron en sobreexposiciones significativas de los pacientes. Dichas exposiciones fueron más grandes—por casi el 100%—que las exposiciones planificadas. Al momento de publicarse el TRS-430, 12 de los 28 pacientes tratados con ésta sobreexposición habían muerto (IAEA, 2001; IAEA, 2004).

Cabe resaltar que tales resultados son inaceptables, ya que el principal objetivo de cualquier centro de radioterapia es reducir el daño o riesgo de sus pacientes. En efecto, este accidente sucedió y los pacientes fueron afectados a causa de no tener una rigurosa gestión y control de calidad en el TPS utilizado y en la adecuada revisión de las UM calculadas.

Debido a todo lo mencionado anteriormente, se ha decidido realizar las pruebas de puesta en marcha (comisionamiento) del CAT3D en la Clínica de Radioterapia La Asunción, adaptándolas al formato encontrado en el *Technical Report Series* No. 430 (TRS 430) de la IAEA. Debido a que el montaje del acelerador lineal en la Clínica de Radioterapia la Asunción se realizó en el año 2002 (mientras que el TRS 430 fue publicado en el 2004 y popularizado años después), se escogió este documento debido a que al ser Guatemala miembro fundador de la IAEA, los protocolos que emanan de este organismo pueden adaptarse en Guatemala (IAEA, 2004).

Se prosigue, entonces, a describir cómo es el proceso de radioterapia, seguido de una explicación del funcionamiento del TPS CAT3D y finalmente se presentan todas las pruebas encontradas en el TRS-430 (las que se pueden realizar en la Clínica) así como los resultados obtenidos.

## II. RADIOTERAPIA

La radioterapia—también llamada terapia de radiación, oncología de radiación—es la rama de la medicina que utiliza la radiación ionizante en el tratamiento de enfermedades neoplásicas y es una de las tres modalidades principales utilizadas en el tratamiento de enfermedades malignas (cáncer), siendo las otras dos cirugía y quimioterapia (Canela, 2000). El principal objetivo de la radioterapia es de controlar el tumor primario utilizando tanto radioterapia únicamente o en asociación con cirugía o quimioterapia (Gérard, 2000).

La radioterapia depende de la tecnología moderna y los esfuerzos colaborados del grupo de profesionales de la clínica cuyo trabajo en equipo influye mucho en el resultado final del tratamiento. Se necesita de tal tecnología para poder crear la Radiación ionizante utilizada para el tratamiento en específico. Antes de indagar en dicha tecnología utilizada, veremos primero el tipo de radiación que se utiliza, así como la clasificación y efectos que ésta tiene en las células que son irradiadas.

### A. ¿Qué es radiación?

La radiación es energía que proviene de una fuente y que viaja a través del espacio y que es capaz de atravesar varios materiales; ésta puede ser en la forma de partículas u ondas electromagnéticas (HPS; 2011). Un tipo de radiación que veremos más adelante, la radiación ionizante, es producida por átomos inestables. Estos átomos difieren de los estables debido a que los átomos inestables tienen un exceso de energía, de masa o ambos. La radiación también puede ser producida por aparatos de alto voltaje (como máquinas de rayos X y aceleradores lineales, entre otros).

Se dice que los átomos con un núcleo inestable se llaman radioactivos. Para que estos átomos lleguen a ser estables, estos emiten el exceso de energía o masa; dicha emisión se llama radiación. Los tipos de radiación son radiación electromagnética (luz, rayos X, rayos  $\gamma$ , etc.) y de partículas (i.e., masa emitida con la energía del movimiento) (HPS; 2011). En la Clínica de Radioterapia La Asunción, se utilizan la radiación de rayos X de megavoltaje y electrones para el tratamiento del cáncer.

Existen dos maneras por las cuales una persona puede ser expuesta a la radiación: pueden ser expuestos externamente a una fuente cercana de radiación o pueden ser expuestas internamente debido a material radioactivo que ha ingresado al cuerpo. Para la exposición

externa, la intensidad de la radiación decrece con la distancia de la fuente de radiación. La cantidad total de exposición externa también dependerá de la cantidad de tiempo que la persona se encuentra expuesta (cercana) a la radiación (UNSCEAR; 2011).

El material radioactivo puede ser tomado en el cuerpo al consumir productos alimenticios y líquidos con radioactividad en ellos; al inhalar gases radioactivos o partículas de aerosol; o al absorberlo a través de heridas en la piel. El material que ingrese eventualmente expondrá a los órganos y tejidos a la radiación durante el tiempo que permanezca dentro del cuerpo. El tiempo que el material radioactivo permanece en el cuerpo depende de la manera en que fue tomado, así como de la forma física y química del material. El gas radioactivo tiene un corto tiempo de residencia, mientras que los aerosoles inhalados se tomarán más tiempo para liberarse de los pulmones. El material ingerido residirá por algún tiempo en el tracto gastrointestinal pero luego los elementos radioactivos serán tomados en el cuerpo y metabolizados de la misma manera como lo son las formas no radiactivas del mismo elemento químico (UNSCEAR; 2011).

Una medida del total de dosis recibido se expresa en la unidad sievert (Sv) o en fracciones de ésta de acuerdo al sistema métrico: un milisievert (mSv) es una milésima de sievert; un microsievert ( $\mu\text{Sv}$ ) es una millonésima de sievert (UNSCEAR; 2011). El sievert es la unidad de dosis equivalente que tiene el mismo efecto dañino que una dosis igual de rayos gamma; el Gray (Gy) se utiliza como la unidad en el sistema internacional (SI) de la dosis absorbida de la radiación por cualquier material.

El ritmo de acumulación se expresa como la tasa de dosis o dosis acumulada por unidad de tiempo, e.g., en unidades de microsieverts por hora ( $\mu\text{Sv/h}$ ). Se puede hacer una medición directa de las tasas de dosis de radiación procedentes de fuentes externas al cuerpo en microsieverts por hora. La dosis recibida por una persona es dada por la multiplicación de la tasa de dosis y el tiempo de exposición a la radiación (Podgorsak; 2005).

Algunas de las dosis más comunes que son recibidas por las personas debido a fuentes artificiales se resumen en las siguientes tablas:

Tabla 1: Dosis recibida por personas de fuentes artificiales de radiación.

<b>Fuente o Modo</b>	<b>Dosis típica (Sv)</b>
Vuelo en aeroplano de 10 horas	0.03
Radiografía de tórax	0.05
Tomografía computarizada	10
Dosis anual de fondo natural	2.4
Dosis anual para trabajadores nucleares	1
Radiación cósmica anual a nivel del mar	0.4
Radiación cósmica anual en la ciudad de México (2300 m)	0.8
Trabajadores de recuperación de Chernobyl (1986)	150

(UNSCEAR; 2011)

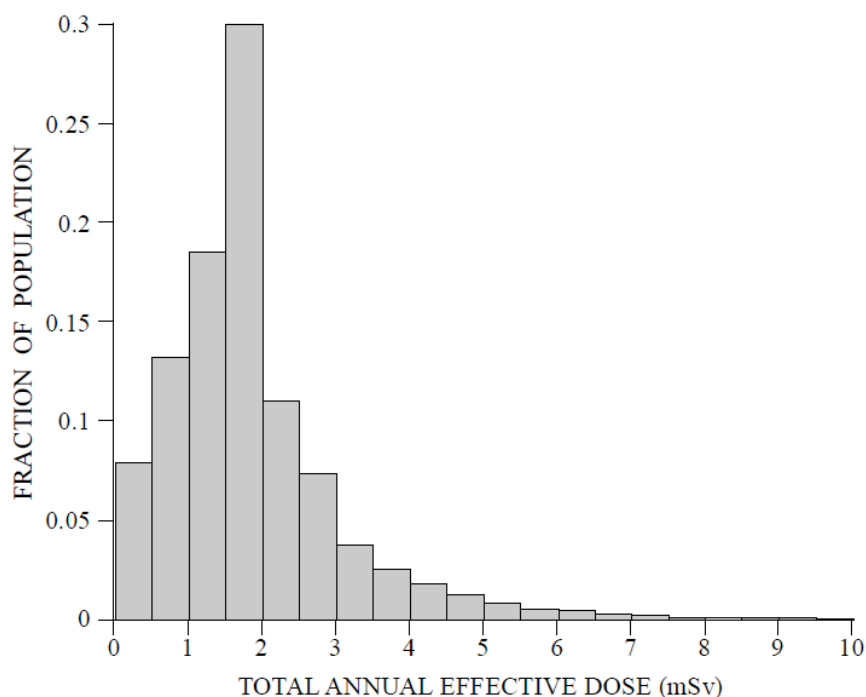
Tabla 2: Ritmo de dosis típico

<b>Fuente o Modo</b>	<b>Dosis típica (<math>\mu\text{Sv/h}</math>)</b>
Ritmo de dosis externo natural de fondo	0.06-0.2
Ritmo de dosis natural de fondo (total)	0.3-1.5
Durante un vuelo en aeroplano	3
Durante 10 segundos de rayos X de pecho	20,000
Durante 20 segundos de tomografía computarizada	800,000

(UNSCEAR; 2011).

El total de distribución de la población que se presenta en la Figura 1 se obtiene al combinar los datos de la distribución de la población de quince países. Se puede observar que la exposición promedio anual para ésta distribución es de 2.0 mSv; sin embargo, se tiene que la exposición promedio anual mundial es de 2.4 mSv (UNSCEAR; 2000). Este amplio espectro de distribuciones de exposición es de esperarse en cualquier población grande.

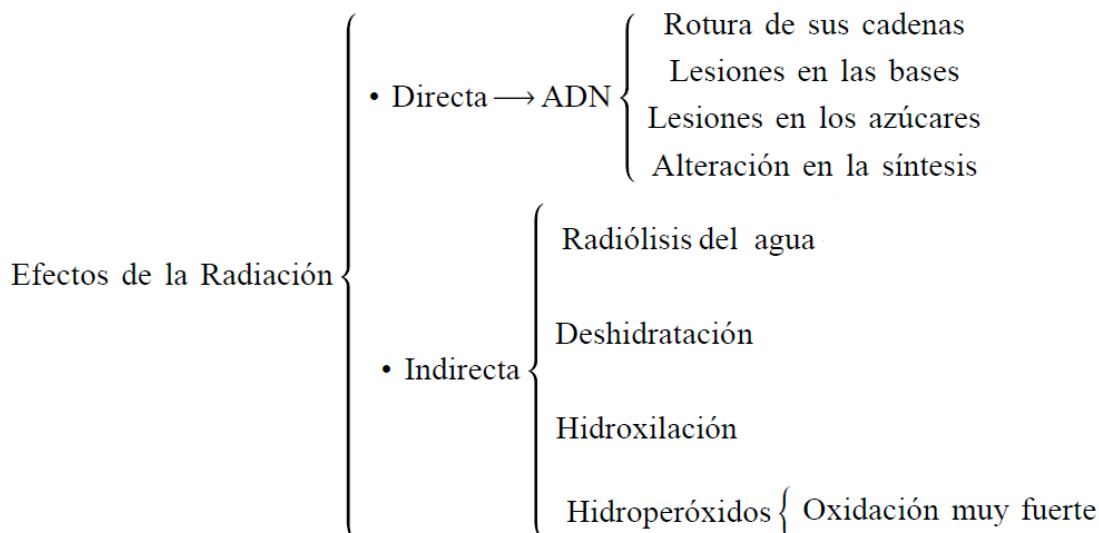
Figura 1: Distribución de la población de quince países con respecto a la dosis efectiva total anual.



(Figura tomada de UNSCEAR; 2000).

## B. Clasificación de la radiación

De acuerdo a la interacción de la radiación con la materia, ésta se clasifica en: radiación ionizante y radiación no ionizante. El tipo de radiación utilizado en la radioterapia es la radiación ionizante. La radiación ionizante es capaz de arrancar electrones de los átomos de las células. Ésta, a la vez, se clasifica en dos categorías: directamente ionizante e indirectamente ionizante. La radiación directamente ionizante es realizada por partículas cargadas eléctricamente: protones, electrones, partículas  $\alpha$  e iones pesados. La radiación indirectamente ionizante es realizada por las partículas neutras: fotones (rayos X y rayos  $\gamma$ ) y neutrones (Podgorsak, 2005).



La radiación indirectamente ionizante deposita energía en el medio a través de un proceso de dos pasos: Primero, una partícula cargada es liberada en el medio (los fotones liberan electrones o positrones y los neutrones liberan protones o iones más pesados) y luego las partículas liberadas depositan energía en el medio a través de interacciones de Coulomb con los electrones orbitales de los átomos en el medio (Porres, 2011).

El daño producido en el ADN debido a las radiaciones directamente ionizantes es la parte vital en el tratamiento de lesiones malignas por radioterapia. Se busca romper las cadenas (o crear lesiones en éstas) para que así cuando el ADN trate de repararse, se produzca apoptosis (muerte celular programada) en las células malignas.

Estas lesiones pueden ser causadas por una breve exposición a altas cantidades de radiación o por una exposición prolongada a bajos niveles de radiación. Los pasos involucrados en la producción del daño biológico por la acción indirecta de los rayos X son:

- Primero, la interacción primaria del fotón produce un electrón de alta energía;
- Segundo, este electrón produce radicales libres en agua al moverse a través del tejido;
- Tercero, los radicales libres pueden producir cambios en el ADN al romper los enlaces químicos;
- Cuarto, estos cambios en el ADN producen los efectos biológicos buscados (Podgrsak, 2005).

La irradiación de una célula dará lugar a uno de los siguientes nueve resultados posibles:

1. Ningún efecto.
2. Retraso en la división celular: La célula es retrasada del proceso de división.
3. Apoptosis: La célula muere antes que se pueda dividir o después de la división, fragmentándose en cuerpos más pequeños, los cuales son tomados por células vecinas.
4. Fallo en la reproducción: La célula muere cuando intenta realizar la primera o subsiguiente mitosis.
5. Inestabilidad genómica: Hay una forma retrasada de fallos en la reproducción como resultado de la inestabilidad genómica inducida en la célula.
6. Mutación: La célula sobrevive, pero contiene una mutación.
7. Transformación: La célula sobrevive pero la mutación lleva a un fenotipo transformado y posiblemente a carcinogénesis.
8. Efecto espectador: Una célula irradiada puede enviar señales a células vecinas no irradiadas e inducir daño genético en ellas.
9. Respuestas de adaptación: La célula irradiada es estimulada a reaccionar y se vuelve más resistente a la irradiación posterior.

### C. Principios dosimétricos, cantidades y unidades

A continuación se presentan los principios dosimétricos, cantidades y unidades más importantes utilizadas en radioterapia, así como la notación para referirse a ésta. Se presentan únicamente a nivel introductorio y no se ahonda demasiado en la deducción de las mismas, debido principalmente a que no se utilizaron en el trabajo final sino únicamente para estar en contexto con los datos y resultados obtenidos en las pruebas realizadas al TPS CAT3D.

1. Fluencias de fotones y fluencia de energía. La fluencia de partículas es el número de partículas incidentes  $dN$  a través de una sección transversal de una esfera de área  $dA$  y se denota por  $\Phi$ .

$$\Phi = \frac{dN}{dA}$$

La unidad en SI de la fluencia de partículas es  $m^{-2}$ . Al utilizar la sección transversal de una esfera hace que la fluencia de partículas sea independiente del ángulo incidente de

radiación. Sin embargo, la fluencia planar de partículas es el número de partículas atravesando un plano por unidad de área, haciendo que éste si dependa del ángulo de incidencia del haz de partículas.

La fluencia de energía  $\Psi$  es la energía radiante incidente en una esfera de sección transversal  $dA$ . Se denota a ésta por  $\Psi=dE/dA$  y la unidad en SI es  $J/m^2$ . Se puede calcular a ésta a partir de la fluencia de partículas mediante la siguiente ecuación:

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi E$$

donde  $E$  es la energía de la partícula y  $dN$  representa al número de partículas con energía  $E$ . La tasa de fluencia de partículas y de energía están definidas, respectivamente, por:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt}$$

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt}$$

donde  $d\Phi$  es el incremento de la fluencia en el intervalo de tiempo  $dt$  y  $d\Psi$  es el incremento de fluencia de energía en el intervalo  $dt$  y las unidades respectivas en SI son  $m^{-2}s^{-1}$  y  $W/m^2$  o bien  $J*m^{-2}s^{-1}$  (Podgorsak, 2005).

2. KERMA. Es el acrónimo de Kinetic Energy Released per unit Mass, la energía cinética liberada por unidad de masa. Esta cantidad se aplica a la radiación indirectamente ionizante que, como hemos visto, incluye a los fotones y neutrones. Por lo tanto, el KERMA está definido como la energía transferida por radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas en el medio, es decir:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La unidad del KERMA en SI es J/kg y el nombre de ésta unidad es el Gray, donde  $1Gy=1J/kg$  (Podgorsak, 2005).

3. CEMA. Es el acrónimo de Converted Energy per unit Mass, la energía convertida por unidad de masa. Es una cantidad aplicable a la radiación directamente ionizante. La CEMA es el cociente de la energía perdida  $dE_c$  por partículas cargadas en una masa  $dm$  de un material y su unidad será también el Gray (Gy) (Podgorsak, 2005):

$$C = \frac{dE_c}{dm}$$

4. Dosis absorbida. La dosis absorbida  $D$  es una cantidad aplicable a los 2 tipos de radiación previamente vistos. Por lo tanto, ésta se define como la energía media impartida por radiación ionizante en materia de masa  $m$  en un volumen finito  $V$ :

$$D = \frac{\bar{d\varepsilon}}{dm}$$

La energía media impartida  $\bar{\varepsilon}$  es la suma de la energía que entra en un volumen de interés menos la energía del volumen, tomando en cuenta la conversión de masa en energía dentro del volumen. Se utiliza la misma unidad par la dosis que en los casos anteriores, y esta unidad es el Gray (Gy). La unidad antigua es el rad, la cual representaba 100 erg/g (i.e., 1Gy=100 rad) (Podgorsak, 2005).

5. Dosis a un órgano. La dosis a un órgano se define como la dosis media  $D_T$  en un tejido específico u órgano  $T$  del cuerpo humano, dada por:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{\varepsilon_T}{m_T}$$

Donde  $m_T$  es la masa del órgano o tejido  $T$  bajo consideración y  $\varepsilon_T$  es la energía total impartida por la radiación a dicho tejido u órgano (Podgorsak, 2005).

6. Dosis equivalente. El daño biológico a un órgano depende no sólo del promedio físico de dosis recibido por el órgano, sino también del patrón de la distribución de dosis que es resultado del tipo de radiación y la energía. Para la misma dosis a un órgano, la radiación  $\alpha$  o de neutrones causará un mayor daño en comparación con rayos  $\gamma$  o electrones. Esto es debido a los eventos de ionización producidos por la radiación  $\alpha$  o de neutrones, los cuales

estarán mucho más juntos (ya que son radiaciones densamente ionizantes) por lo que hay una probabilidad más alta de daño irreversible a los cromosomas y menos oportunidad de reparación de tejidos.

Consecuentemente, la dosis en los órganos es multiplicada por un factor de peso de radiación  $w_R$  para tomar en cuenta la efectividad de inducir los efectos en la salud de la radiación dada. La cantidad resultante es llamada la dosis equivalente  $H_T$ , la cual se define de la siguiente manera:

$$H_T = w_R D_{T,R}$$

Donde  $D_{T,R}$  es la dosis absorbida entregada por la radiación de tipo  $R$  sobre un tejido u órgano  $T$  y  $w_R$  es el factor de peso de radiación para la radiación de tipo  $R$ . Para los rayos X, rayos  $\gamma$  y electrones,  $w_R = 1$ ; para protones,  $w_R = 5$ ; para partículas,  $w_R = 20$ ; para neutrones,  $w_R$  va de 5 a 20, dependiendo de la energía del neutrón.

La unidad SI para la dosis equivalente es  $J/kg$  y su nombre es el sievert ( $Sv$ ). La unidad antigua es el *rem* y la relación entre estas dos unidades es  $1Sv=100\text{ rem}$ . Por ejemplo, para 5  $Gy$  de dosis de fotones a un órgano, la dosis equivalente es de 5  $Sv$  ó 500 *rem* en las unidades antiguas. Sin embargo, para la misma dosis para neutrones con energía de 20  $keV$ , la dosis equivalente es de 50  $Sv$ , ya que el daño es diez veces mayor.

La dosis a un órgano es una medida de la absorción de energía por unidad de masa promediado sobre el órgano, mientras que la dosis equivalente es una medida del daño biológico consecuente al órgano o tejido (Podgorsak, 2005).

7. Ley del inverso cuadrado de la distancia. En la radioterapia de haz externa, se asume usualmente que las fuentes de fotones son puntuales y que los haces que producen son haces divergentes. Asumamos que tenemos una fuente puntual de fotones  $S$  y un campo cuadrado de lado  $a$  (dando un área  $A=a^2$ ) a una distancia  $f_a$  de la fuente. A una distancia  $f_b$ , el campo tendrá lados de longitud  $b$  (con área  $B=b^2$ ) y se puede relacionar a ambos campos de la siguiente manera (véase la Figura 2):

$$\tan(\beta) = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b}$$

o

$$\frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b}$$

Donde  $\beta$  es el ángulo entre el eje central del haz y el eje geométrico del haz. La fuente de fotones S emite fotones y produce una fluencia de fotones  $\phi_A$  en la distancia  $f_a$  y una fluencia de fotones  $\phi_B$  a la distancia  $f_b$ . Ya que el número de fotones emitidos  $N_{tot}$  que atraviesan el área A es el mismo que el que atraviesa el área B, podemos escribir:

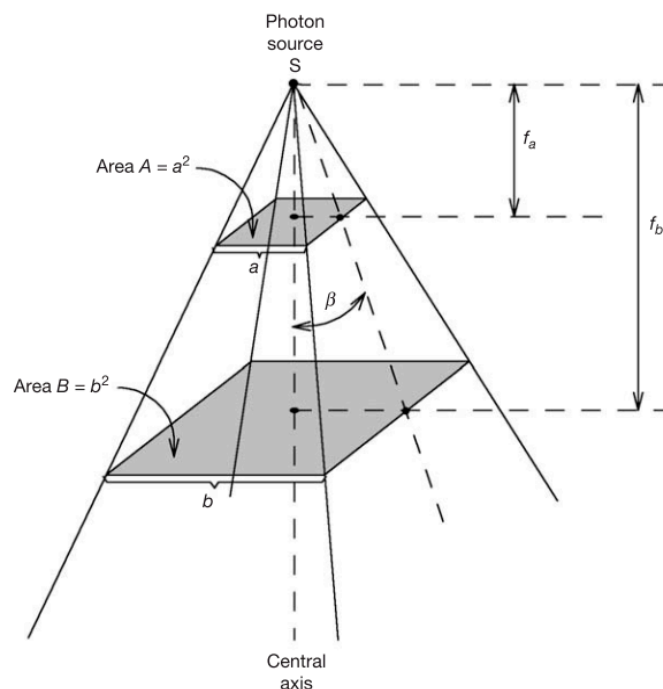
$$N_{tot} = \phi_A A = \phi_B B$$

y entonces:

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{A}{B} = \left(\frac{a}{b}\right)^2 = \left(\frac{f_a}{f_b}\right)^2$$

Por lo que la fluencia de fotones es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la fuente. Ésta es la llamada ley del inverso cuadrado de la distancia (Podgorsak, 2005).

Figura 2: Haz de fotones divergente que se origina en una fuente puntual S.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

8. Penetración de un haz de fotones en un maniquí (fantoma) o paciente. Un haz de fotones que se propaga a través del aire o el vacío está gobernado por la ley del inverso cuadrado de la distancia. Por otro lado, un haz de fotones que se propaga a través de un maniquí (fantoma) o paciente es afectado no sólo por la ley del inverso cuadrado de la distancia, sino también por la atenuación y dispersión del haz de fotones dentro del fantoma o paciente. Estos tres efectos hacen de la deposición de la dosis dentro de un fantoma o paciente un proceso complicado y la determinación de ésta una tarea complicada.

Una medida directa de la distribución de la dosis dentro del paciente es, en esencia, imposible. Sin embargo, para un resultado exitoso del tratamiento de radiación del paciente, es imprescindible que la distribución de la dosis en el volumen irradiado se conozca con precisión y exactitud. Esto se logra usualmente con el uso de varias funciones que relacionan la dosis en un punto arbitrario dentro del paciente con la dosis conocida en el punto de calibración (o de referencia) del haz en el fantoma.

Las funciones son usualmente medidas con detectores de radiación adecuados en fantomas hechos de material equivalentes al tejido. La dosis o tasa de dosis está determinada en el punto de referencia para (o en) los fantomas de agua para un conjunto específico de condiciones de referencia, tales como profundidad, tamaño de campo y distancia fuente superficie (SSD).

Una distribución de dosis típica en el eje central de un haz de fotones de megavoltaje que impacta en el paciente se muestra en la Figura 3. El haz entra en el paciente en la superficie (piel), donde entrega una cierta dosis de superficie  $D_s$ . Debajo de la superficie la dosis incrementa rápidamente primero, llega a un valor máximo a una profundidad  $z_{max}$  y luego disminuye casi exponencialmente hasta que alcanza un valor de  $D_{ex}$  en el punto de salida del paciente (Podgorsak, 2005).

9. Dosis en superficie. Para haces de fotones de megavoltaje, la dosis en superficie es generalmente menor que la dosis máxima, la cual ocurre a una profundidad  $z_{max}$  debajo de la superficie del paciente. En los haces de fotones de megavoltaje, la dosis en superficie depende de la energía del haz y tamaño del campo, por lo que para una energía de haz dada, la dosis en la superficie incrementa con el tamaño del campo. Además, mientras más grande es la energía del haz de fotones, menor será la dosis en la superficie.

La baja dosis en la superficie en comparación con la dosis máxima se refiere usualmente como el efecto de ahorro de la piel y representa una importante ventaja de los haces de megavoltaje por sobre las de ortovoltaje y haces superficiales en el tratamiento de los tumores profundamente asentados.

Los haces de ortovoltaje y superficiales no presentan el efecto de ahorro de la piel, ya que su dosis máxima se produce en la superficie de la piel (es decir, la dosis en la superficie es igual a la dosis máxima para estos haces).

La dosis en la superficie tiene contribuciones provenientes de:

- Fotones dispersados de los colimadores, filtro aplanador y el aire;
- Fotones retrodispersados del paciente;
- Electrones de alta energía producidos por las interacciones de los fotones en el aire y las estructuras de protección en el entorno del paciente (Podgorsak, 2005).

10. Región de Buildup. La región entre la dosis en la superficie (a una profundidad de  $z = 0$ ) y la profundidad de dosis máxima  $z = z_{\max}$  en haces de fotones de megavoltaje es referida como la región de *buildup* de dosis y resulta del rango relativamente largo de partículas secundarias energéticas cargadas (electrones y positrones) que son liberadas primero en el paciente debido a las interacciones de los fotones (efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares), los cuales después depositan su energía cinética en el paciente.

- En la región inmediatamente debajo de la superficie del paciente, la condición de CPE no existe y la dosis absorbida es mucho menor que el KERMA de colisión. Sin embargo, conforme la profundidad  $z$  incrementa, se alcanza el CPE en  $z = z_{\max}$ , donde  $z$  es aproximadamente igual al rango de partículas secundarias cargadas y la dosis se vuelve comparable con el KERMA de colisión.
- Más allá de  $z_{\max}$ , tanto la dosis como el KERMA de colisión decrecen debido a la atenuación de los fotones en el paciente, dando como resultado un CPE transiente de envés de uno verdadero (Podgorsak, 2005).

11. Profundidad de dosis máxima,  $z_{\max}$ . La profundidad de dosis máxima debajo de la superficie del paciente depende de la energía del haz y el tamaño de campo del haz. La

dependencia en la energía del haz es el efecto principal; la dependencia en el tamaño del campo es usualmente ignorada debido a que sólo representa un efecto menor.

Los valores nominales para  $z_{\max}$  van desde cero para haces de rayos X superficiales y de ortovoltaje, 0.5 cm para haces de Cobalto ( $^{60}\text{Co}$ ), hasta 5 cm para haces de 25 MV.

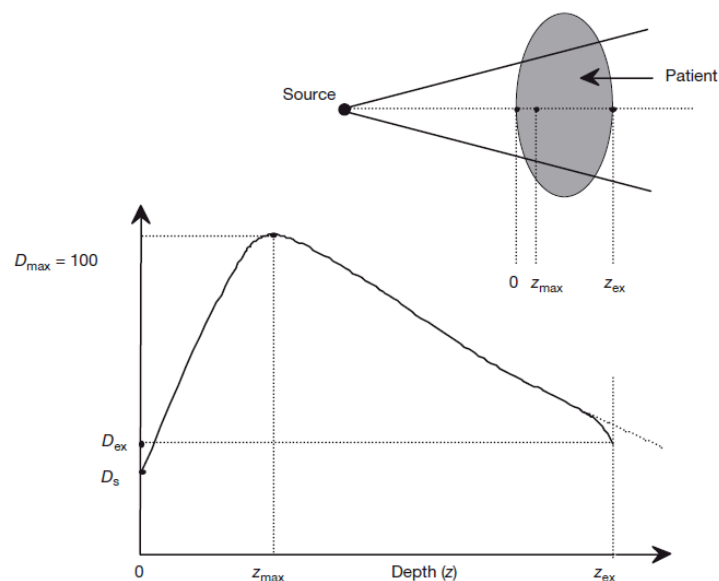
Para una energía de haz dada, el  $z_{\max}$  más grande ocurre para campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . Para campos más grandes que  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , el  $z_{\max}$  decrece debido a los efectos de dispersión del colimador (para unidades de cobalto) y efectos de dispersión de filtro de aplanamiento y de colimador (para los linacs). Para campos más pequeños que  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , el  $z_{\max}$  decrece debido a efectos de dispersión del fantoma (Podgorsak, 2005).

Tabla 3: Profundidades típicas de dosis máxima  $z_{\max}$  para varias energías de haces de fotones, con un tamaño de campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

	<i>Superficial</i>	<i>Ortovoltaje</i>	<i>Co60</i>	<i>4 MV</i>	<i>6 MV</i>	<i>10 MV</i>	<i>18 MV</i>	<i>25 MV</i>
$z_{\max} \text{ (cm)}$	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

(Hernández; 2009)

Figura 3: Deposición de dosis de un haz de fotones de megavoltaje dentro de un paciente.  $D_{\max}$  es la dosis máxima que usualmente se normaliza a 100, lo cual nos da como resultado una curva referida como la distribución del porcentaje de dosis en profundidad (PDD). La región entre  $z = 0$  y  $z = z_{\max}$  es usualmente referida como la región de buildup.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

12. Tamaño de campo de haz de radiación. Los haces utilizados en la radioterapia tienen distintas formas que usualmente representan un compromiso entre la forma actual del objetivo y la necesidad de la simplicidad y eficiencia en la conformación del haz. Se utilizan cuatro grupos generales de formas de campo en la radioterapia: cuadrados, rectangulares, circulares e irregulares.

Los campos cuadrados y rectangulares son usualmente producidos con colimadores instalados en las máquinas de radioterapia; los circulares con colimadores especiales adjuntados en la máquina; y los campos irregulares con bloques de protección hechos especialmente o con colimadores multiláminas (MLC) adjuntos a la máquina de tratamiento.

Para cualquier campo de radiación arbitrario, un campo cuadrado o circular equivalente puede ser encontrado, lo cual quiere decir que el campo arbitrario y el campo cuadrado o circular van a estar caracterizados con parámetros y funciones de haz similares que son de importancia a la dosimetría de radiación.

Un campo rectangular arbitrario de lados  $a$  y  $b$  va a ser aproximadamente equivalente a un campo cuadrado de radiación equivalente de lados  $a_{eq}$  cuando ambos campos tienen la misma proporción de área/perímetro (regla de Day):

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}}$$

ó

$$a_{eq} = \frac{2ab}{a+b}$$

Un campo cuadrado arbitrario de lados  $a_{eq}$  va a ser equivalente a un campo circular de radio  $r_{eq}$  cuando ambos campos tienen la misma área (Podgorsak, 2005):

$$a_{eq}^2 = \pi r_{eq}^2$$

ó

$$r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}}$$

13. Factor de colimador. La exposición en el aire, el KERMA del aire y la *dosis a una masa pequeña del medio en aire* en un punto dado P en el aire contienen contribuciones de dos componentes: primaria y de dispersión.

- El componente primario es el componente mayor; proviene directamente de la fuente y no depende del tamaño del campo.
- El de dispersión representa un componente menor pero no despreciable; consiste de fotones dispersos al punto P, principalmente del colimador pero también posiblemente del aire y del filtro aplanador de un linac. El componente de dispersión depende del tamaño del campo  $A$  (el cual se ajusta con el colimador): mientras más grande es el tamaño del campo, más grande será la superficie del colimador disponible para dispersar y, en consecuencia, habrá una componente más grande de dispersión.

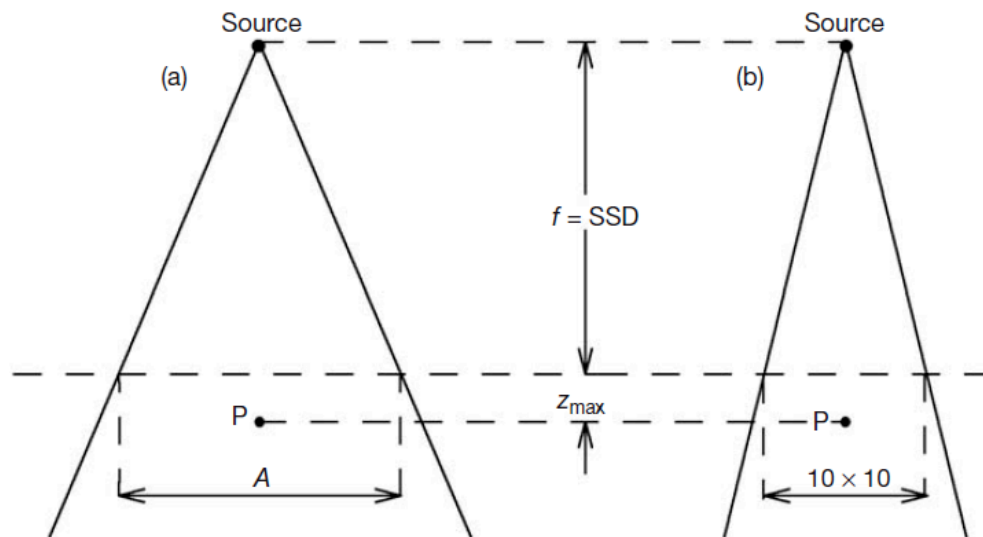
La exposición en el aire  $X$ , el KERMA del aire en el aire  $(K_{air})_{air}$  y la *dosis a una masa pequeña del medio en aire*  $D'_{med}$  dependen del tamaño del campo  $A$  y un parámetro referido como el factor de colimador CF. El CF se define como:

$$CF(A, hv) = \frac{D'(A, hv)}{D'(10, hv)}$$

donde  $D'(10, hv)$  es la dosis medida en un medio en aire para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , el cual es el campo de referencia.

El CF es normalizado a 1 para el campo nominal de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a la SSD nominal de la máquina de tratamiento. Éste será mayor que 1 para los campos  $A$  que excedan los  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y menor que 1 para los campos  $A$  que sean más pequeños que  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (Podgorsak, 2005).

Figura 4: Geometría de la medición del  $CF(A, hv)$ . La dosis a una masa pequeña de agua se mide en el punto P en el aire: en (a) se muestra la medida de  $D'(A, hv)$ , con un tamaño de campo  $A$  y (b) muestra la medida de  $D'(10, hv)$  con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

14. Factor de dispersión máxima (PSF). La dosis a una masa pequeña del medio  $D'_p$  es medida con el material justo alrededor del punto de interés P para proveer de esta forma el equilibrio electrónico.  $D'_p$  está relacionada con  $D_p$ , la dosis en  $z_{\text{max}}$  en un fantoma en el punto P, por medio del PSF de la siguiente manera:

$$PSF(A, hv) = \frac{D_p(z_{\text{max}}, A, f, hv)}{D'_p(A, hv)}$$

donde  $f$  es la SSD de medición.

Para fotones de baja energía, tendremos que  $z_{\text{max}} = 0$ , el punto P estará en la superficie y el PSF es referido como el factor de retrodispersión. El PSF depende en el tamaño del campo  $A$ , así como en la energía del haz de fotones  $hv$  y nos devuelve el factor por el cual la dosis de radiación en el punto P en el aire se incrementa por la radiación dispersada al punto P por el fantoma o paciente.

Los valores típicos para el PSF van de 1 para campos pequeños de haces de megavoltaje, 1.054 para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en un haz de cobalto, 1.10 para un campo de  $50 \times 100$

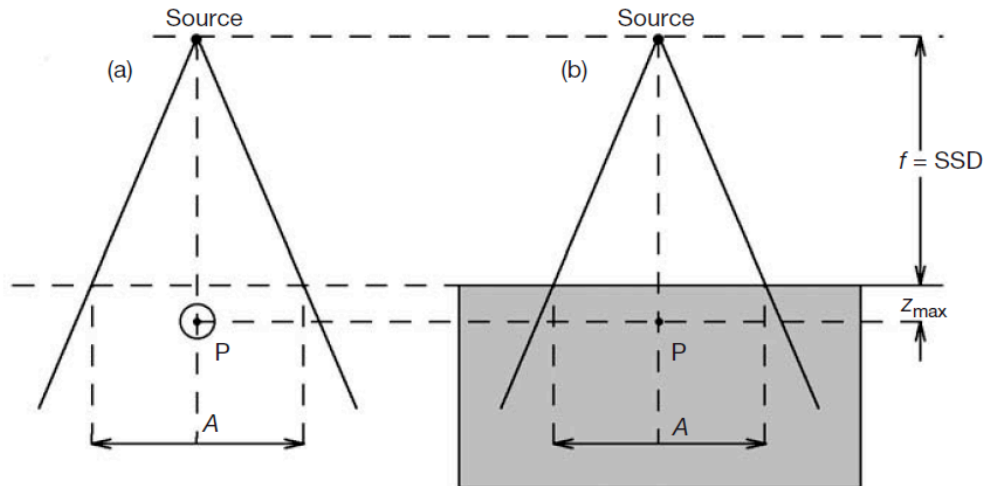
$cm^2$  en un haz de cobalto (utilizado para la irradiación total de cuerpo (TBI)), hasta 1.50 para un campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  para rayos X de ortovoltaje.

El factor de dispersión SF (a veces referido como el PSF relativo) para un campo A se define como la proporción:

$$SF(A, hv) = \frac{PSF(A, hv)}{PSF(10, hv)}$$

lo cual representa al PSF normalizado a 1 para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (Podgorsak, 2005).

Figura 5: Geometría de la medición del PSF en el punto P. (a) La medición de  $D_p^*$ ; (b) la medición de  $D_p$ . El tamaño del campo A es el mismo en ambos casos.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

15. Factor de dosis relativo (Output factor). Para un haz de fotones dado a una SSD dada, el ritmo de dosis en un punto P (a una profundidad  $z_{\max}$  en un fantoma) depende en el tamaño del campo A; mientras más grande sea el campo, más grande será la dosis. El factor relativo de dosis (RDF) se define como la razón de  $D_p(z_{\max}, A, f, hv)$ , la dosis en P en un fantoma para campo A, a  $D_p(z_{\max}, 10, f, hv)$ , la dosis en P en un fantoma para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ :

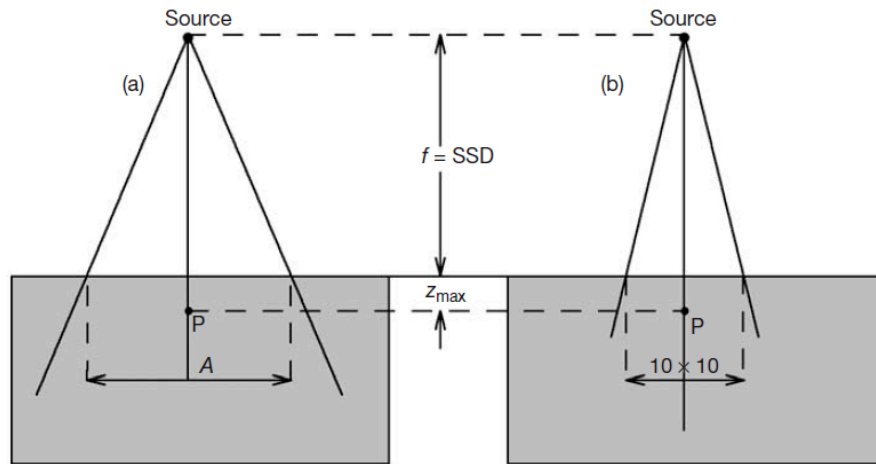
$$RDF(A, hv) = \frac{D_p(z_{\max}, A, f, hv)}{D_p(z_{\max}, 10, f, hv)}$$

De las definiciones básicas del CF y del SF, podemos escribir al RDF como el siguiente producto:

$$RDF(A, hv) = \frac{D'_P(A, hv)PSF(A, hv)}{D'_P(10, hv)PSF(10, hv)} = CF(A, hv)SF(A, hv)$$

lo cual nos indica que el  $RDF(A)$  contiene dos componentes: dispersión del colimador y dispersión del fantoma o paciente (Podgorsak, 2005).

Figura 6: Geometría de la medición del  $RDF(A)$ . La dosis en el punto  $P$  en  $z_{\max}$  en un fantoma es medida con un campo  $A$  en (a) y con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en (b).



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

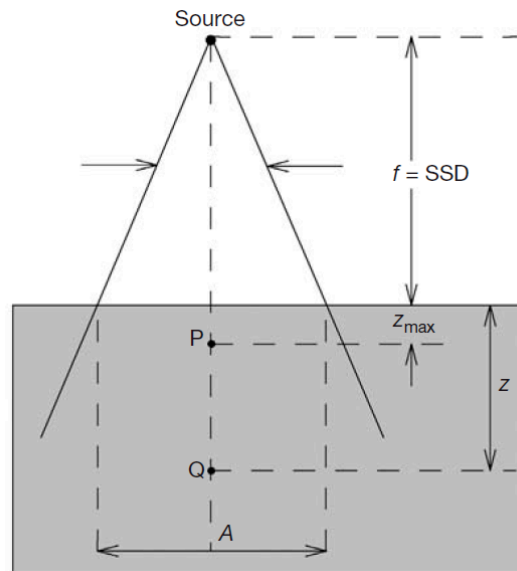
16. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD). Las distribuciones de dosis dentro del paciente o fantoma son usualmente normalizadas a  $D_{\max} = 100\%$  en la profundidad de dosis máxima  $z_{\max}$  y son luego referidas como las distribuciones de PDD. Se define, entonces, al PDD de la siguiente manera:

$$PDD(z, A, f, hv) = 100D_Q / D_P = 100\dot{D}_Q / \dot{D}_P$$

donde  $D_Q$  y  $\dot{D}_Q$  son, respectivamente, la dosis y ritmo de dosis en el punto  $Q$  a una profundidad  $z$  en el eje central del fantoma o paciente y  $D_P$  y  $\dot{D}_P$  son, respectivamente, la

dosis y ritmo de dosis en el punto  $P$  a una profundidad  $z_{\max}$  en el eje central del fantoma o paciente.

Figura 7: Geometría de la medición y definición del PDD. El punto  $Q$  es un punto arbitrario a una profundidad  $z$  en el eje central del haz; el punto  $P$  representa el punto de dosis específica en  $z = z_{\max}$  en el eje central del haz.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

El PDD depende de cuatro parámetros: profundidad  $z$  en un fantoma; el tamaño del campo  $A$ ; la distancia fuente superficie SSD (usualmente designada por  $f$ ); y la energía  $h\nu$  del haz de fotones. Los valores del PDD van desde 0 cuando  $z \rightarrow \infty$  hasta 100 cuando  $z = z_{\max}$ .

Como vimos en la Figura 3, para  $A, f$  y  $h\nu$  constantes, el PDD incrementa de la superficie hasta  $z = z_{\max}$  y luego decrece conforme  $z$  aumenta. La profundidad de dosis máxima y la dosis de superficie dependen en la energía del haz; mientras más grande es el haz de energía, más grande será la profundidad de dosis máxima y será menor la dosis en la superficie.

Usualmente, los PDD para los haces de radioterapia son tabulados para campos cuadrados. Sin embargo, la mayoría de los campos utilizados en la radioterapia son rectangulares o de forma irregular. El concepto de cuadrados equivalentes es usado para determinar el campo cuadrado que sería equivalente al campo rectangular o irregular dado (Podgorsak, 2005).

17. Razón de tejido-fantoma (TPR) y razón máxima de tejido (TMR). El concepto de razón tejido-fantoma (TPR) fue introducido para ser usado en configuraciones isocéntricas de megavoltaje. El TPR se define como:

$$TPR(z, A_Q, hv) = D_Q / D_{Qref}$$

donde  $D_Q$  es la dosis en un fantoma en un punto arbitrario  $Q$  en el eje central del haz y  $D_{Qref}$  es la dosis en un fantoma en una profundidad de referencia  $z_{ref}$  (típicamente 5 o 10 cm) en el eje central del haz. La geometría de la medición de las dosis  $D_Q$  y  $D_{Qref}$  se muestra en la Figura 8.

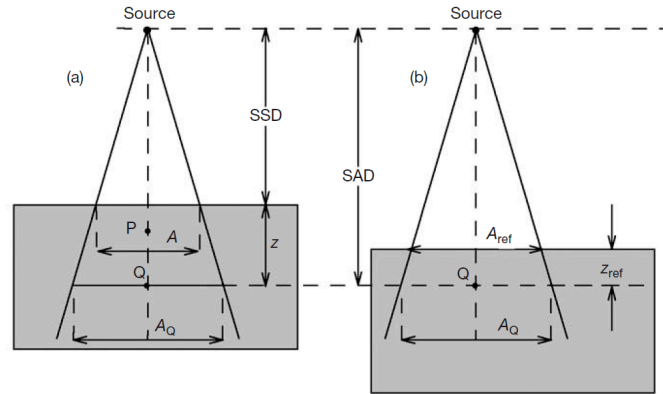
Un TPR especial fue definido para cuando la profundidad de referencia  $z_{ref}$  fuese igual a la profundidad de dosis máxima  $z_{max}$ , el cual es referido como la razón 'maxima de tejido (TMR), la cual se define como:

$$TMR(z, A_Q, hv) = D_Q / D_{Qmax}$$

donde  $D_Q$  es la dosis en el punto  $Q$  a una profundidad  $z$  en el fantoma y  $D_{Qmax}$  es la dosis en el punto  $Q$  en  $z_{max}$ . La geometría de la medición del TMR es la misma que en la Figura 8, con la única diferencia de que  $z_{ref}$  es ahora  $z_{max}$ .

- De igual forma que el TAR, el TPR y el TMR dependen de tres parámetros:  $z$ ,  $A_Q$  y  $hv$ , pero no dependen del SAD o del SSD.
- El rango de TMR va de 0 para  $z \rightarrow \infty$  a 1 para  $z = z_{max}$  (i.e.,  $0 \leq TMR(z, A_Q, hv) \leq 1$ ).
- Para  $A_Q$  y  $hv$  constantes, el TMR decrece conforme  $z$  aumenta.
- Para  $z$  y  $hv$  constantes, el TMR aumenta conforme  $A_Q$  aumenta.
- Para  $z$  y  $A_Q$  constantes, el TMR aumenta conforme  $hv$  aumenta (Podgorsak, 2005).

Figura 8: Geometría de la medición del  $\text{TPR}(d, A_Q, hv)$ . (a) La geometría de la medición de  $D_Q$  a una profundidad  $z$  en un fantoma. (b) La geometría de la medición de  $D_{Q_{ref}}$  a una profundidad  $z_{ref}$  en un fantoma. La distancia entre la fuente y el punto de medición, así como el tamaño del campo en el punto de medición, son iguales para (a) y (b).



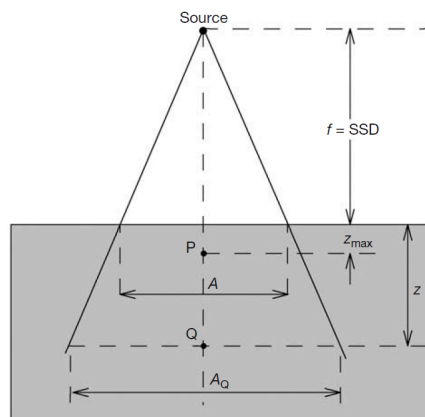
(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

18. Relación entre el  $\text{TMR}(z, A_Q, hv)$  y el  $\text{PDD}(z, A, f, hv)$ . Como vemos en la Figura 9, se puede conseguir una simple relación de las definiciones básicas entre el  $(z, A_Q, hv)$  y el  $\text{PDD}(z, A, f, hv)$  correspondiente de las definiciones básicas que gobiernan a ambas funciones, las cuales son (Podgorsak, 2005):

$$\text{TMR}(z, A_Q, hv) = D_Q / D_{Q_{\max}}$$

$$\text{PDD}(z, A, f, hv) = 100 D_Q / D_P$$

Figura 9: Geometría de la derivación de la relación entre  $\text{PDD}(z, A, f, hv)$  y  $\text{TMR}(z, A_Q, hv)$ .

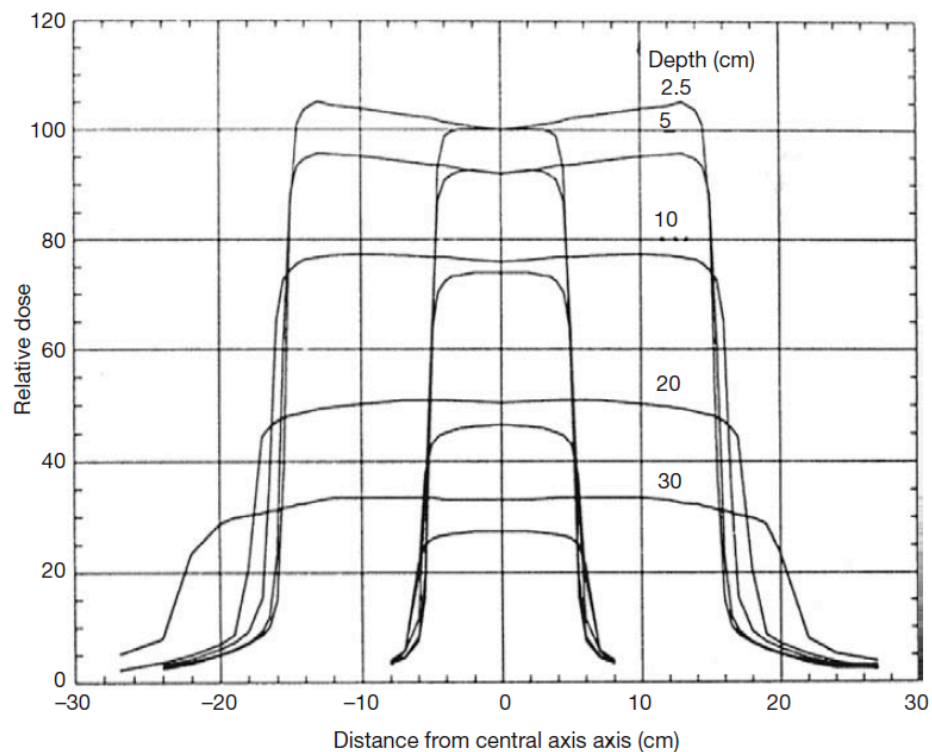


(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

19. Perfiles de haces. La distribución de la dosis a lo largo del eje central del haz da sólo una parte de la información requerida para una descripción precisa de la dosis dentro del paciente. La distribución de la dosis en 2D y 3D son determinadas juntando la distribución de dosis en el eje central y los perfiles transversales de la dosis (o perfiles de la dosis fuera del eje) (Hernández; 2009).

En la forma más simple, la información o dato transversal son dados con perfiles de haces medidos perpendicularmente al eje central del haz a una profundidad dada en un fantoma. Las profundidades de medición son típicamente en  $z_{\max}$  y 10 cm para la verificación de conformidad con las especificaciones de la máquina, además de otras profundidades requeridos para el uso del sistema planificador de tratamiento (TPS por sus siglas en inglés) en el departamento.

Figura 10: Perfiles de haces medidos a distintas profundidades en agua para dos tamaños de campo ( $10 \times 10$  y  $30 \times 30 \text{cm}^2$ ) para un haz de 10 MV de rayos X.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

Los perfiles de haces de megavoltaje de rayos X consisten de tres distintas regiones: central, penumbra y umbra:

- La región central representa la porción central del perfil que se extiende desde el eje central del haz dentro de 1 – 1.5 cm de los bordes de los campos geométricos del haz. El tamaño del campo geométrico, indicado por el campo de luz óptica, se define generalmente como la separación entre el 50% de los puntos de dosis en el perfil del haz. Para los aceleradores lineales (linacs por sus siglas en inglés), la región central del perfil del haz se ve afectada por la energía de los electrones que chocan con el grueso del objetivo, por el número atómico del objetivo y por el filtro aplanador del número atómico y figura geométrica.
- La penumbra está definida en la región que se encuentra entre el 20% y el 80% de la dosis relativa del perfil. Los campos tienen penumbra izquierda y penumbra derecha. En esta región, la dosis cae rápidamente y depende de los colimadores, del tamaño de la fuente emisora de radiación y del desequilibrio electrónico lateral. La dosis cae alrededor de los bordes del haz en forma sigmoidea y se extiende bajo las quijadas de los colimadores dentro de la región de penumbra, contribuyendo a la dosis en esta región (penumbra de dispersión). La penumbra total está formada por la penumbra física, la de transmisión y la penumbra geométrica. La penumbra física depende de la energía del haz, tamaño de la fuente, SSD, distancia del colimador a la fuente y la profundidad en el maniquí o fantoma.
- Umbra es la región fuera del campo de radiación, lejos de los bordes de los campos. La dosis en esta región es generalmente baja y resulta de la radiación transmitida a través del colimador y blindaje del cabezal.

La uniformidad del perfil de la dosis se mide generalmente por un escaneo a lo largo del centro de los dos ejes principales para distintas profundidades en un maniquí de agua. Se determinan dos parámetros que cuantifican la uniformidad del campo: planitud del campo (haz) y la simetría del campo (haz), los cuales veremos a continuación (Podgorsak; 2005).

20. Planitud de haces. La planitud  $F$  del haz se calcula al encontrar los valores puntuales de la dosis máxima,  $D_{\max}$ , y la dosis mínima,  $D_{\min}$  de un perfil de haz dentro del 80% del ancho del haz, utilizando luego la relación:

$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}}$$

Las especificaciones estándares de los linacs requieren generalmente que  $F < 3\%$  cuando es medido en un fantoma de agua a una profundidad de 10 cm y un SSD de 100 cm para el tamaño de campo disponible más grande (usualmente es  $40 \times 40 \text{cm}^2$ ) (Podgorsak; 2005).

21. Simetría de haces. La simetría  $S$  del haz es usualmente determinada en  $z_{\max}$ , el cual representa la profundidad más sensible para la evaluación de este parámetro de la uniformidad del haz. Una especificación típica de simetría es que cualesquiera dos puntos de dosis en un perfil de haz, equidistantes del punto central del eje, estén dentro del 2% de cada uno. De forma alternativa, se determinan las áreas debajo del  $z_{\max}$  del perfil del haz en cada lado (izquierda y derecha) del eje central, extendiéndose hasta el 50% del nivel de la dosis (normalizado a 100% en el punto del eje central) y  $S$  se calcula de la siguiente forma:

$$S = 100 \times \frac{\text{area}_{\text{izq}} - \text{area}_{\text{der}}}{\text{area}_{\text{izq}} + \text{area}_{\text{der}}}$$

Las áreas debajo de los perfiles de  $z_{\max}$  pueden ser determinadas, de una manera práctica, al tener impreso al perfil del haz en un papel cuadrículado y utilizar un planímetro o, simplemente, contar los cuadros que éste ocupa (Podgorsak; 2005).

22. Distribución de isodosis en fantomas de agua. Las características físicas de los haces de radiación son generalmente medidos en fantomas bajo las siguientes condiciones estándar:

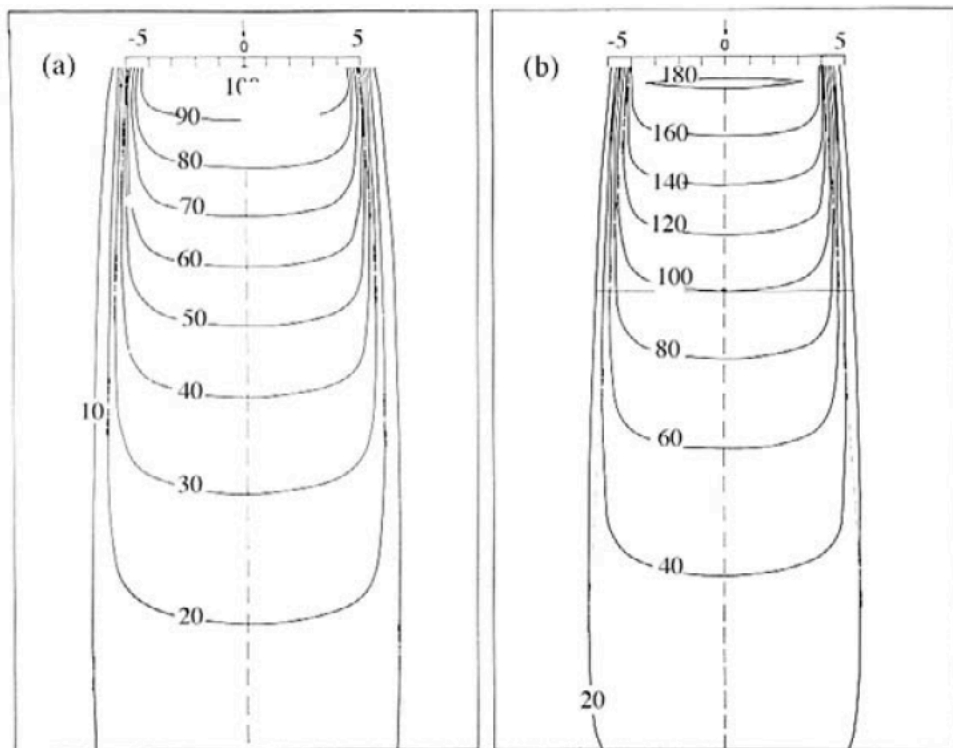
- Que el fantoma sea homogéneo y de densidad unitaria;
- Que el fantoma tenga una superficie plana;
- Que haya una incidencia perpendicular del haz en el fantoma.

Las curvas de isodosis dan información de cómo se distribuye la radiación a lo largo del eje central (conforme a la profundidad) y a lo ancho del campo en diferentes profundidades (todo presentado en una misma carta de isodosis). La gráfica de isodosis de un haz dado consiste de una familia de curvas de isodosis que son usualmente dibujados para incrementos regulares de PDD. Se utilizan dos convenciones de normalización:

- Para configuraciones de SSD, todos los valores de isodosis son normalizados a 100 en el punto P en el eje central del haz.
- Para configuraciones de SAD, los valores de isodosis son normalizados a 100 en el isocentro.

Por lo tanto, las gráficas de isodosis para una configuración de SSD son gráficos de los valores de PDD, mientras que las gráficas de isodosis para una configuración de SAD son gráficos de los valores de TAR o TMR.

Figura 11: Curvas de isodosis para un haz de rayos  $\gamma$  de  $^{60}\text{Co}$ : (a) para una configuración de SSD ( $A = 10 \times 10\text{cm}^2$ ;  $SSD = 80\text{cm}$ ) y (b) para una configuración de SAD ( $A_0 = 10 \times 10\text{cm}^2$ ,  $SAD = 100\text{cm}$ ; profundidad de isocentro =  $10\text{cm}$ ).



(Imagen tomada de Podgorsak, A.; 2005).

Cerca de los bordes del haz en la región de penumbra, la dosis disminuye rápidamente con la distancia lateral desde el eje del haz central. Esta caída de dosis es causada por la penumbra geométrica y por la disminución de la dispersión por el lado. Fuera de los límites geométricos del haz y la penumbra, la variación en la dosis es el resultado de tres componentes:

- i. La dispersión del campo de radiación;
- ii. Las fugas a través de las mandíbulas del colimador y la caja de la cabeza de la máquina;
- iii. La dispersión del sistema de colimación.

Los parámetros que afectan a la distribución de isodosis de un haz son la calidad del haz, el tamaño de la fuente de radiación, la colimación del haz, el tamaño del campo, SSD y la distancia de la fuente al colimador. Además de medir las gráficas de isodosis con cámaras de ionización, detectores de estado sólido, film radiográfico estándar y film radiocrómico, se pueden generar a éstas por medio de cálculos utilizando varios algoritmos para el planeamiento del tratamiento, i.e., con sistemas de planificación (TPS) comerciales.

El tratamiento por medio de un haz individual de fotones rara vez se usa, excepto para los tumores superficiales. Los tumores profundos generalmente se tratan con una combinación de dos o más haces a fin de lograr una distribución de dosis aceptable dentro del tumor y los tejidos normales circundantes. Como regla general, la dosis en el tumor es más alta que la dosis en los tejidos normales circundantes y la distribución de la dosis dentro del tumor debe de ser homogénea, dentro del 7% y -5% de la dosis prescrita, si es que es posible (Podgorsak; 2005).

23. Número de CT. Debido a que los fotones de megavoltaje interactúan principalmente con el tejido por medio de las interacciones de Compton, el cálculo de la dosis para los pacientes requiere del uso de las densidades de electrones relativas. Una de las más grandes ventajas de las tomografías computarizadas (CT) es que se puede obtener la densidad relativa de electrones para los tejidos de interés de la información de los escaneos. Las imágenes obtenidas por un escáner CT son una matriz de números  $HU$ , los cuales se definen como:

$$HU = 1000 \times \left( \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right)$$

Donde  $\mu$  es el coeficiente de atenuación lineal del vóxel de interés y  $\mu_w$  es el coeficiente de atenuación lineal del agua. Con los números de Hounsfield, definimos a los números de CT de la siguiente manera:

$$\#CT = HU + 1000 = 1000 \times \left( \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right) + 1000 = 1000 \times \left( \frac{\mu}{\mu_w} \right)$$

Nótese que ambas definiciones son aplicables solamente el caso de que el haz incidente sea monoenergético. En el CAT3D, el número CT aparece como la letra P.

En la práctica, los coeficientes de atenuación lineales obtenidos por el escáner CT provienen de un proceso de reconstrucción en el que se aplican procedimientos correctores que tratan de conseguir que el haz tenga un comportamiento monoenergético (Martínez; 2002).

24. Histogramas de dosis-volumen (DVH). Un plan de tratamiento en 3D consiste en la información de la distribución de la dosis en una matriz de puntos en 3D sobre la anatomía del paciente. Los DVH resumen la información contenida en la distribución de la dosis en 3D y son herramientas poderosas para la evaluación cuantitativa de los planes de tratamiento.

En su forma más simple, un DVH representa una distribución de frecuencia de los valores de la dosis con un volumen definido que puede ser el PTV en sí (*Planned Treatment Volume*; véase la sección F.1.d.) o un órgano en específico en la vecindad del PTV. De envés de desplegar la frecuencia, los DVH son usualmente desplegados en la forma de “porcentaje de volumen del volumen total” en las ordinales versus la dosis en la abscisa.

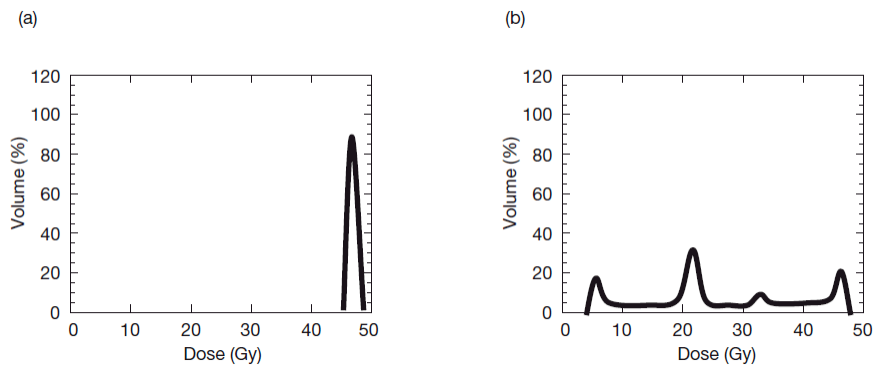
Hay dos tipos de DVH que se encuentran en uso:

- DVHs directos (o diferenciales)
- DVHs cumulativos (o integrales)

El principal inconveniente de los DVH es la pérdida de información espacial que resulta de la condensación de los datos cuando se calculan los DVHs (Podgorsak; 2005).

a. Histogramas de dosis-volumen directos. Para crear un DVH, la computadora suma el número de vóxeles con una dosis promedio dentro de un rango dado y grafica el volumen resultante (o, más frecuentemente, el porcentaje del volumen total del órgano) como una función de la dosis. El DVH ideal para un volumen objetivo sería una columna simple indicando que el 100% del volumen recibe la dosis prescrita. Para una estructura crítica, el DVH puede contener varios picos, indicando que distintas partes del órgano reciben distintas dosis

Figura 12: DVHs diferenciales para un plan de tratamiento de cuatro campos para la próstata para a) el volumen objetivo y b) el recto. El DVH diferencial del objetivo ideal serían picos infinitamente estrechos en la dosis objetivo para el PTV y 0 Gy para la estructura clínica.



(Imagen tomada de Podgorsak, A.; 2005).

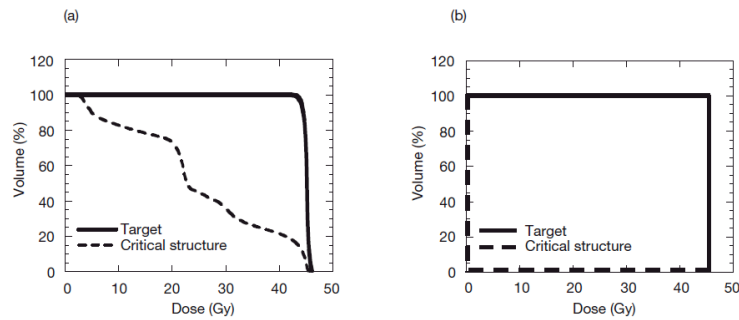
b. Histogramas de dosis-volumen cumulativos. Tradicionalmente, los médicos han buscado responder preguntas tales como: “¿Qué tanto del objetivo es cubierto por la línea del 95% de isodosis?” En la planeación de tratamientos en 3D, la respuesta a este tipo de preguntas no puede ser extraída directamente de un DVH directo, ya que sería necesario determinar el área debajo de la curva para todos los niveles de dosis arriba del 95% de la dosis prescrita. Por esta razón, los despliegues de los DVH cumulativos son más populares.

- La computadora calcula el volumen del objetivo (o estructura crítica) que recibe al menos la dosis dada y grafica este volumen (o porcentaje de volumen) versus la dosis.
- Todas las gráficas de los DVH cumulativos comienzan al 100% del volumen para 0 Gy, ya que todo el volumen recibe al menos ninguna dosis.

Para los mismos órganos indicados en la Figura 12, la Figura 13 muestra el DVH cumulativo respectivo (ambas estructuras se muestran en la misma gráfica). Mientras mostrar el porcentaje de volumen versus la dosis es más popular, es útil en algunas circunstancias graficar el volumen absoluto versus la dosis. Por ejemplo, si un escaneo de CT no cubre el volumen entero de un órgano y el volumen sin escanear recibe muy

poca dosis, entonces un DVH que muestre el porcentaje de volumen versus la dosis para dicho órgano estaría perjudicado, indicando que un porcentaje mayor del volumen recibe dosis. (Podgorsak; 2005).

Figura 13: DVHs cumulativos para el mismo plan de tratamiento que en la Figura 12. El DVH cumulativo ideal se muestra en b).



(Imagen tomada de Podgorsak, A.; 2005).

#### D. Radioterapia utilizando Acelerador Lineal

La invención de la unidad de teleterapia de Co-60 por H. E. Johns en Canadá cerca de 1950 dio un gran refuerzo en cuestiones de producción de fotones de alta energía y colocó a la unidad de cobalto al frente de la radioterapia por varios años. Sin embargo, el desarrollo de aceleradores lineales para uso médico ha desplazado a las unidades de cobalto. Estos, con su diseño compacto y eficiente, hoy en día los aceleradores ofrecen excelente versatilidad para su uso en radioterapia, por su montaje isocéntrico y por proveer rayos X o electrones de megavoltaje, con un amplio rango de energías (Hernández; 2009).

Los aceleradores lineales para uso médico (conocidos como linac) aceleran electrones a energías de 4 a 25 MeV, usando campos de radiofrecuencias RF (microondas) en el rango de  $10^3$  MHz (banda L) a  $10^4$  MHz (banda X). A continuación veremos de manera más profunda los linac, así como los elementos asociados que se utilizan para modificar el haz de radiación.

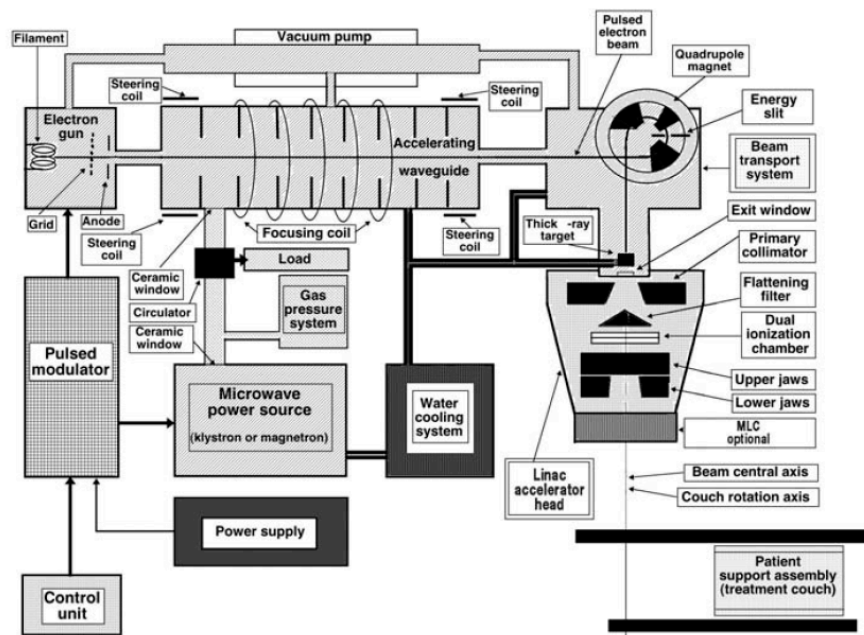
1. Acelerador lineal para uso clínico – Linac. Existen distintos tipos de linac disponibles para uso clínico. Algunos proveen rayos X en el rango de megavoltaje bajo (4 o 6 MV), mientras otros proveen tanto rayos X como electrones a varios niveles de energía. Un típico linac moderno provee dos energías de fotones (6 y 18 MV) y varios niveles de energía de electrones (e.g. 6, 9, 12, 16 y 22 MeV) (Podgorsak; 2005). El acelerador utilizado en la

Clínica de Radioterapia La Asunción es el modelo CLINAC 1800, marca Variant. Opera con las modalidades de Rayos X (6 y 18 MV) y Electrones (6, 9, 12, 16 y 20 MeV).

En un linac, los electrones son acelerados siguiendo trayectorias rectas en estructuras especiales al vacío, llamadas guías de onda. La fuente de potencia de los campos de RF usada para acelerar los electrones en la guía de onda son producidos en magnetrones y klystrons. Los linacs están montados regularmente de manera isocéntrica (de manera que el blanco puede girar alrededor de un eje de rotación). Los sistemas de operación de un linac están distribuidos en cinco secciones distintas de la máquina (véase la Figura 12):

- Gantry
- Soporte del gantry
- Modulador
- Mesa de tratamiento (o camilla)
- Consola de control

Figura 14: Esquema básico de un linac.



(Imagen obtenida de Podgorsak, E.; 2005).

La longitud de la guía de onda del acelerador depende de la energía cinética final de los electrones y su rango va de aproximadamente 30 cm en 4 MeV a 150 cm en 25 MeV. Los componentes que conducen el haz de electrones de los linac modernos están agrupados en seis categorías:

- a) Sistema de inyección
- b) Sistema de generación de potencia de RF
- c) Guía de onda
- d) Sistema auxiliar
- e) Sistema de transporte de haz
- f) Sistema de colimación y monitoreo del haz

a. Cabezal del linac. El cabezal del linac contiene componentes que influyen en la producción, forma, localización y monitoreo del haz de fotones o electrones para uso clínico.

Los componentes típicos de linac de cuarta o quinta generación incluyen:

- Blancos retractables
- Filtros aplanadores y láminas dispersoras de electrones
- Colimadores primarios y secundarios
- Cámaras de ionización de transmisión
- Luz de campo y telémetro
- Otros accesorios opcionales como cuñas dinámicas, colimador MLC, IMRT, etc.

Los haces de fotones son producidos con una combinación de un blanco y filtro aplanador. Después de desviar la trayectoria del haz con el imán (bending magnet), se hacen chocar los electrones con el blanco para obtener los rayos X. Debido a que los electrones viajan como un haz muy fino, los rayos X producidos tienen mayor concentración en el centro y menos a los lados (siguiendo la campana de Gauss). Para aplanar el haz, se utiliza el filtro aplanador (Hernández; 2009).

Para los haces de electrones se retira el blanco y el filtro aplanador del haz fino de electrones proveniente de la guía de onda, lo que provoca una dispersión de los electrones que vienen de la guía de onda como un haz muy fino, así como reflectar y hacer un barrido magnético del haz fino de electrones para cubrir el tamaño de campo requerido.

El colimador primario define un campo circular máximo, el cual es truncado por los colimadores secundarios que son colimadores rectangulares que consisten en dos colimadores: dos mandíbulas longitudinales (superior e inferior) y dos mandíbulas laterales

(derecha e izquierda) independientes y ajustables, que producen campos cuadrados y rectangulares con una dimensión máxima de  $40 \times 40 \text{cm}^2$  en el isocentro del linac.

Las cámaras de ionización duales son usadas para monitorear la salida del haz de fotones o electrones, así como la planitud y simetría transversal. Para la seguridad del paciente, se colocan dos cámaras monitoras de manera tal que una funciona como seguridad de la otra. Los requerimientos de éstas cámaras son:

- Que tengan el efecto mínimo en el haz de fotones o electrones
- Su respuesta sea independiente de la temperatura y presión del ambiente (muchos linacs utilizan cámaras selladas para satisfacer ésta condición)
- Que puedan operar en condiciones de saturación

La cámara de ionización primaria miden en unidades monitoras (UM). Se suele ajustar la sensibilidad de la cámara y el electrómetro de manera que 1 UM corresponda a 1 cGy (centigray) de dosis entregado a un maniquí de agua en la profundidad del máximo de dosis en el eje central, cuando se irradia con un campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  a una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm.

Media vez se alcancen las UM preestablecidas, el circuito asociado a la cámara primaria corta la irradiación al paciente. Antes de iniciar una nueva irradiación, es necesario resetear la cámara de ionización. Además, no es posible seguir irradiando hasta que se hayan seleccionado otras UM.

Todos los linacs deben de estar equipados con un sistema de monitoreo que despliega continuamente el ritmo de dosis al isocentro de la máquina y que detiene al haz cuando el ritmo de dosis medido excede el doble del máximo especificado por la descripción técnica de la máquina (Podgorsak; 2005).

La luz de campo del cabezal del linac, así como el telémetro, sirven para tener un método visual del lugar donde incidirá el haz de radiación. Estos se utilizan durante el posicionamiento del paciente. La luz de campo ilumina el área que debe coincidir con el campo de radiación del paciente, mientras que el telémetro es utilizado para proyectar la distancia fuente-piel del tratamiento.

En los aceleradores el isocentro suele estar a 100 cm de distancia fuente superficie (SSD). Es a esta distancia donde está definido el tamaño de campo a utilizar en el tratamiento del paciente (Podgorsak; 2005).

Figura 15: Linac utilizado en la Clínica de Radioterapia La Asunción asociada a Radiation Therapy Services; marca Varian, modelo Clinac 1800.



2. Cerrobend. El cerrobend, o metal de Wood, es una aleación que tiene un punto de fusión bajo de aproximadamente 70°C. Está compuesto, por peso, de 50% bismuto, 26.7% plomo, 13.3% estaño y 10% cadmio. Se utiliza para fabricar los bloques de protección para cada paciente, de acorde al número de campo que se esté aplicando. Estos bloques son fabricados en bandejas delgadas y gruesas de acrílico. Las bandejas (o placas) se colocan en el cabezal del gantry, donde también se puede colocar las cuñas (Figura 9) (Porres; 2011).

Figura 16: Bloque de cerrobend en la cabeza del gantry del linac marca Varian, modelo Clinac 1800, para la conformación del haz de radiación.



3. Cuñas. Las cuñas (llamadas también filtros en cuña) son utilizadas para “desviar” o “inclinarse” el perfil transversal del haz y modificar su distribución dentro de un maniquí o el cuerpo del paciente. Se utilizan dos tipos de cuñas: las cuñas físicas y las cuñas dinámicas.

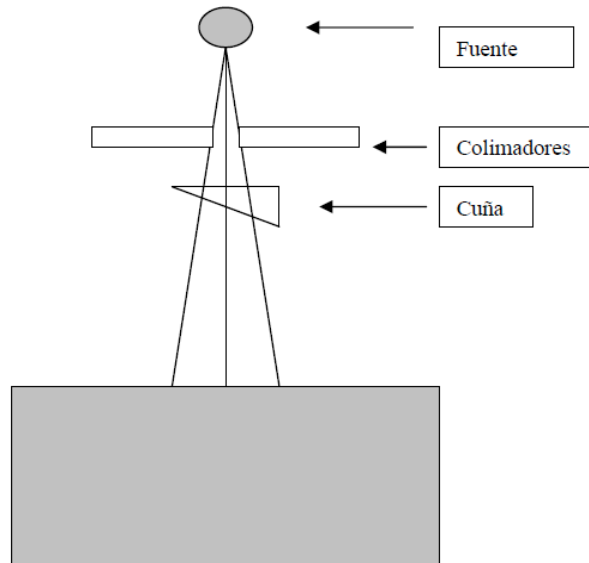
- Las cuñas físicas son fabricadas de plomo o acero. Cuando son colocadas en la trayectoria del haz de radiación, éstas causan una disminución progresiva en la intensidad de un lado de la cuña más que del otro, lo que resulta en una desviación del perfil transversal de la incidencia inicial.
- Las cuñas dinámicas son generadas por movimiento del colimador durante la irradiación, lo cual da un efecto de cuña en la distribución de la dosis dentro del maniquí o paciente.

El ángulo de cuña está definido como el ángulo en el cual una curva de isodosis a una profundidad dada en agua (regularmente a 10 cm) es inclinada respecto al eje central de haz bajo condiciones de incidencia normal del haz. Las cuñas físicas están disponibles con ángulos de 15°, 30°, 45° y 60°, mientras que las cuñas dinámicas son disponibles en cualquier ángulo arbitrario entre 0° y 60°.

Físicamente, la presencia de cuña en un haz de rayos X causa un endurecimiento del haz. Este efecto puede afectar al PDD y esta variación debe ser tomada en cuenta por el TPS para el cálculo de la distribución de isodosis (Hernández; 2009).

En el CAT3D, las cuñas físicas de 15°, 30°, 45° y 60° tienen, respectivamente, el nombre de W15, W30, W45 y W60. No se puede ingresar cualquier tamaño de campo, ya que para las cuñas de 15°, 30° y 45°, el campo máximo permitido es de  $400 \times 220 \text{mm}^2$  y para la cuña de 60°, el campo máximo permitido es de  $400 \times 150 \text{mm}^2$ . Las orientaciones posibles de las cuñas son CW (con las manecillas del reloj) y CCW (en contra de las manecillas del reloj).

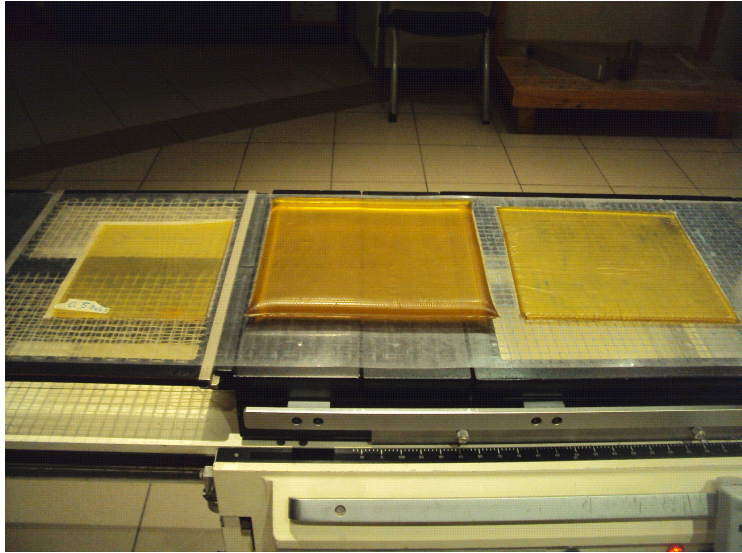
Figura 17: Esquema de presencia de una cuña física en la trayectoria de un haz de rayos.



(Imagen tomada de Hernández, E.; 2009).

4. Bolus. El bolus es un material equivalente a tejido, el cual es colocado directamente en la superficie de la piel o en una región irregular del paciente para proveer un aplanamiento de la superficie para tener una incidencia normal del campo de radiación. En principio, el uso del bolus es para lograr que el máximo de dosis se alcance en la superficie de la piel (y no en la profundidad  $z_{\text{max}}$  más allá de la superficie de la piel). Cuando se planifica un bolus, debe tomarse en cuenta la presencia y espesor de éste en los cálculos (véase la Figura 15) (Hernández; 2009).

Figura 18: Bolus de 0.5, 3 y 1 cm. de espesor, respectivamente, utilizados en la Clínica de Radioterapia La Asunción.



## E. Planeamiento del tratamiento clínico de radioterapia con fotones

El proceso de tratamiento clínico de radioterapia es complejo e involucra múltiples pasos, como se ve en la Figura 16. El proceso comienza con el diagnóstico del paciente, seguido por la decisión de si tratar o no al paciente con radiación. Esto conduce a una directiva para seguir adelante con el proceso de planificación del tratamiento utilizando una técnica en particular, protocolo o configuración, que es seguido por un posicionamiento del paciente o un procedimiento específico de inmovilización. Este componente es muy importante, ya que toda la información del planeamiento de tratamiento debe de ser obtenido con el paciente en la posición correcta de tratamiento, tal que la configuración del paciente pueda ser fácilmente reproducida del día a día. Los errores o incertidumbres muy grandes en ésta etapa serán acarreadas a lo largo del proceso de tratamiento.

La región sombreada en la Figura 16 resalta las etapas del proceso de tratamiento de radiación que se relacionan específicamente con la planeación del tratamiento. Ésta incluye la derivación de la información anatómica, la cual en su forma más simple puede ser un contorno externo derivado usando alguna ayuda electrónica-mecánica o, en una forma más sofisticada, se usarán datos generados de algún procedimiento de imágenes tales como TAC o RMN. Se pueden utilizar otros datos o información de procedimiento de medicina nuclear (tales como PET o SPECT) para ayudar en la determinación de los volúmenes objetivo. El uso de ultrasonido está ganando prominencia, especialmente para la braquiterapia de la próstata (IAEA; 2004).

Como parte del proceso de imágenes, varias marcas de referencia deberán de ser posicionados sobre el paciente. Esto puede realizarse antes de generar las imágenes utilizando marcadores radio-opacos que saldrán en las imágenes para ser posiciones de referencia durante el proceso de planeación. Alternativamente, esto puede también realizarse después de que el paciente haya completado el proceso de imágenes; posiblemente utilizando el sistema de láseres especial que se encuentra en algunos simuladores de TAC para así realizar marcas de referencia en la superficie de la piel. Estas marcas en la piel se utilizan típicamente para definir un isocentro predeterminado en el paciente.

Obtenido el contorno externo o los datos de imagen, el radioncólogo delineará los volúmenes objetivo y los órganos en riesgo. Para los contornos generados con otro tipo de imágenes (e.g., PET), los contornos son generalmente registrados en el TAC y luego se

transponen ambos tipos de imágenes (ya que es usual que se utilicen los datos de TAC para los cálculos apropiados de dosis). Donde no haya inhomogeneidades mayores de tejido, los datos de contorno de cualquier fuente de formación de imágenes pueden ser utilizados directamente para el cálculo de la dosis, asumiendo que los contornos derivados no contienen distorsiones y que las densidades de tejido son iguales a la del agua. En algunos casos en los que sólo se miden los contornos externos, los contornos internos se pueden derivar de películas u otras fuentes de imagen y las densidades específicas pueden ser asignadas sobre datos publicados.

Se determinará con ésta información el mejor arreglo (u organización) de los haces para cubrir el volumen objetivo de forma adecuada y reducir al mínimo la dosis a los tejidos críticos normales. Esto incluye elegir las direcciones de los haces y elegir la colimación de éstos (bloques divergentes, mandíbulas asimétricas y MLC). Una radiografía digitalmente reconstruida (DRR por sus siglas en inglés) se puede generar para permitir las revisiones de verificación con imágenes obtenidas durante el tratamiento. Con esto completado se realiza un cálculo de la dosis.

La distribución de la dosis se evalúa utilizando una o más de varios procedimientos posibles; por ejemplo, un simple examen de la propia distribución confirmaría si el volumen objetivo de planificación se cubre adecuadamente y si se limita la dosis aceptable a los tejidos normales. Alternativamente, se puede utilizar una herramienta de evaluación de planes. Un enfoque podría ser el análisis de los histogramas de dosis-volumen (DVH) para evaluar la idoneidad del plan.

Dependiendo del equipamiento utilizado en el departamento, un plan de tratamiento puede ser confirmado por el uso de un simulador y/o la máquina de tratamiento por medio del uso de imágenes portales (ya sea en forma electrónica o con película). Para esta comparación se genera un DRR como referencia para evaluar la adecuación de la configuración en el tratamiento o se compara directamente con una película del simulador.

Como parte del proceso de tratamiento de preparación, los dispositivos auxiliares serán diseñados. Ejemplos de esto incluyen moldes, sistemas de inmovilización termoplásticos, compensadores para compensar el contorno de la superficie o las variaciones globales de dosis y los bloques de blindaje u otros dispositivos para ayudar al tratamiento (Figura 16) (IAEA; 2004).

Figura 19: a) Sistema de inmovilización termoplástico y b) moldes de duroport al vacío para la inmovilización de cuerpo completo utilizados en la Clínica de Radioterapia La Asunción.

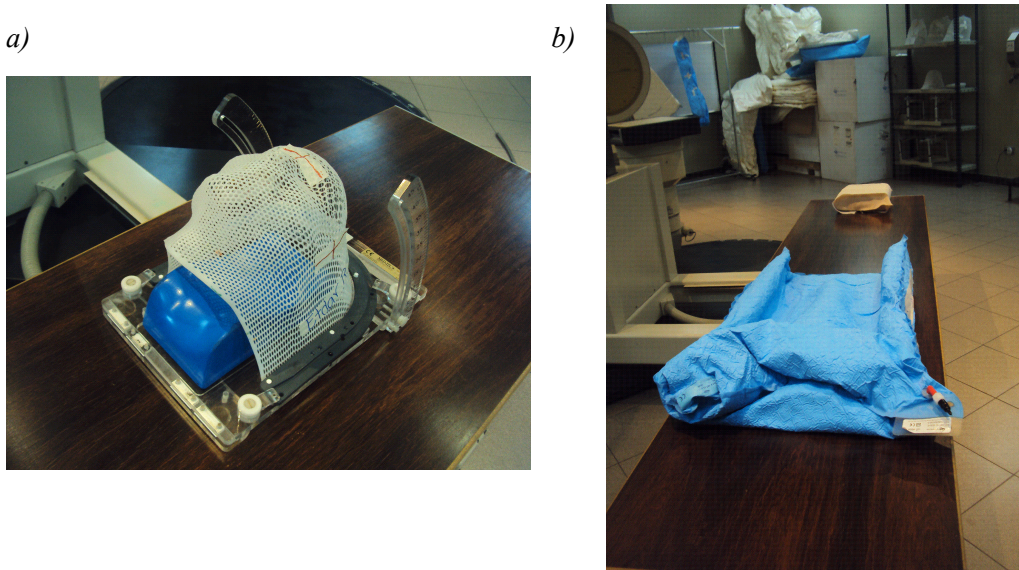
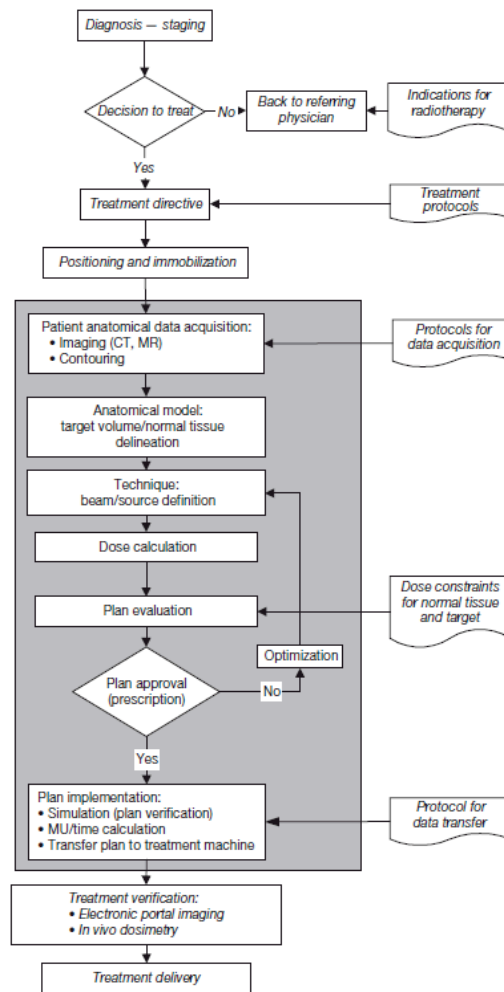


Figura 20: Pasos en el proceso de planeación de radioterapia.



(Imagen tomada de IAEA; 2004).

La radioterapia de fotones externos es usualmente realizada con más de un haz de radiación para así poder obtener una distribución de la dosis uniforme dentro del volumen objetivo, así como una dosis mínima posible en el tejido saludable rodeando al objetivo. La radioterapia moderna de haz de fotones se lleva a cabo con una variedad de energías de haces y tamaños de campo bajo un conjunto de dos convenciones: una distancia de la fuente a la superficie (SSD) constante para todos los haces o una configuración isocéntrica con una distancia de la fuente al eje (SAD) constante (Podgorsak; 2005).

- En una configuración SSD, la distancia de la fuente a la superficie del paciente se mantiene constante para todos los haces, mientras que para una configuración SAD, el centro del volumen objetivo es posicionado en el isocentro de la máquina.
- Las energías de los haces de fotones clínicos van de superficiales (30-80 kVp; kilovoltaje máximo o cúspide), a ortovoltaje (100-300 kVp), hasta energías de megavoltaje ( $^{60}\text{Co}$  – 25 MV).
- Los tamaños de campo van desde campos pequeños circulares utilizados en radiocirugía, a campos estándares rectangulares e irregulares, hasta campos de gran tamaño utilizados para la irradiación total de cuerpo (TBI).

1. Definición de volumen. La definición de volumen es un prerrequisito para una planificación útil del tratamiento 3D y para la información precisa de la dosis. Los siguientes volúmenes han sido definidos como los volúmenes principales relacionados a la planeación del tratamiento en 3D: *gross tumor volume* (GTV), *clinical target volume* (CTV), *internal target volume* (ITV) y *planning target volume* (PTV). La Figura 18 nos muestra cómo los distintos volúmenes se relacionan los unos a los otros.

a. *Gross Tumor Volume* (GTV). La Comisión Internacional en Unidades de Radiación (ICRU por sus siglas en inglés) define al GTV como la extensión y localización palpable o visible/demostrable del crecimiento maligno.

El GTV es usualmente basado en la información obtenida de una combinación de modalidades (tomografía computarizada, resonancia magnética, ultrasonido, etc.), modalidades de diagnóstico (patología y reportes histológicos, etc.) y examen clínico.

b. *Clinical Target Volume (CTV)*. La ICRU define al CTV como el volumen de tejido que contiene al GTV demostrable y/o enfermedad maligna microscópica, la cual tiene que ser eliminada. Por lo tanto, éste volumen debe de ser tratado adecuadamente para lograr el objetivo de la terapia, ya sea esto la cura o paliación (tratar parcialmente pero no curar totalmente) de la enfermedad.

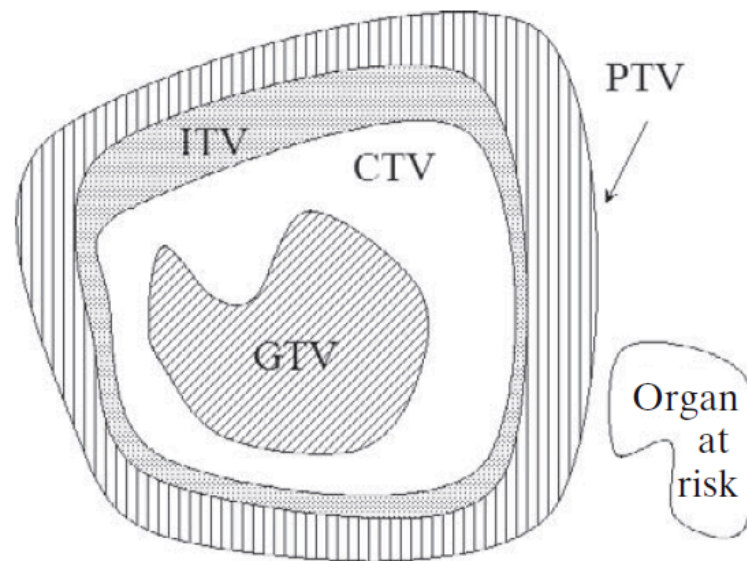
El CTV usualmente incluye el área que rodea directamente al GTV, la cual puede contener enfermedad microscópica y otras áreas que se consideren en riesgo y que requieran tratamiento. El CTV es un volumen clínico-anatómico y es usualmente determinado por el oncólogo de radiación, usualmente luego que otros especialistas en la materia tales como patólogos o radiólogos hayan sido consultados. El CTV se indica generalmente como un margen fijo o variable en torno al GTV (e.g., el margen  $CTV = GTV + 1cm$ ), pero en algunos casos es el mismo que el GTV. Puede haber varios CTVs contiguos que puedan requerir diferentes dosis totales para alcanzar los objetivos del tratamiento.

c. *Internal Target Volume (ITV)*. El ITV consiste del CTV más un margen interno. Éste margen interno es diseñado para tomar en cuenta las variaciones en el tamaño y posición del CTV relativo al marco de referencia del paciente (usualmente definido por la anatomía de los huesos); es decir, las variaciones debido a los movimientos de los órganos tales como la respiración y vejiga o contenidos en el recto.

d. *Planning Target Volume (PTV)*. La ICRU define al PTV como un concepto geométrico y es definido para seleccionar apropiadamente la combinación de los haces, tomando en consideración el efecto neto de todas las posibles variaciones geométricas para así asegurar que la dosis prescrita sea realmente absorbida en el CTV. El PTV incluye al margen del ITV y un margen adicional para configurar incertidumbres, tolerancias de la máquina y variaciones en el tratamiento. El PTV se vincula con el marco de referencia de la máquina de tratamiento y es usualmente descrita como el CTV más un margen fijo o variable (e.g.,  $PTV = CTV + 1cm$ ).

Usualmente se utiliza un PTV para abarcar uno o varios CTV a ser blancos por un grupo de campos. El PTV depende en la precisión de tales herramientas como dispositivos de inmovilización y láseres, pero no incluye un margen para las características dosimétricas del haz de radiación (i.e., áreas de penumbra y región de *build up*), ya que éstas requieren de un margen adicional durante la planeación de tratamiento y diseño de blindaje.

Figura 21: Representación gráfica de los volúmenes de interés.



(Imagen tomada de Podgorsak, E.; 2005).

e. **Órgano en riesgo.** El órgano en riesgo es un órgano cuya sensibilidad a la radiación es tal que la dosis recibida de un plan de tratamiento puede ser significativa en comparación a su tolerancia, lo que posiblemente requiera un cambio en el arreglo de los haces o un cambio en la dosis. Los órganos con una tolerancia a la radiación que depende en el esquema de fraccionamiento deben ser señalados por completo para evitar un sesgo durante la evaluación del plan de tratamiento (Podgorsak; 2005).

Emani *et al* (1991) han revisado los datos clínicos disponibles y presentaron la tolerancia a la dosis normal de los tejidos en términos de  $TD_{5/5}$  (que es la tolerancia normal de los tejidos al 5% del NTCP dentro de 5 años luego de la radioterapia) y  $TD_{50/5}$  (que es la tolerancia normal de los tejidos al 50% del NTCP dentro de 5 años luego de la radioterapia) para los volúmenes parciales 1/3, 2/3 y 3/3 del tejido normal u órgano o un volumen de referencia (longitud o área) del tejido normal u órgano (Tabla 6). En algunos casos el volumen de referencia del órgano se considera que es el volumen total del órgano o en otros casos se asume que es parte del tejido u órgano, tal como una médula espinal. Para la piel, la dosis de tolerancia se proporciona para las áreas de 10, 30 y 100 cm<sup>2</sup>, donde el área de 100 cm<sup>2</sup> es seleccionada como el volumen de referencia.

Tabla 4: Dosis de tolerancia de distintos órganos

Órgano	TD <sub>5/5</sub> (Gy)			TD <sub>50/5</sub> (Gy)			
	Volumen			Volumen			
	1/3	2/3	3/3	1/3	2/3	3/3	
Riñón	50	30	23	--	40	28	Nefritis clínica
Cerebro	60	50	45	75	65	60	Necrosis/infracción
Esófago	60	58	55	72	70	68	Perforación
Corazón	60	45	40	70	55	50	Pericarditis
Vejiga	--	80	65	--	85	80	Vejiga sintomática
Laringe	79	70	70	90	80	80	Necrosis de cartilago
Hígado	50	35	30	55	45	40	Insuficiencia hepática
Pulmón	45	30	17.5	65	40	24.5	Neumonitis
Piel	70	60	55	--	--	70	Necrosis / úlceras
Intestino delgado	50	--	40	60	--	55	Obstrucción / Perforación
Espina dorsal	50	50	47	70	70	--	Mielitis / necrosis
Estómago	60	55	50	70	67	65	Ulceración / perforación
Lente del ojo	--	--	10	--	--	18	Cataratas
Nervio óptico	--	--	50	--	--	65	Ceguera
Quiasma óptico	--	--	50	--	--	65	Ceguera
Retina	--	--	45	--	--	65	Ceguera
Recto	--	--	60	--	--	80	Proctitis severa / necrosis / fistula
Tiroide	--	--	45	--	--	80	Tiroiditis clínica

(Emami, *et al.*; 1991).

## F. Sistemas de tratamiento computarizados para la radioterapia de fotones externos

La planificación de tratamientos de radioterapia es un proceso que comprende de muchos pasos y tiene asociado riesgos potenciales debido a que involucra el manejo de muchas fuentes de información, así como la interacción de diferentes grupos de profesionales, todos dedicados al tratamiento de pacientes con cáncer utilizando radiación ionizante.

La radioterapia conformada consiste en adaptar la forma del campo de radiación a las proyecciones geométricas del volumen que se quiere tratar. Esto ha permitido aumentar la dosis al tumor, teniéndose en cuenta el no aumentar la dosis al tejido sano que rodea al objetivo o no superar las dosis de toxicidad irreversible (Hernández; 2009).

La planificación de un tratamiento de radioterapia precisa de:

- Una representación de la anatomía del paciente, así como de la delimitación de la zona que se quiere irradiar, del tumor o lecho tumoral. Actualmente esta información se obtiene a partir de imágenes de tomografía computarizada (TAC), que permite una reconstrucción tridimensional de la anatomía del paciente. A partir de éstas imágenes, se define el volumen que se quiere tratar (o PTV por sus siglas en inglés, *planning target volume*), en donde se busca proteger tanto como sea razonablemente posible los tejidos y órganos sanos circundantes.
- Descripción completa del haz de radiación a utilizar. Se necesitan características tales como: interacción del haz con la materia y su dependencia del número atómico; características geométricas del haz, características dosimétricas, etc.

Estos dos requerimientos se consiguen utilizando un sistema de planificación de tratamiento para radioterapia (TPS por sus siglas en inglés, *treatment planning system*). El TPS es un sistema informático (formado por hardware y software) que permite manipular imágenes del paciente (sean éstas tomografías axiales computarizadas, o TAC, resonancias magnéticas nucleares, o RMN, o tomografías por emisión de positrones, o PET, entre otros), y tiene asociado un software con el cual se puede representar cualitativa y cuantitativamente la interacción de la radiación con la materia y los aspectos dosimétricos originados en ésta interacción para así simular virtualmente la distribución de dosis en un paciente.

La principal componente del hardware de un TPS incluye un servidor central (CPU), teclado y ratón, monitor gráfico, memoria, impresora a color, accesorio para archivo de datos externo y accesorio para comunicación vía remota.

El software del TPS es ejecutado en sistemas operativos usuales como UNIS o Windows. Éste software permite la manipulación de las imágenes del paciente (TAC, RMN, PET, etc.) y los haces de radiación.

1. Sistemas de Planificación de Tratamientos 2D y 3D. No siempre es sencillo caracterizar a un TPS como 2D o 3D, ya que muchos sistemas incluyen algunas (pero no todas) capacidades en 3D. Sin embargo, un sistema completo de 3D tendrá:

- a) La opción de reconstruir (a partir de un conjunto de datos de imágenes) vistas ortogonales y oblicuas a las imágenes originales.

- b) La habilidad de representar estructuras y distribuciones de dosis en una vista en 3D, así como el punto de vista de la fuente de radiación de la anatomía.
- c) No hay restricciones en las direcciones de haz y orientaciones que no sean los de la unidad de tratamiento específico. En particular, el sistema soporta la rotación de la camilla.
- d) Un algoritmo de cálculo de la dosis que toma en cuenta la anatomía en 3D del paciente, con respecto a la radiación primaria y la dispersa.

Una funcionalidad adicional en un sistema 3D incluye soporte para la conformación del haz, DRR y DVH. Los DRR son imágenes calculadas de las imágenes del paciente (típicamente de un conjunto de CT) que parece un diagnóstico o película de megavoltaje obtenida para la misma geometría del haz y paciente; los DVH son histogramas que muestran el número de vóxeles (i.e., volumen o volumen relativo) de una estructura que recibe una dosis dada. La mayoría de los TPS en 3D ahora ofrecen la simulación virtual con los DRR (IAEA; 2004).

Para la planeación en 2D, sólo se necesita ingresar al TPS un número limitado de contornos o cortes paralelos y los ejes del haz son paralelos con éstos planos. Los algoritmos de cálculo de la dosis asumen que cada uno de estos contornos es invariante sobre la longitud del volumen y no pueden considerar explícitamente la radiación por dispersión. Los requisitos de imagen para tal sistema son mínimos.

Un sistema 3D debería de soportar la planeación 2D simple, en conjunto con el ingreso manual de contornos, ya que aún en los centros más grandes, todavía hay una proporción significativa de planes que no garantizan un enfoque en 3D (IAEA; 2004)

2. Sistema de Planificación de Tratamientos CAT3D. El programa CAT3D para Ms-Windows es un aplicativo de 32 bits que sólo puede ejecutarse en ambientes de Windows 98 a versiones más recientes. El TPS CAT3D es el módulo más importante del Sistema CAT3D. Éste Sistema incluye los siguientes programas:

- CATSHELL.EXE: Programa que llama a los otros ejecutables que integran el sistema CAT3D. Constituye el punto de entrada del sistema para el usuario.
- CAT3D.EXE: Programa planificador y procesador de imágenes. Dotado de algoritmos para modelar distribuciones de dosis en espacios tridimensionales (3D). Es capaz de presentar curvas de isodosis fundidas a la anatomía topográfica axial (cortes originales generados por el tomógrafo o la resonancia magnética) o

en reconstrucciones coronales, sagitales y oblicuas. Generados de “beam eye view” (BEV o punto de vista del haz) o “digitally reconstructed radiograph” (DRR o radiografía reconstruida digitalmente). Capaz de modelar distribuciones de dosis para colimadores terciarios de formas arbitrarias y apropiado para diseñar los propios colimadores para cada campo a partir de la imagen DRR correspondiente.

- WDCAL.EXE: Calculadora de unidades de monitor para eje central de campos simples y paralelos opuestos. Cálculos de decaimiento para varios isótopos. Cálculos de cuadro equivalente y diámetro equivalente. Cálculos de PDD para diferentes calidades de fotones entre 2 y 50 MV a partir del British Journal of Radiology, Supplement 25.
- SHIELD.EXE: Aplicativo para generar bloqueadores a partir de imágenes en formato TIFF o JPEG, previamente digitalizadas. Genera archivos con extensión .PB.
- CONTOUR.EXE: Aplicativo para generar contornos de pacientes a partir de imágenes en formato TIFF o JPEG. Este aplicativo se emplea con pacientes que carecen de un conjunto de tomografías para planificación.
- RADCSA.EXE: Generador de contornos a partir de un atlas de cortes anatómicos axiales. Los contornos se escalan a las dimensiones del paciente real a partir de sus medidas antero-posterior y lateral.
- PLATES.EXE: Filtro que transforma imágenes en formato TIFF o JPEG (generadas en un scanner o con una cámara fotográfica digital) a imágenes .IMG del CAT3D.EXE. Cuando no existe conectividad entre el tomógrafo y el CAT3D, el conjunto de tomografías sobre films debe ser digitalizado con un scanner y salvado en alguno de estos formatos. El PLATES.EXE convierte las láminas al formato .IMG del CAT3D.EXE (MEVIS; 2005).

### III. PRUEBAS DEL TECHNICAL REPORT SERIES NO. 430

A continuación se plantean las pruebas incluidas en el TRS-430. Las pruebas se encuentran separadas por tema, seguidas del propósito de cada una y el resultado obtenido durante la investigación al realizar dicha prueba.

Se ha mantenido la numeración de las pruebas presentadas tomadas de la Sección 9: *Commissioning* del TRS-430 para futuras referencias a éste documento. Se presentan únicamente las pruebas que se pueden efectuar con el equipo de medición al alcance en la Clínica donde se llevó a cabo el estudio y se delimitó el estudio únicamente a la adquisición de la información de imágenes del paciente para tratamientos en 3D.

#### 9.3 Adquisición de información del paciente

En este paso del planeamiento del tratamiento, se desea crear el modelo anatómico del paciente. Esto incluye:

- Adquirir información sobre la descripción anatómica del paciente;
- Ingresar y transferir dicha información al TPS;
- Crear el modelo anatómico del paciente que será utilizado como la base de la planeación de tratamiento del paciente.

##### 9.3.1. Adquisición de información del paciente

###### a) Prueba de adquisición 1: Adquisición de contorno manual

- Propósito:* Documentar el método utilizado para la adquisición de contornos manuales (mecánicos).
- Resultado:* En la Clínica de Radioterapia La Asunción, se dibuja en una hoja milimetrada el contorno que se desea ingresar al CAT3D. Luego, se le toma una fotografía a éste contorno con una cámara digital y se transfiere al ordenador o PC. Se utiliza el programa CATS3D Shell para dibujar manualmente al contorno y darle las densidades de cada objeto (sea éste hueso, tejido, pulmón ó aire). Mientras mayor sea la densidad electrónica, será más clara el área, como se puede observar que se escogió a cada región de los siguientes contornos dibujados.

Figura 22: Fotografía del contorno complejo dibujado

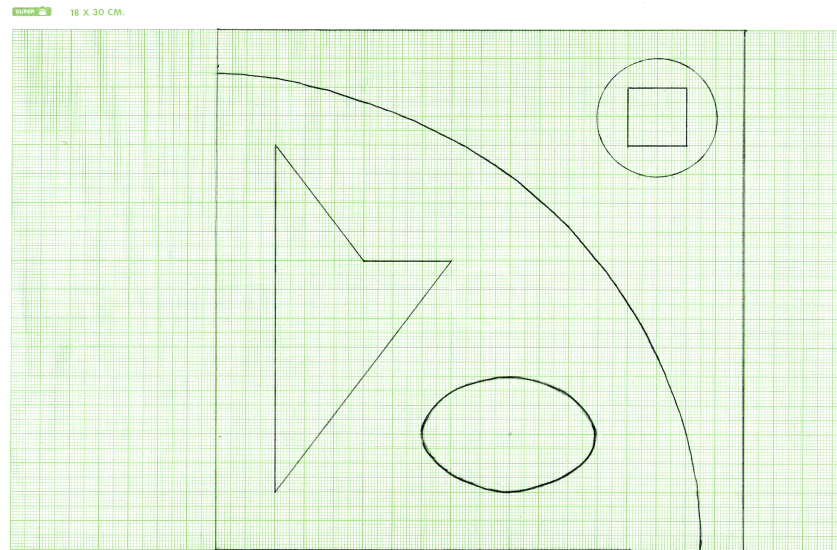
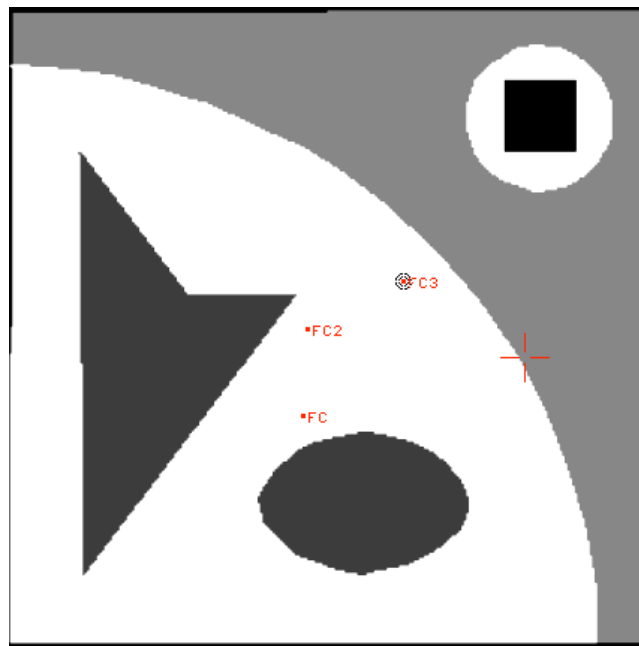


Figura 23: Lectura del contorno por el CAT3D



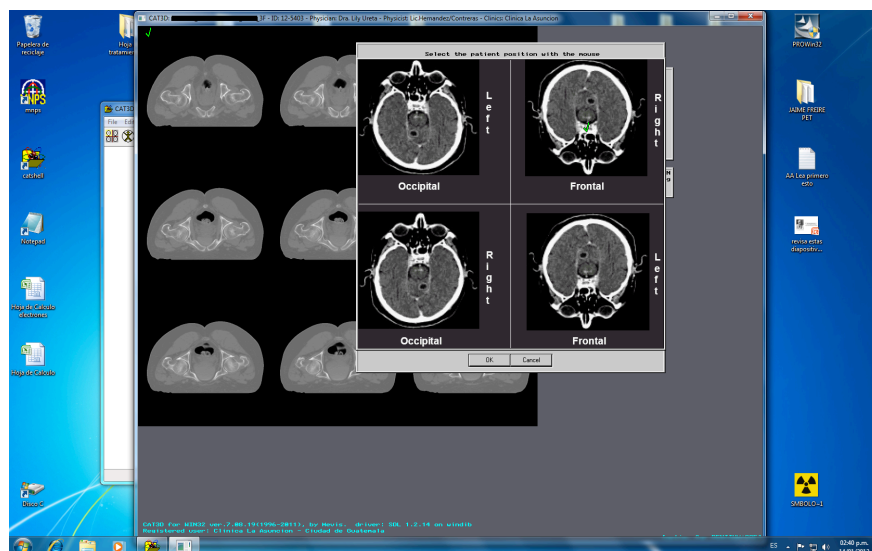
b) Prueba de adquisición 2: Adquisición de datos de tomografía computarizada

- i) *Propósito:* Revisar y documentar el proceso usado para obtener los datos de CT.
- ii) *Resultado:* Se escogió el escaneo de CT de un paciente con número de identificación en la clínica de 12-5403. La orientación y posición del paciente es Boca Abajo, Cabeza Primero. En este caso las áreas de interés ya se encuentran marcadas (ROI).

Figura 24: ROI delineadas en el escaneo de CT del paciente



Figura 25: Orientación del paciente: Frontal/Derecha



### 9.3.2. Entrada o transferencia de datos anatómicos de ingreso

El propósito de estas pruebas es de evaluar la precisión del ingreso o transferencia de los datos de ingreso.

- a) Prueba de ingreso 4: Herramientas de tomografía computarizada en el sistema de planeación de tratamiento
  - i) *Propósito:* Verificar que los datos de CT pueden ser usados de manera precisa por el TPS.

- ii) *Resultado:* El paciente y número de identificación (ID) del estudio se encuentran desplegados. Los niveles de gris y densidades (número CT) aparecen como el número a la par de la letra P. Se pueden realizar reconstrucciones coronales, oblicuas y sagitales y se pueden desplegar dichas reconstrucciones en 3D.

Figura 26: Nombre e ID del paciente desplegado hasta arriba de la ventana; número CT aparece como el número a la par de la letra P

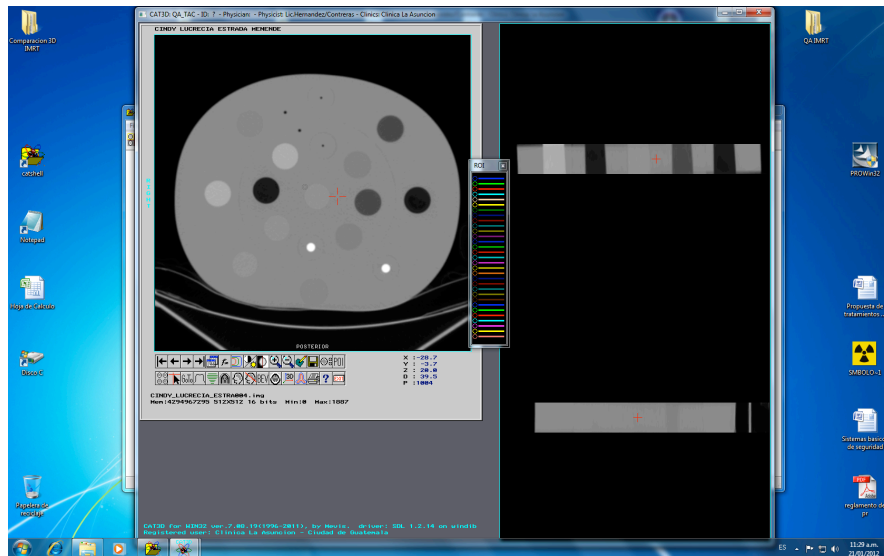


Figura 27: Reconstrucción coronal

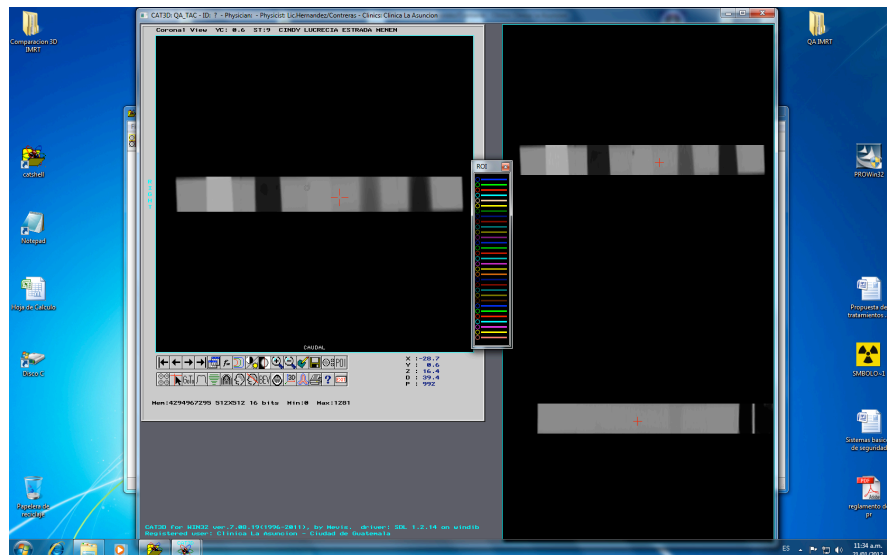


Figura 28: Reconstrucción oblicua

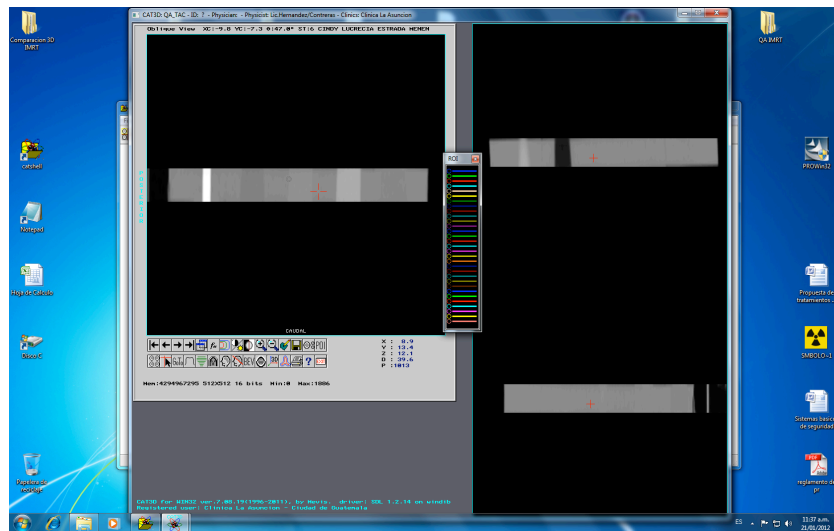


Figura 29: Reconstrucción sagital

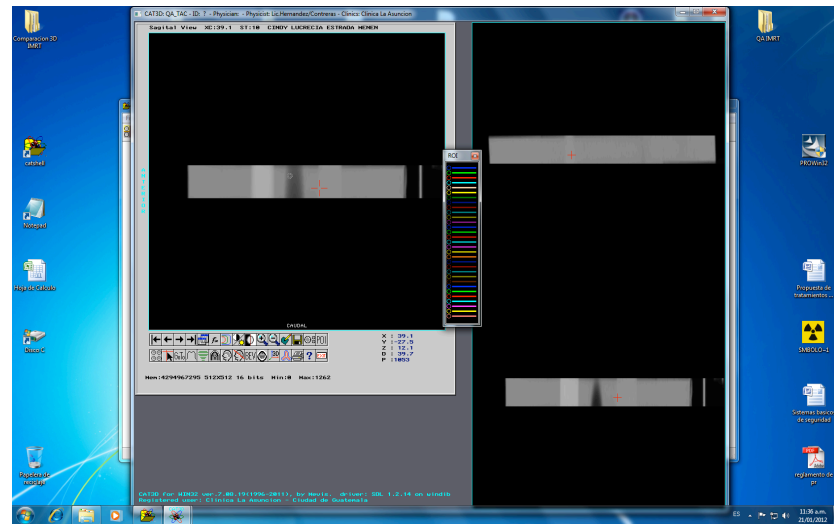
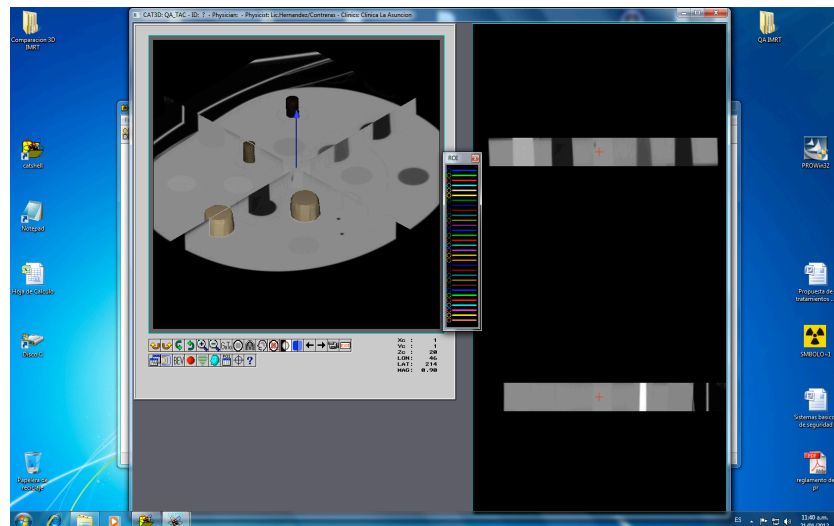


Figura 30: Visualización en 3D, incluyendo los cortes sagital y coronal



### 9.3.3 Modelo anatómico

La descripción anatómica del paciente es usualmente basada en las imágenes descritas en la sección 9.3.2 del TRS-430 (sección anterior), pero todas las partes del modelaje anatómico usadas para crear ésta descripción deben de ser revisadas.

#### a) Prueba anatómica 4: Edición de contornos

- i) *Propósito:* Verificar la correcta edición de los contornos.
- ii) *Resultado:* Se prosiguió a realizar mediciones dentro del TAC del fantoma y luego se compararon éstas con las mediciones al imprimir la imagen. El factor de zoom de la impresora es 43.6978 (*i.e.*, se redujo al 43.6978% de su medida original), por lo que si un disco negro mide 3 cm. en la imagen, entonces medirá 1.3 cm. en la copia física, lo cual se verificó.

Figura 31: Medida del disco negro.

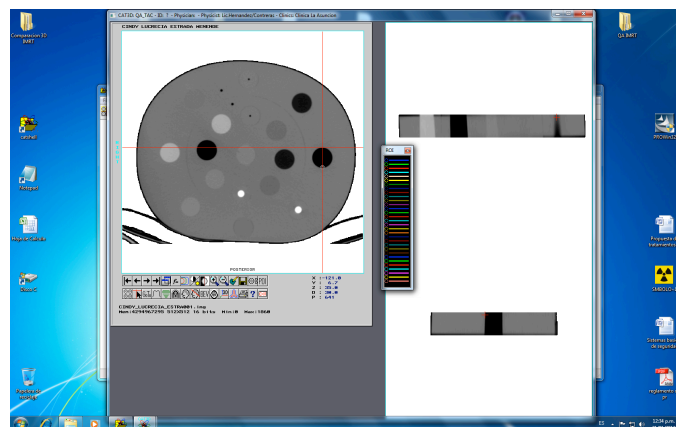
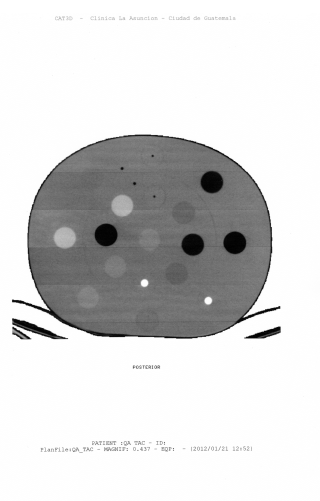


Figura 32: Escaneo digital de la impresión



b) Prueba anatómica 5: Generando una descripción tridimensional de un objeto

i) *Propósito:* Confirmar la creación apropiada de objetos en 3D.

ii) *Resultado:* Se generaron, a partir de los contornos, los objetos en 3D. Para cada uno de los casos se crearon cortes sagitales y coronales y se confirmó el acuerdo con los contornos axiales, así como la forma de cada objeto.

Figura 33: Contornos cuadrados; cortes sagitales y coronales

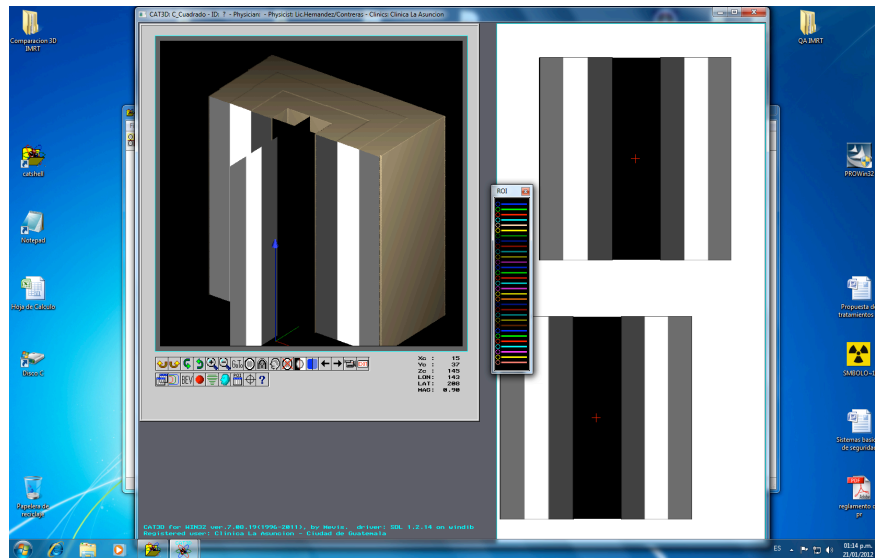
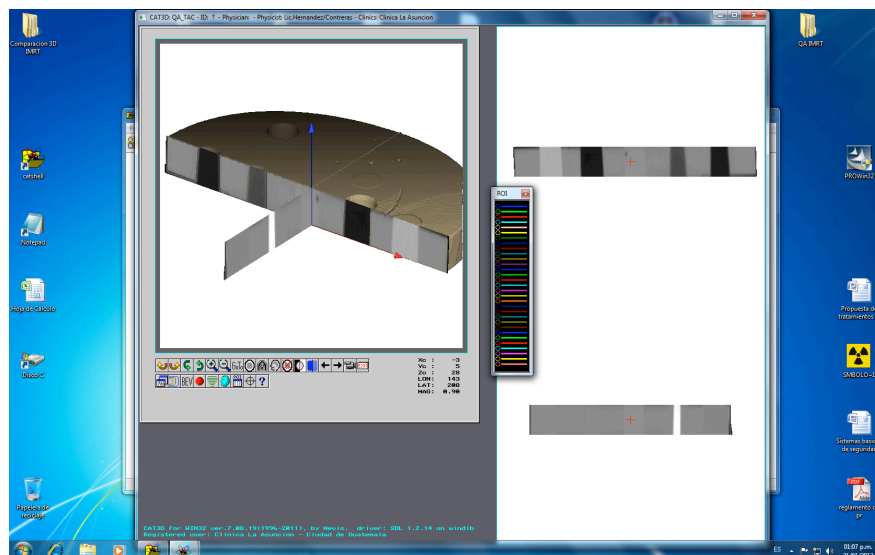


Figura 34: Fantoma tridimensional; cortes sagitales y coronales

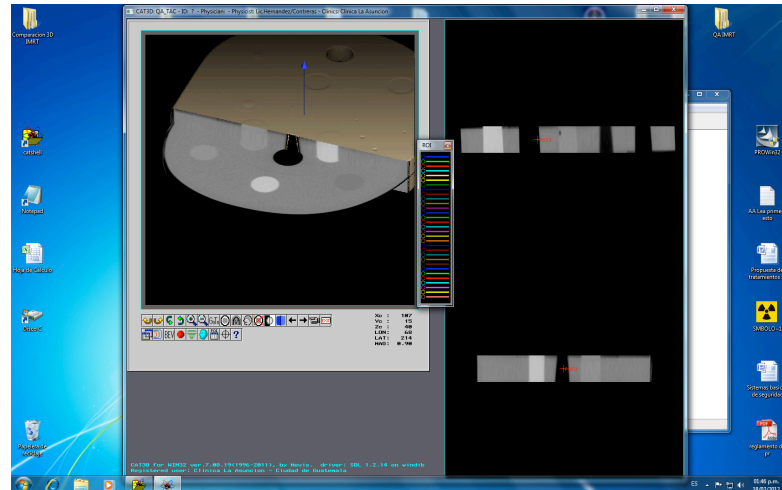


c) Prueba anatómica 6: Generando nuevos contornos (de superficies o interpolación)

i) *Propósito:* Confirmar que la capacidad (si es disponible) de crear contornos al cortarlos de la descripción en 3D del objeto funciona correctamente.

- ii) *Resultado:* Se puede realizar esto con las tomografías. Se prosiguió, entonces, a crear contornos de cortes del objeto en 3D y se verificó que los nuevos contornos son los apropiados. Se extrajeron contornos sagitales y coronales de las superficies en 3D basados de los contornos axiales.

Figura 35: Contornos de cortes del fantoma en 3D



d) Prueba anatómica 7: Expansión del objeto

- i) *Propósito:* Documentar que la expansión del objeto funciona correctamente en 3D.
- ii) *Resultado:* Se dibujaron figuras complejas (ROIs) con ángulos agudos (triángulo), cuadrados y figuras ovaladas. En cada corte se dibujaron de manera distinta para ver cómo los unía el CAT3D en 3D. Debido a que eran cortes muy separados (y los ROI eran muy distintos en cada corte) sucedió lo esperado: el CAT3D los logró unir pero con cambios muy bruscos.

Figura 36: Visualización en 3D de los ROIs, con cortes sagitales y coronales

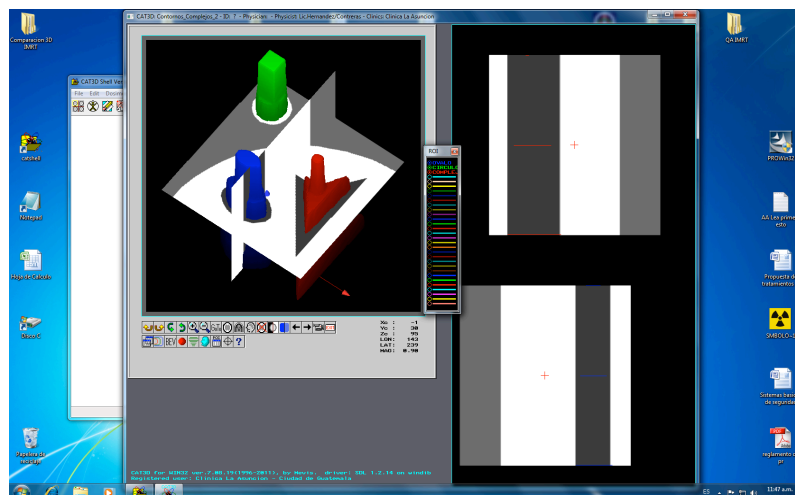
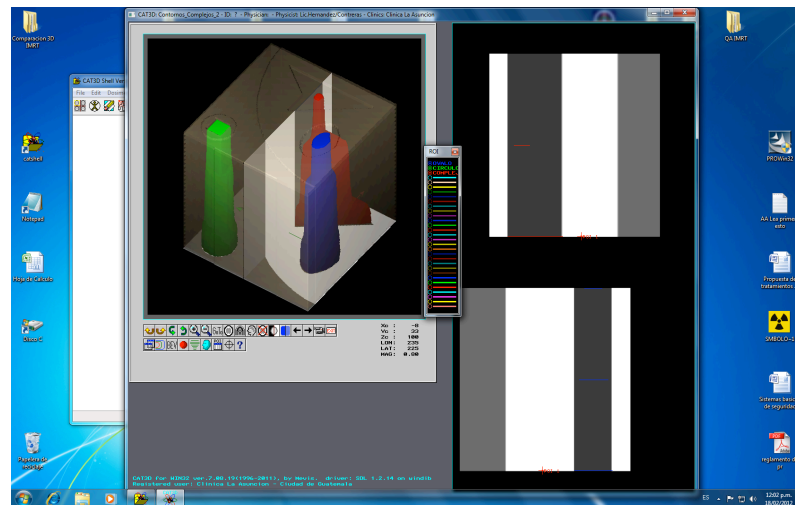


Figura 37: Vista en 3D de los ROIs dibujados, con distintos cortes y vista



e) Prueba anatómica 8: Creando densidades para contornos manuales

i) *Propósito:* Revisar la creación de estructuras con densidad aparente.

ii) *Resultado:* Se generó un contorno complejo con distintas densidades. Se confirmaron las densidades de cada región en el contorno (siendo el área negra un área de aire, con  $P = 1$ ; el área blanca es de hueso, con  $P = 60$ ). Finalmente, se introdujo un haz y se verificó cómo éste cambia al ir atravesando los distintos materiales.

Figura 38: Dibujo de los contornos complejos

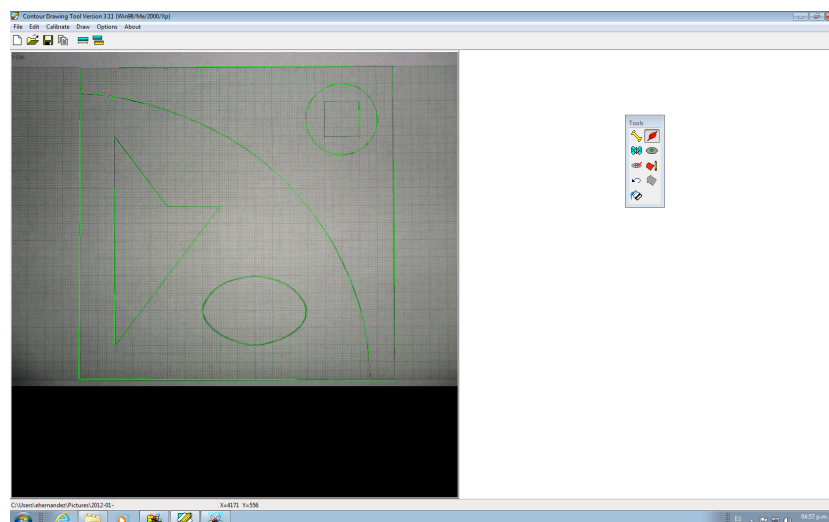


Figura 39: Haz atravesando el contorno dibujado

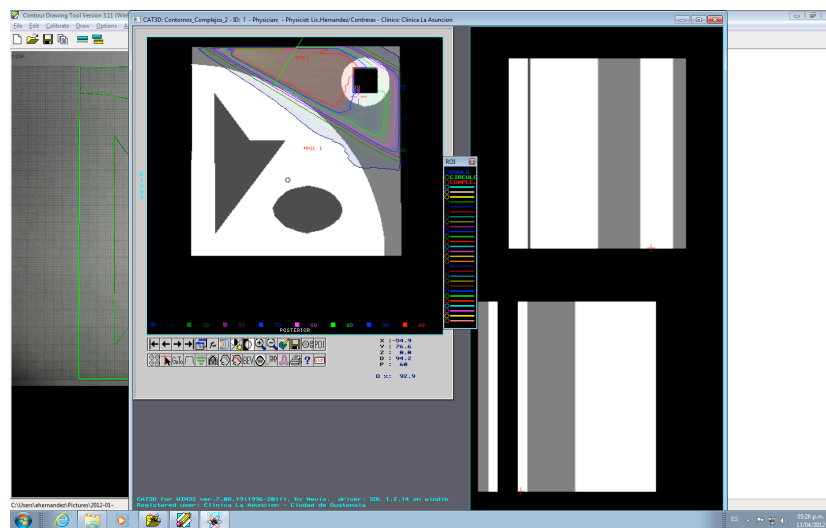
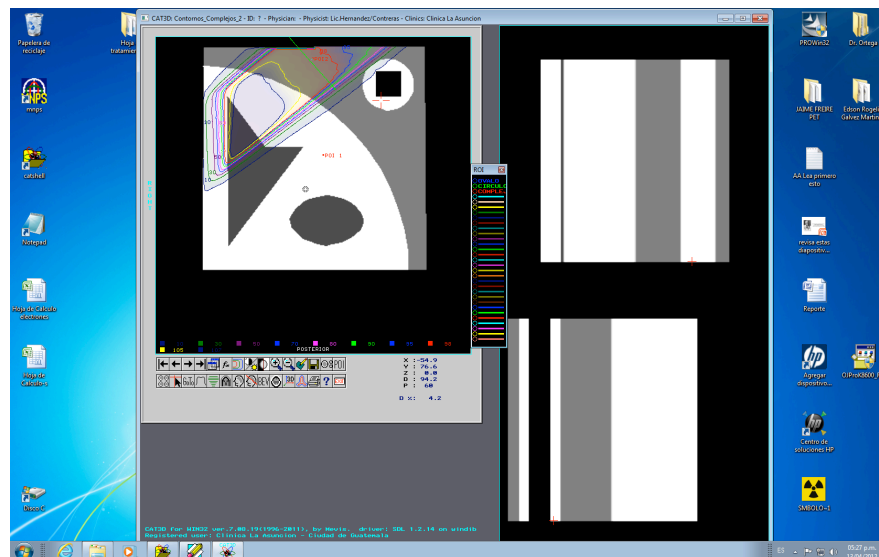


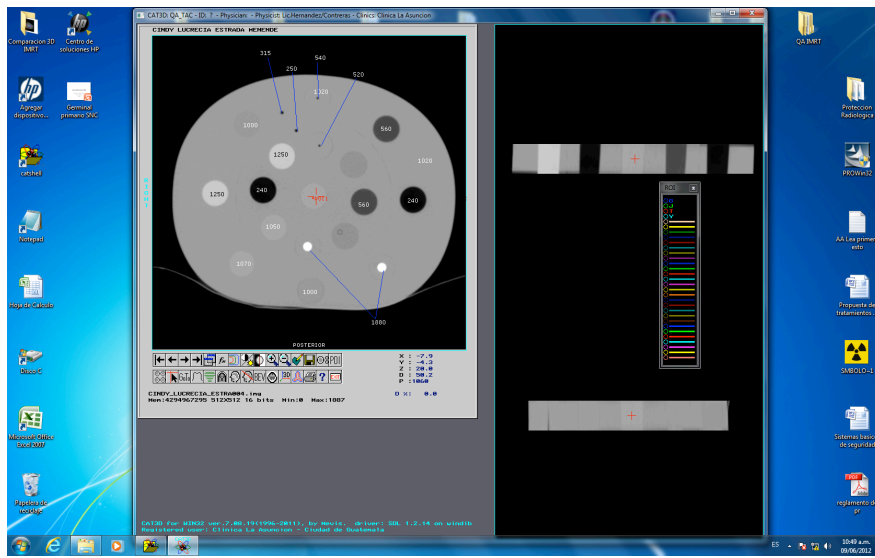
Figura 40: Mismo haz atravesando el contorno a distinto ángulo



f) Prueba anatómica 9: Creando densidades de tomografía computarizada

- i) *Propósito:* Revisar las densidades derivadas del CT. Esto genera datos de referencia para el chequeo periódico de la densidad del CT.
- ii) *Resultado:* Se revisaron las densidades en la imagen de CT del fantoma. Se escogió un corte aleatorio (en  $z = 2\text{cm} = 20\text{mm}$ ) y se confirmó que las densidades están en el rango de valores esperados.

Figura 41: Lectura del número CT.

g) Prueba anatómica 10: Creando un bolus anatómico

- i) *Propósito:* Confirmar la capacidad de agregar un bolus.
- ii) *Resultado:* El CAT3D es capaz de incluir bolus al estudio, siempre que se le denomine al ROI como Bolus-1, Bolus-2 o Bolus-3. Debido a que es un ROI, se puede inclusive visualizar en 3D si se dibuja a éste en varios cortes.

Figura 42: Delimitación del bolus.

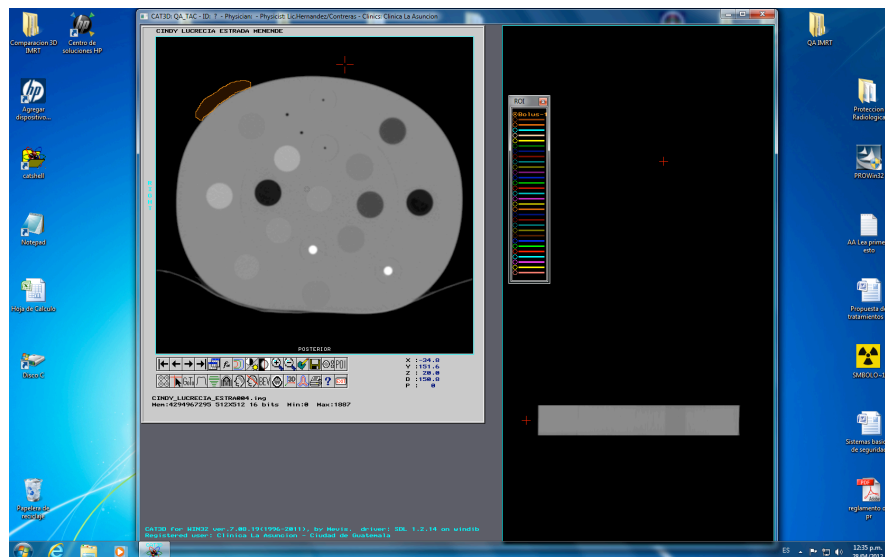
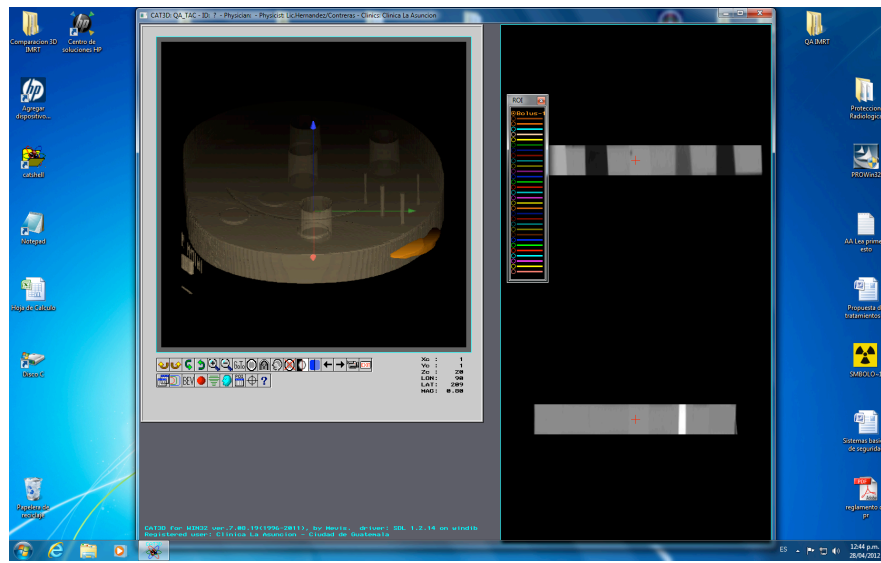


Figura 43: Vista del bolus en 3D.

h) Prueba anatómica 11: Edición de las densidades de Tomografía Computarizada

i) *Propósito:* Revisar la capacidad de editar las densidades de CT.

ii) *Resultado:* Se puede editar las densidades de las imágenes del CT, lo cual crea un cambio visible en las curvas de isodosis (dependiendo de si se aumenta o disminuye la densidad electrónica).

Figura 44: Edición de densidad

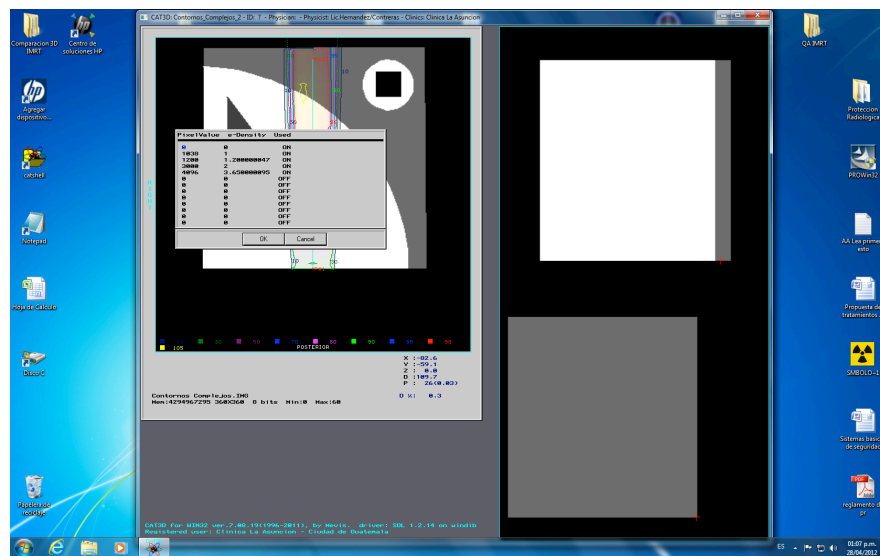


Figura 45: Densidad (P) original

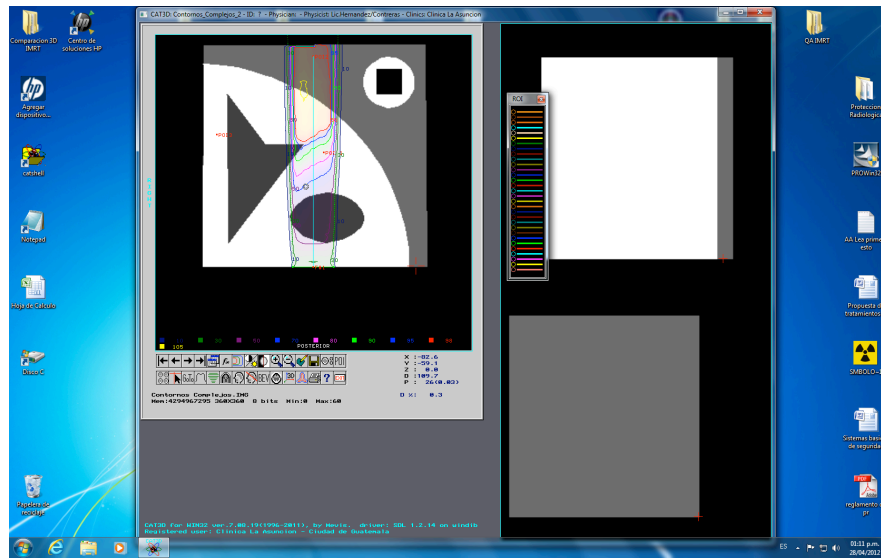
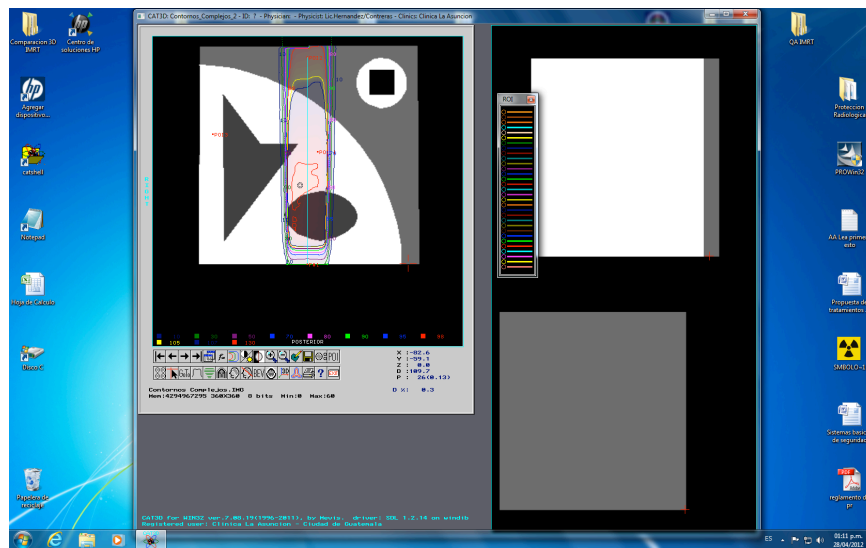


Figura 46: Densidad (P) editado

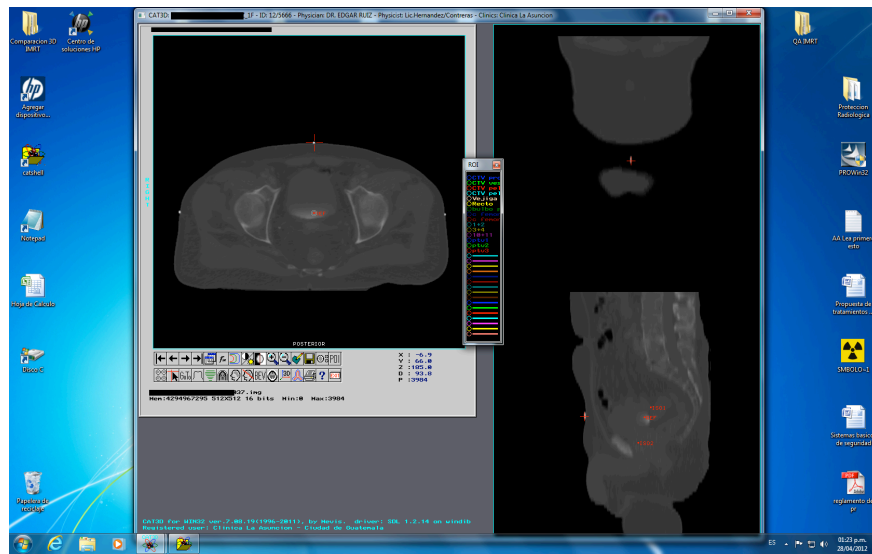


i) Prueba anatómica 12: Definiendo puntos, líneas y marcas

i) *Propósito:* Confirmar el comportamiento de líneas, puntos, marcas y otros objetos auxiliares.

ii) *Resultado:* Se utilizan puntos en la superficie del paciente para orientar la correcta posición del paciente. No se pueden confirmar las distancias entre éstos ya que eso implicaría medirlas *dentro* del paciente. El siguiente estudio es Anterior y aparece en la misma orientación (Anterior).

Figura 47: Puntos definidos en la superficie del paciente

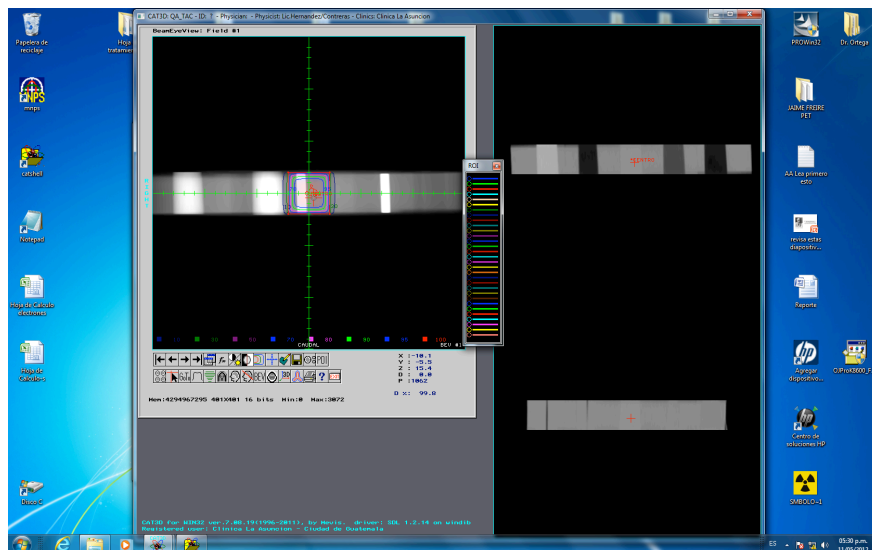


j) Prueba anatómica 13: Visualización de imágenes bidimensionales

i) *Propósito:* Confirmar la visualización correcta de imágenes en 2-D.

ii) *Resultado:* Con las pruebas anteriores, vemos que se visualiza de forma correcta a las imágenes en 2D. Además, se visualizó un haz desde en el módulo BEV.

Figura 48: Módulo BEV



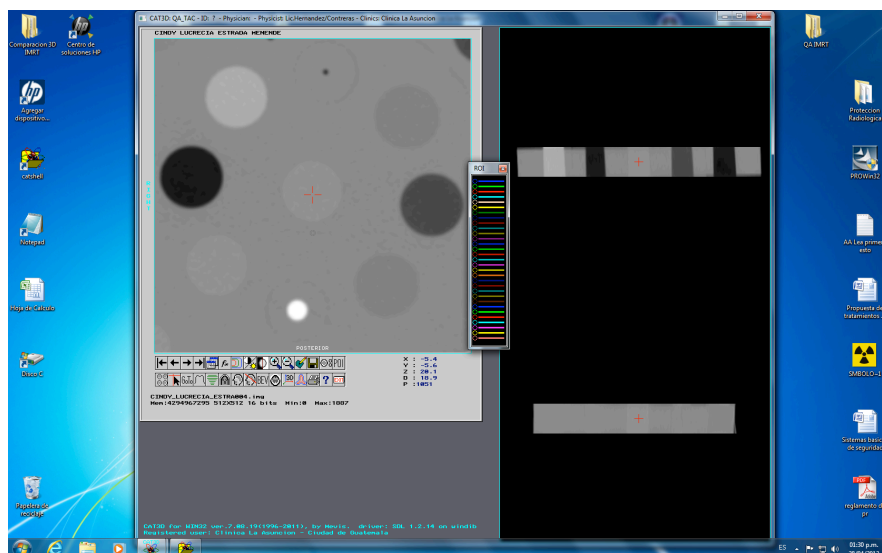
k) Prueba anatómica 14: Herramientas para la visualización de imágenes bidimensionales

- i) *Propósito:* Verificar el funcionamiento correcto de las herramientas de visualización (ventana y nivel, zoom, colores, etc.).
- ii) *Resultado:* Se verificaron los niveles de zoom, cambio en colores y niveles de escala de gris que pueden ser modificados.

Figura 49: Selección de área de zoom



Figura 50: Zoom aplicado al área seleccionada





- 1) Prueba anatómica 15: Generando imágenes reconstruidas bidimensionales
- i) *Propósito:* Verificar que se obtienen imágenes correctamente reconstruidas.
  - ii) *Resultado:* Se realizaron reconstrucciones coronales, oblicuas y sagitales, con sus respectivos cortes. Se confirmó visualmente que los niveles de escala de gris son los correctos, así como la geometría externa de los cortes.

Figura 53: Selección de la sección para la reconstrucción coronal

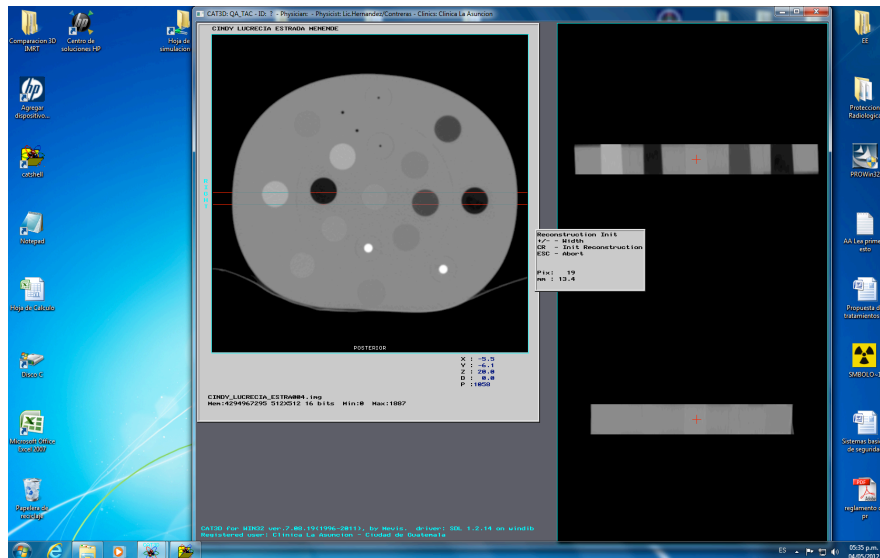


Figura 54: Reconstrucción coronal

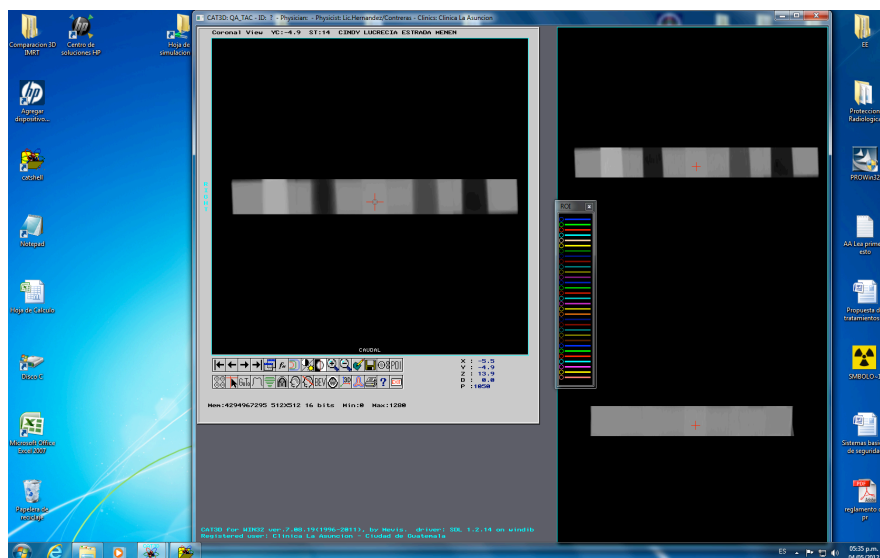


Figura 55: Selección de la sección para la reconstrucción oblicua

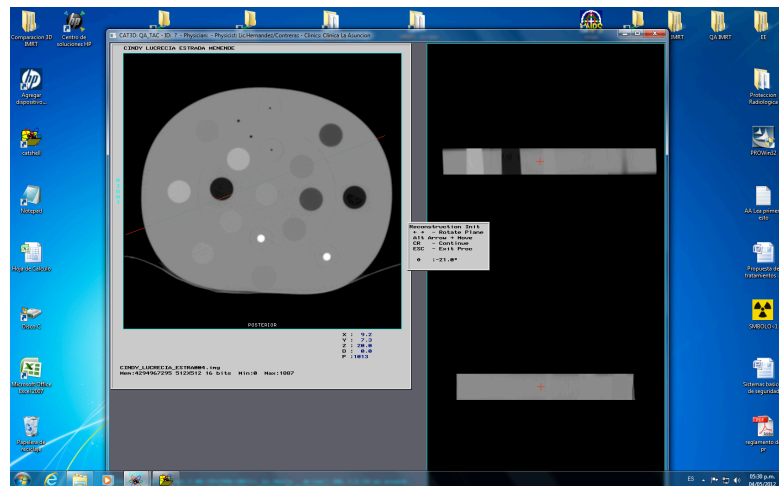


Figura 56: Reconstrucción oblicua

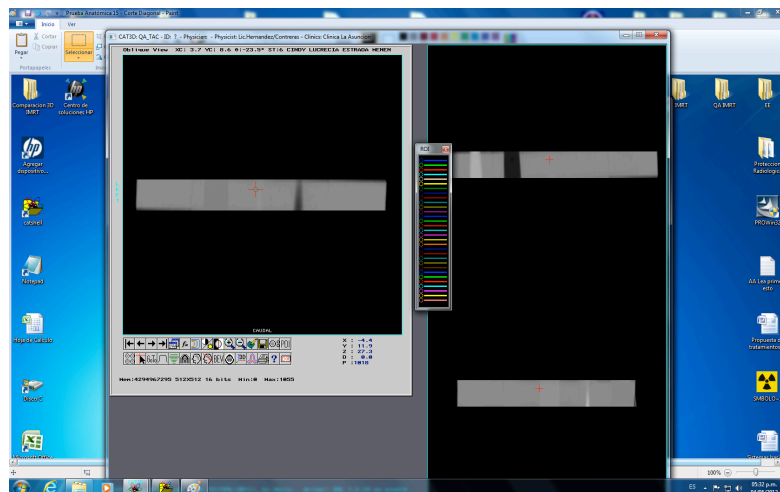


Figura 57: Selección de la sección para la reconstrucción sagital

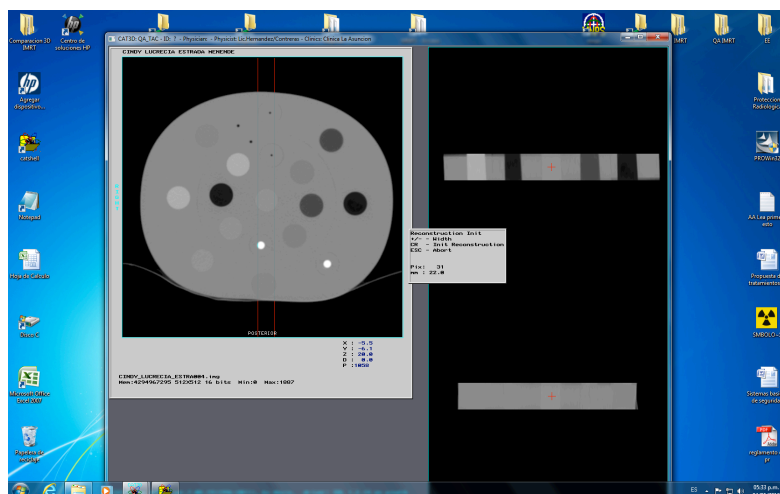
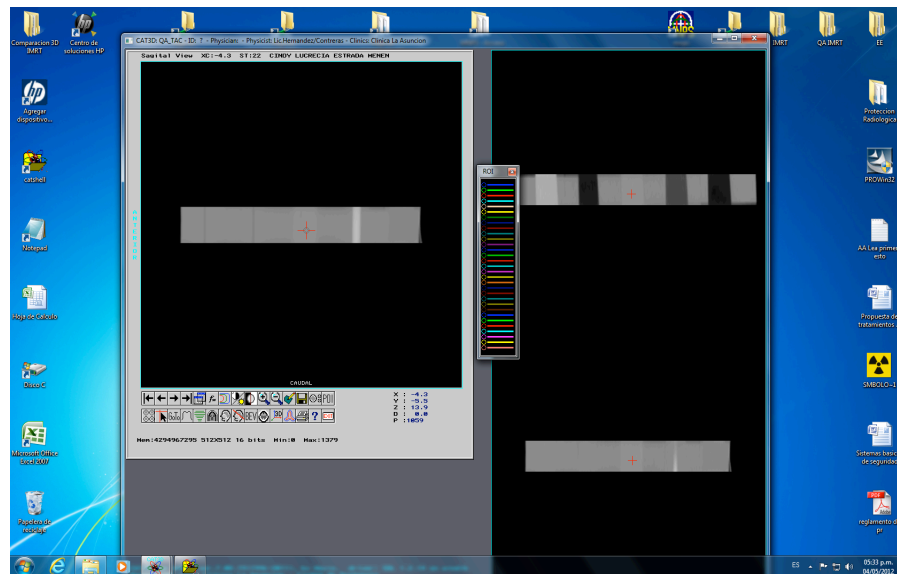


Figura 58: Reconstrucción sagital



m) Prueba anatómica 16: Visualización tridimensional y herramientas asociadas

- i) *Propósito:* Verificar el correcto funcionamiento de los modos de visualización de 3-D.
- ii) *Resultado:* Con el modelo en 3-D del fantoma utilizado anteriormente, se crearon pruebas simples de las funcionalidades de visualización. Éstas son: cambiar el umbral de 1200, 1000 y 500, lo cual permite ver únicamente las áreas con una densidad (P) mayor o igual a dicho número; dibujar un PTV que modele como un órgano o área de interés; cambiar el modelo de sólido a alambre, por lo que se pueden visualizar todos los volúmenes sin importar la distancia a la que se encuentren; finalmente, modelamos el PTV con el resto de volúmenes con un umbral de 1200.

Figura 59: Umbral de 1200

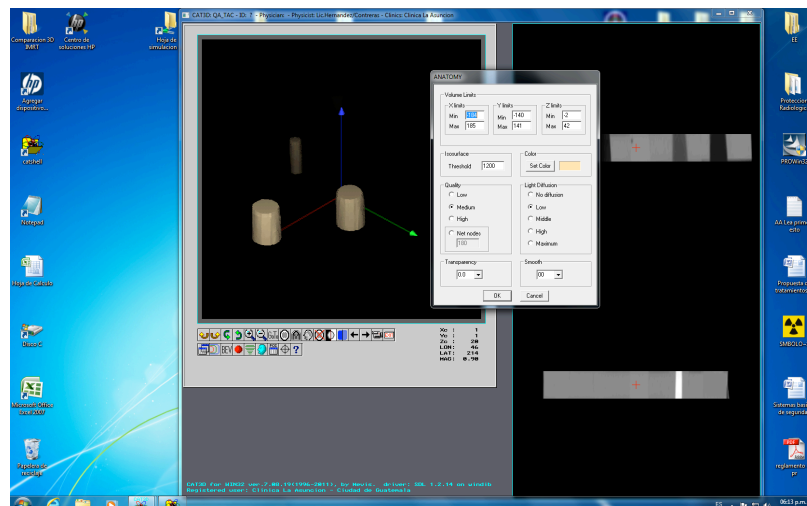


Figura 60: Umbral de 1000

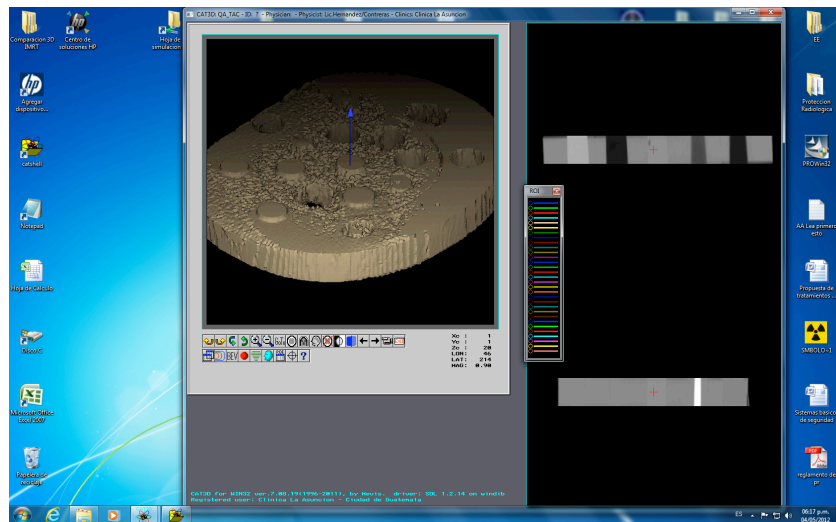


Figura 61: Umbral de 500

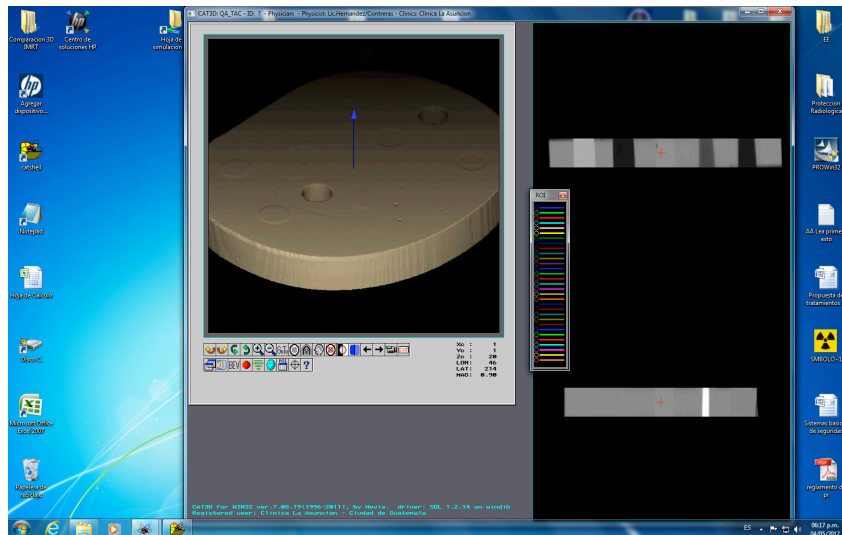


Figura 62: Modelo Sólido

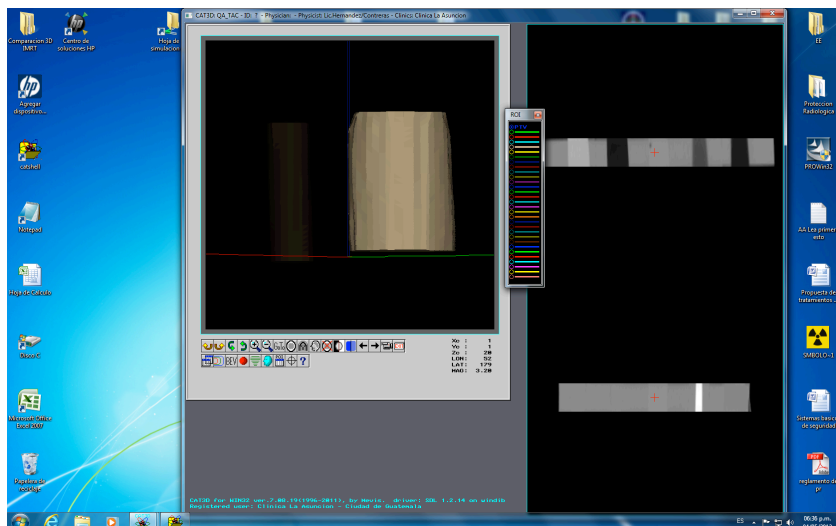


Figura 63: Modelo Alambre

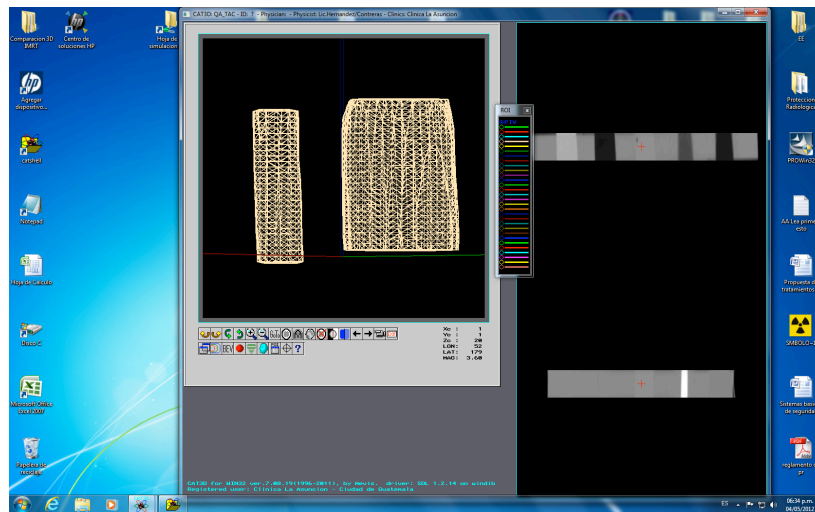


Figura 64: ROI delineado en el fantoma

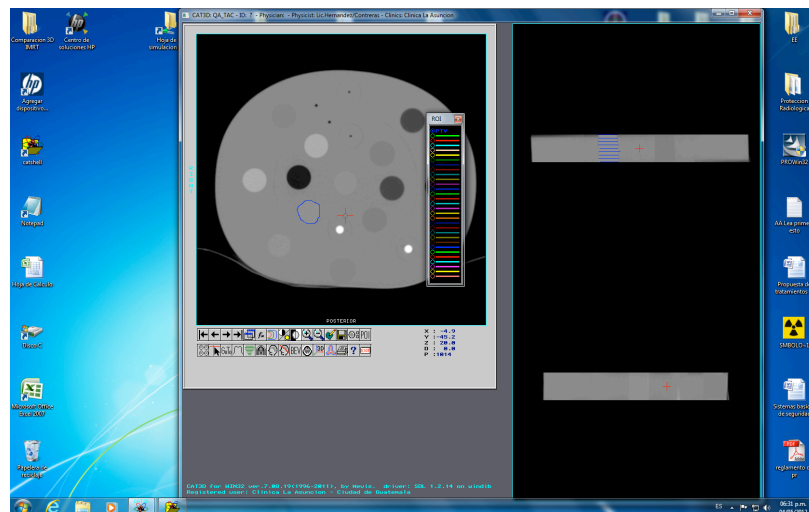
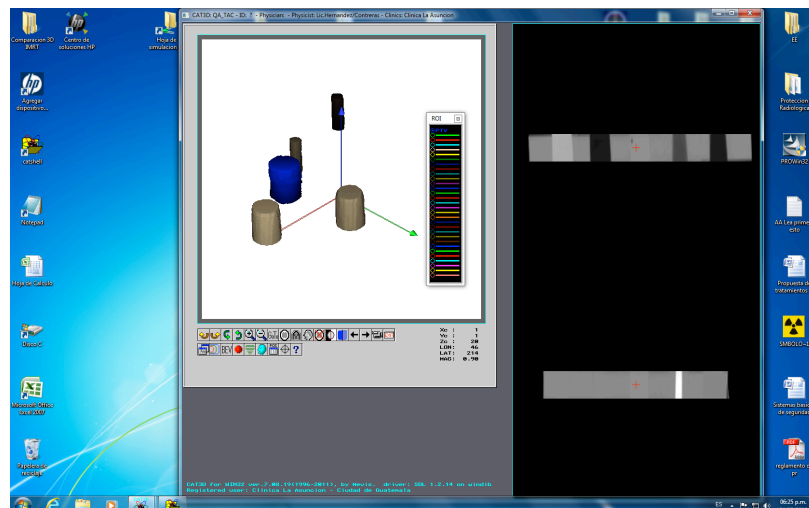


Figura 65: Visualización en 3D del ROI



n) Prueba anatómica 17: Herramientas para la manipulación de datos anatómicos

- i) *Propósito:* Evaluar las capacidades y limitaciones de las herramientas (copiado, giro de imagen-rebanada (izquierda-derecha o arriba-abajo), giro diagonal, etc.) usadas para la manipulación de datos anatómicos.
- ii) *Resultado:* Las herramientas disponibles son: *Invert z* (se invierte la imagen respecto al eje z), *Position setup* (se cambia la orientación de Occipital o Frontal) y *Edit z*. Comenzamos, con *Invert z*, primero con la imagen de CT original y luego al utilizar la herramienta. Nótese en los cortes que el cursor se encuentra en la misma posición, pero los cortes están cambiados. La inversión del eje z crea el efecto de un espejo vertical, como bien lo indica el CAT3D en la tercera imagen.

Figura 66: z original

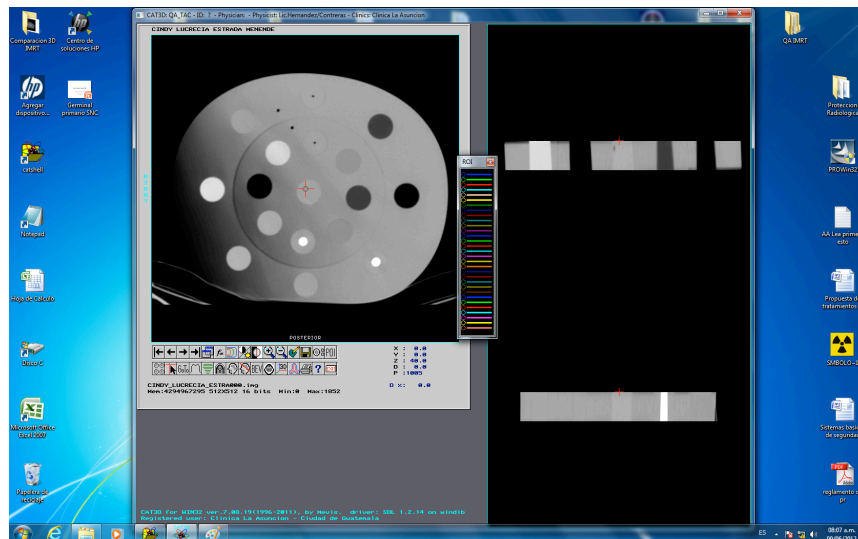


Figura 67: z cambiado

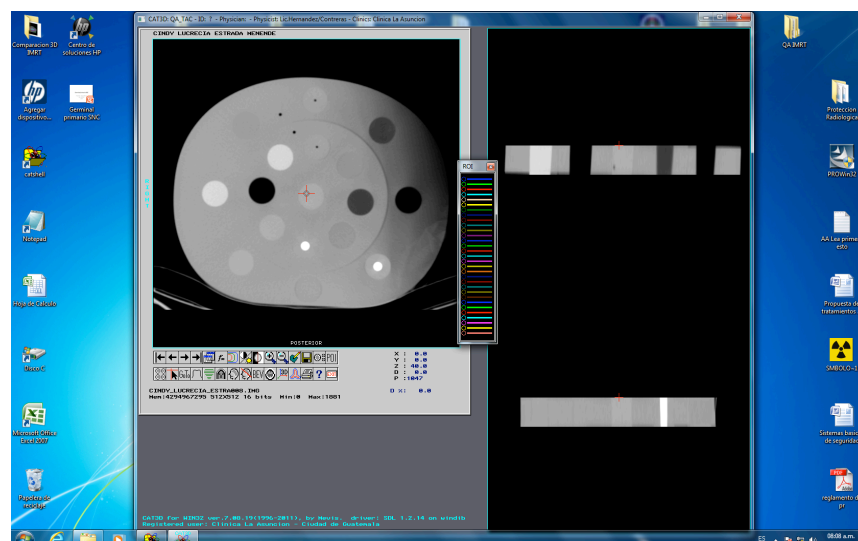
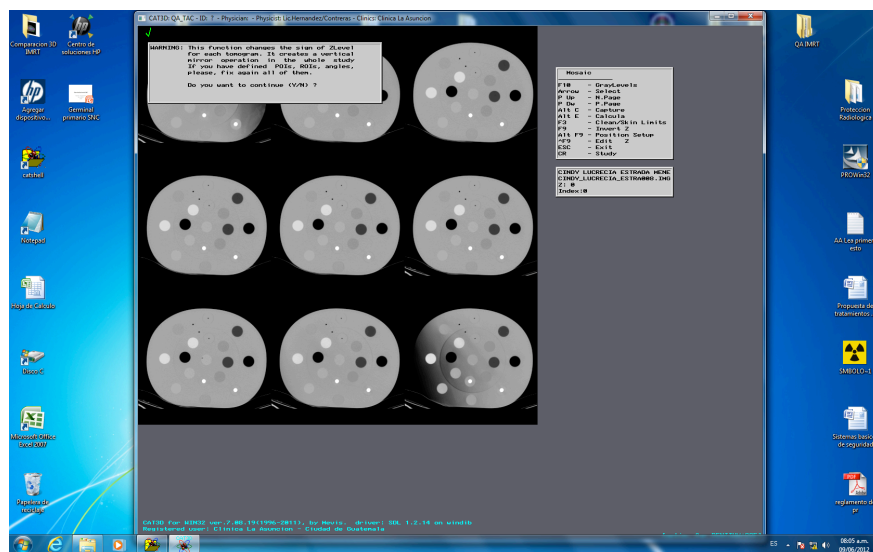
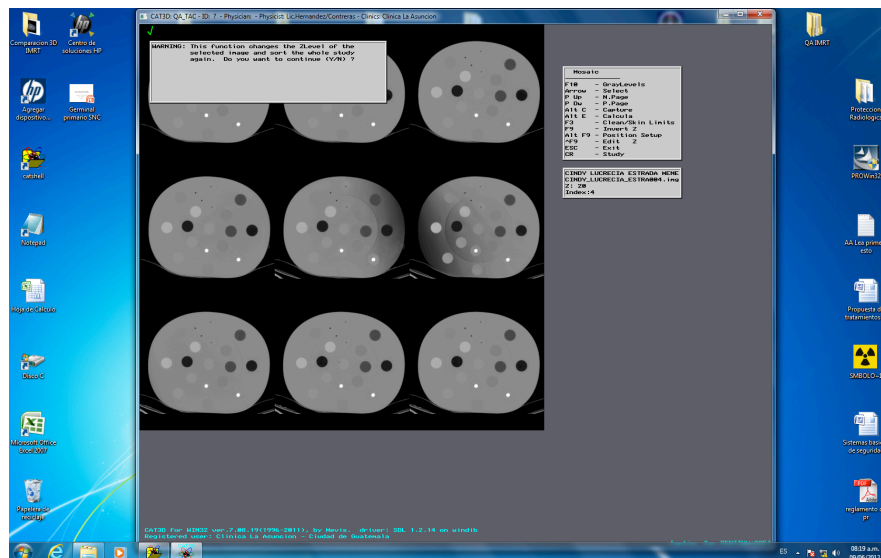


Figura 68: Visualización de cortes con z original



Ahora, al editar la posición en z, visualmente se cambia el orden en que aparecen los cortes de CT del fantoma (compárese con la imagen anterior).

Figura 69: Visualización de cortes con z editado



Finalmente, al cambiar la posición, esto actúa como un espejo horizontal. Nótese que originalmente el fantoma tenía la posición Occipital e Izquierda, por lo que al cambiarla a Occipital y Derecha obtenemos el resultado esperado.

Figura 70: Posición original: Occipital/Izquierda

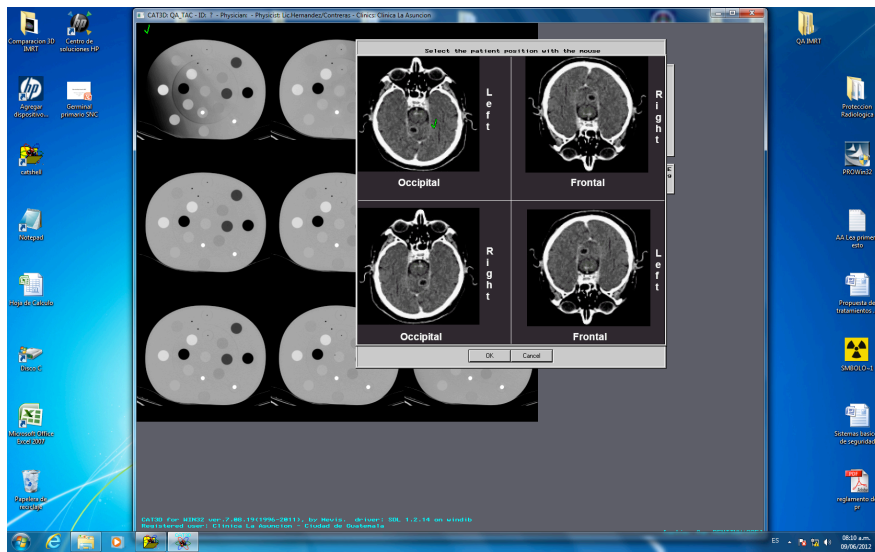
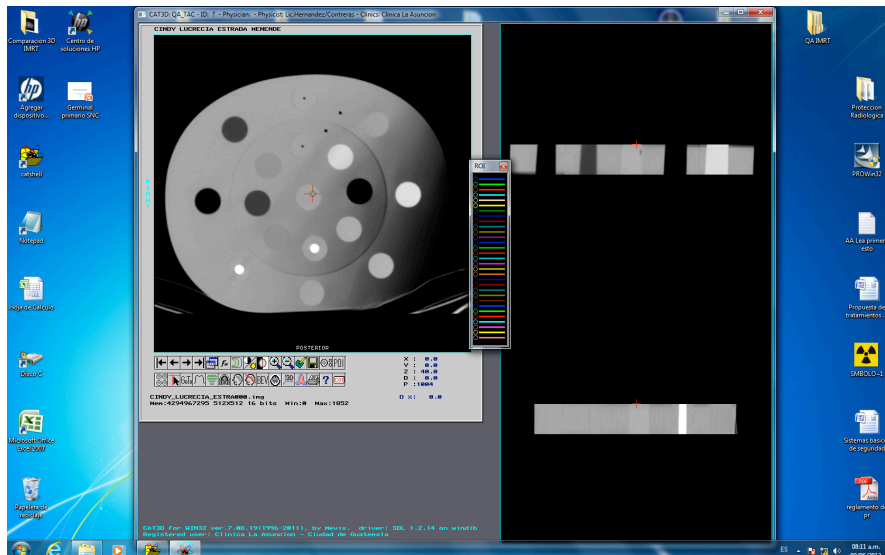


Figura 71: Posición cambiada: Occipital/Derecha



## IV. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Con todos los detalles expuestos, se ha confirmado el correcto manejo de la adquisición de la información del paciente por el TPS CAT3D, así como la importancia que tiene ésta en la radioterapia. Se puede decir que es un paso importante en todo el planeamiento de radioterapia, debido a que cualquier error que se realice afectará al resto de pasos.

Debido a que en este trabajo se efectuaron sólo pruebas de ingreso de información del paciente, se recomienda profundizar en los cálculos de la dosis y los algoritmos utilizados por el CAT3D para verificar que se estén realizando de la manera más eficiente; *e.g.*, siguiendo el TRS-430.

Se debe de tener especial cuidado con las modalidades de imágenes a utilizar para obtener los contornos de los pacientes, por lo que se recomienda siempre revisar que no existan distorsiones geométricas al utilizar las imágenes de CT o de resonancia magnética. Se recomienda pruebas con fantomas con estructuras tridimensionales conocidas para confirmar la precisión (así como la correcta lectura de coordenadas) del CAT3D.

Es esencial que se mantenga un programa de garantía de calidad (QA por sus siglas en inglés) continuo. Se recomienda realizar las pruebas sugeridas en el capítulo 10 del TRS 430, en donde se menciona que los temas a cubrir son:

- Pruebas periódicas de la integridad del hardware, software y transferencia de datos;
- Se deben de establecer los procedimientos para cubrir las mejoras en el software, cambios en los aparatos periféricos, métodos de transferencia de datos y modificaciones a los datos del haz;
- Otros aspectos importantes del QA es el entrenamiento del personal, manejo del sistema y de la seguridad.

## V. REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

- Canela, S.; Rosenwald, J. C.; Zefkili, S. 2000. «Radiation Therapy Committee Task Group 53 : Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning.» *American Association of Physicists in Medicine*. Vol. 27, No. 5: 1018-1024.
- Emami B., *et al.*, 1991. «Tolerance of normal tissue to therapeutic radiation. » *International Journal of Radiation Oncology – Biology – Physics*. No. 21: 109-122.
- Fraas, B., *et al.*, 1998. «Radiation Therapy Committee Task Group 53 : Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning.» *American Association of Physicists in Medicine*. Vol. 25, No. 10: 1773-1829.
- Gérard, J.P., *et al.*, 2000. «Three-Dimensional Radiation Treatment: Technological Innovations and Clinical Results.» *Frontiers of Radiation Therapy and Oncology*. Vol. 34. Berlin, Alemania. 191 págs.
- Health Physics Society , HPS. 2011. *What Is Radiation?* <http://hps.org/publicinformation/ate/faqs/whatisradiation.html> . Virginia, EE. UU.
- Hernández G., E.E. 2009. *Puesta en servicio de un sistema de planificación computarizado, para planificar tratamientos de radioterapia (Aspectos dosimétricos)*. Tesis Universidad de Extremadura, España. 157 págs.
- International Atomic Energy Agency, IAEA. 2001. *Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama – Report of a Team of Experts, 26 May-1 June 2001*. Vienna, Austria. 281 págs.

\_\_\_\_\_; 2004. *Technical Report Series (TRS) No. 430 - Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Vienna, Austria. 115 págs.

Kotz, J.; Treichel, P.; Weaver, G. 2005. *Química y reactividad química*. 6ª ed. México. Thomson. 997 págs.

LA ASUNCIÓN – Clínica de Radioterapia, 2011. <http://www.rla.com.gt> . Ciudad de Guatemala, Guatemala.

Martínez, L.C.; *et al.*, 2002. «Un método para la conversión del número Hounsfield en densidad electrónica y para la obtención de la energía efectiva en los escáners CT.» *Revista de Física Médica*. Vol. 3, No. 1:19-25.

MEVIS Informática Médica Ltda., *Product CAT3D*. São Paulo, Brasil. <http://www.mevis.com.br/english/index.html>

MEVIS Informática Médica Ltda. 2005. *Sistema para Planificación de Radioterapia CAT3D – Manual de Usuario*. São Paulo, Brasil. 112 págs.

Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, 2000. *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Viena, Austria. 135 págs.

Organización Mundial de la Salud, OMS. “Cáncer”, *Nota descriptiva No. 297*. Octubre de 2011. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>

Podgorsak, E.B. 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Vienna, Austria. 657 págs.

Porres, D. 2011. *Reporte Final – Taller de Práctica Profesional*. Guatemala, Guatemala. 27 págs.

Reinado, D. *et al.*, 2009. *Comisionado de un planificador de libre distribución para la verificación de cálculos dosimétricos*. Valencia, España. 4 págs.

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR. 2000. *UNSCEAR 2000 REPORT Vol. I – Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume I: Sources*. Viena, Austria. 632 págs.

\_\_\_\_\_ ; 2000. *UNSCEAR 2000 REPORT Vol. I – Sources and Effects of Ionizing Radiation. Volume II: Effects*. Viena, Austria. 563 págs.

\_\_\_\_\_ ; 2011. *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atom Radiation; FAQ*. <http://www.unscear.org/>

## VI. APÉNDICE -. EFECTOS DE LA RADIACIÓN

La severidad de cualquier efecto inmediato dependerá de la cantidad total de radiación en un período de tiempo; a esto se le denomina la dosis de radiación. Si una persona es expuesta a niveles altos de radiación por un período significativo de tiempo y si la dosis acumulada es alta, entonces una cantidad más alta de células pueden ser afectadas. Esto representa lesiones graves a la persona expuesta (e.g., quemaduras en la piel, pérdida de cabello, daño a los sistemas productores de la sangre y al sistema inmunológico). Dependiendo de la dosis, la persona expuesta puede recuperarse de las lesiones, sobre todo si hay un buen tratamiento médico disponible rápidamente. Sin embargo, en dosis muy altas, la recuperación no es posible, lo cual lleva a la muerte en cuestión de días o semanas.

Para dosis más bajas de radiación, por debajo de los niveles asociados con la aparición temprana de la lesión y muerte debido a la muerte celular, una población expuesta puede mostrar una incidencia más alta de ciertos tipos de cáncer, desde años a décadas luego, en comparación con las poblaciones que no fueron expuestas. En este sentido, la radiación ionizante es un carcinógeno similar al humo de los cigarrillos y la incidencia de cáncer en una población aumenta con la dosis de radiación recibida (UNSCEAR; 2011).

Tabla 5: Efectos en la salud humana de acorde a la dosis recibida.

<b>Rango de dosis indicativa (mSv)</b>	<b>Efectos en la salud humana (incluyendo al feto)</b>
Hasta 10	No hay evidencia directa de efectos en la salud humana.
10 - 1,000	No hay efectos tempranos; hay una mayor incidencia de ciertos tipos de cáncer en poblaciones expuestas a dosis más altas.
1,000 - 10,000	Enfermedad por radiación (riesgo de muerte); mayor incidencia de ciertos tipos de cáncer en poblaciones expuestas.
Arriba de 10,000	Siempre fatal.

(UNSCEAR; 2011)

Los animales y las plantas son también afectados por la exposición a la radiación, donde los mecanismos de daño son esencialmente los mismos que para los humanos. Para dosis más altas, la morbilidad y muerte pueden ocurrir (véase la Tabla 4) y a dosis más bajas ocurren los mismos efectos carcinogénicos. En estudios hechos en los animales, se han observado efectos hereditarios, pero esto no ha sido observado en poblaciones de humanos; sin embargo, podemos asumir que esto posiblemente ocurra a una escala pequeña (UNSCEAR; 2011).

Tabla 6: Mortalidad de las especies vs. rango de dosis

<b>Rango de dosis indicativa (Sv)</b>	<b>Mortalidad</b>
1 - 10	Mamíferos y aves.
10 - 100	Crustáceos, reptiles, anfibios, peces y plantas vasculares.
100 - 1,000	Moluscos
1,000 - 10,000	Protozoos, bacteria, musgo, liquen, algas e insectos.

(UNSCEAR; 2011).

Al final, los efectos de la radiación se dividen en dos: los efectos determinísticos y los efectos estocásticos. A continuación se describe qué quiere decir éstas dos divisiones de los efectos.

## A. EFECTOS DETERMINÍSTICOS

Para altas dosis, los efectos de la radiación (tales como náusea, envejecimiento de la piel o, en casos graves, síndromes más agudos) se expresan clínicamente en personas expuestas en un período relativamente corto de tiempo después de la exposición. Tales efectos se llaman deterministas ya que ocurrirán si la dosis supera un nivel umbral.

Los efectos determinísticos son el resultado de varios procesos, principalmente de la muerte celular o de la división celular retrasada, causadas por una exposición a altos niveles de radiación. Si la exposición es suficientemente amplia, estos efectos pueden alterar la función de los tejidos expuestos. La gravedad de un efecto determinista en particular en un

individuo expuesto se incrementa con la dosis por encima del umbral a partir del cual aparecen de los efectos (Podgorsak; 2005).

## B. EFECTOS ESTOCÁSTICOS

La exposición a la radiación puede también inducir efectos retrasados, tales como tumores malignos, los cuales se expresan después de un período de latencia y pueden ser detectados epidemiológicamente en una población. Esta inducción se supone que tiene lugar en todo el rango de dosis sin umbral.

Los efectos hereditarios debidos a la radiación han sido detectados estadísticamente en otras poblaciones de mamíferos y se supone que se producen también en poblaciones humanas. Estos efectos epidemiológicamente detectables (enfermedades malignas y efectos hereditarios) son denominados efectos estocásticos debido a su carácter aleatorio.

Los efectos estocásticos pueden suceder si una célula irradiada es modificada de envés de ser matada. Las células modificadas pueden, después de un retraso prolongado, desarrollarse en cáncer. Los mecanismos de reparación del cuerpo hacen que éste resultado sea muy improbable para bajas dosis. Sin embargo, no existe evidencia que indique de una dosis umbral por la que debajo de ésta no resulte en cáncer. La probabilidad que ocurra cáncer es más ala para dosis más altas, pero la severidad de cualquier cáncer que resulte de la irradiación es independiente de la dosis.

Si la célula lastimada por exposición a la radiación es una célula germinal cuya función es de transmitir la información genética a la progenie, es concebible que efectos hereditarios de varios tipos pueden desarrollarse en los descendientes del individuo expuesto. La probabilidad de suceder de los efectos estocásticos se presume que es proporcional a la dosis recibida, sin una dosis umbral (Podgorsak, 2005).

## VII. GLOSARIO

**Algoritmo:** La secuencia de instrucciones que operan a un conjunto de información (datos) de entrada, transformando la información a un conjunto de resultados de salida que son de interés al usuario.

**Apoptosis:** Muerte celular programada.

**BEV:** Una proyección en 3-D de la anatomía del paciente y geometría del haz, desde el punto de vista de la fuente de radiación.

**Bolus:** Material puesto en la superficie del paciente; por lo general es cercano al equivalente del tejido.

**Braquiterapia:** Terapia en la cual fuentes radioactivas son puestas dentro o a una distancia cercana al tejido a ser tratado.

**CEMA:** Energía convertida por unidad de masa. Su unidad es el Gray o Gy, el cual equivale a un Joule por kilogramo:  $1Gy = 1J / 1kg$ .

**Cerrobend:** Metal de Wood; una aleación que tiene un punto de fusión bajo de aproximadamente 70° C. Se utiliza para fabricar los bloques de protección para cada paciente, de acorde al número de campo que se esté aplicando.

**Célula germinal:** Línea celular precursora de los gametos: óvulos y espermatozoides en los organismos que se reproducen sexualmente. Contienen el material genético que se va a pasar a la siguiente generación.

**Contorno:** Una curva cerrada que describe la intersección de una estructura anatómica (típicamente) con el plano de una imagen.

**Cuña:** Un absorbedor (físico, duro, mecánico) de metal en forma de cuña que es colocado en la trayectoria del haz para producir un gradiente en la dosis a lo largo del campo. Pueden ser motorizadas (cuña automática o de vuelo). Un efecto similar puede lograrse mediante el movimiento de una mandíbula (cuña dinámica o virtual).

**Cuña dinámica:** Generación de una distribución de dosis con forma de cuña usando un colimador en movimiento mientras el haz se encuentre encendido.

**Desviación:** La diferencia entre el valor de un resultado medido o calculado y el valor esperado por medio de otro método, el cual es considerado como la referencia.

**Dosis Absoluta:** Dosis de radiación con unidades de Gy o cGy.

**Dosis Relativa:** Distribución de dosis presentada en porcentaje, relativo a la dosis en un punto en particular bajo condiciones definidas.

**$d_{\max}$ :** La profundidad debajo de la superficie en el cual el eje central de dosis en profundidad tiene un valor máximo.

**Dosimetrista:** Persona especializada que realiza la planificación de la radioterapia con el TPS; puede ser un terapeuta de radiación (radiógrafo o técnico de terapia de radiación) o un físico especialmente entrenado.

**DRR:** Una imagen calculada de las imágenes del paciente (típicamente de un conjunto de CT) que parece un diagnóstico o película de megavoltaje obtenida para la misma geometría del haz y paciente.

**DVH:** Un histograma que muestra el número de vóxeles (i.e., volumen o volumen relativo) de una estructura que recibe una dosis dada.

**Electrón de valencia:** Electrones que están en los niveles de energía externos y que determinan las propiedades químicas del elemento. Según el número de electrones de valencia del átomo es el número de enlaces que puede formar éste con otro u otros.

**Error:** La desviación de una cantidad dada debida a un procedimiento incorrecto; pueden ser realizados aún si el resultado se encuentra dentro de la tolerancia. En general se refiere a una acción o procedimiento malo.

**Estándares de Calidad:** El criterio contra el cual se puede evaluar cualquier tipo de actividad. Los estándares pueden ser definidos de varias maneras

**Estructuras:** Objetos anatómicos en 3-D utilizado en un TPS, las cuales corresponden típicamente a un órgano o a un objetivo para la radioterapia.

**Fantoma:** Material utilizado para medidas de dosis *in Vitro* (en vidrio, en un contenedor artificial), tales como agua o agua sólida o un fantoma antropomórfico (el cual se parece a un humano).

**Físico Médico:** Un físico entrenado en oncología radioterápica, radiología y/o medicina nuclear.

**Haz:** Una energía distintiva y modo para una máquina en particular.

**IMRT:** El uso de haces que tienen intensidades moduladas (la intensidad del haz es distinta en distintas regiones del haz). Haces de IMRT son usualmente generadas utilizando procedimientos de planificación inversa.

**Incertidumbre:** Un parámetro que caracteriza la dispersión de valores que pueden ser obtenidos para medidas en particular cuando son realizadas repetidamente; es la desviación estándar (o múltiplos de ésta).

**KERMA:** Energía cinética liberada en el medio. Su unidad es el Gray o Gy, el cual equivale a  $1\text{Gy} = 1\text{J}/1\text{kg}$ .

**MLC:** Un sistema de colimación por máquina que incorpora un conjunto de hojas controladas por computadora que permiten la creación de aperturas del haz definidas por el usuario.

**Mutación:** Cambios en la secuencia genómica.

**Necrosis:** Muerte prematura de las células en tejido vivo.

**Neoplasia:** El proceso de proliferación anormal (multiplicación abundante) de células en un tejido u órgano que desemboca en la formación de un neoplasma.

**Paliación:** Paliar una enfermedad es tratarla parcialmente en la medida que sea posible, pero no curarla totalmente. La paliación “encubre” a la enfermedad.

**Planificación Inversa:** Tipo de planeación usualmente utilizado para IMRT, en donde las metas dosimétricas de la planeación son declaradas al inicio y luego el sistema de planeación automáticamente genera el plan que “mejor” (o al menos que adecuadamente) satisface las metas declaradas.

**Pruebas de Aceptación:** Pruebas realizadas para confirmar que el sistema se desempeña de acorde a las especificaciones de compra.

**Puesta en marcha:** Comisionamiento; Todas las pruebas, datos de entrada y chequeos de verificación que son necesarios para que el sistema esté listo para uso clínico.

**QA:** Acciones planeadas y sistemáticas necesarias para proporcionar la confianza adecuada de que un producto o servicio satisfará los requisitos dados para calidad.

**QC:** El proceso de regulación a través del cual se mide la calidad del desempeño actual, en comparación con los estándares existentes, y las acciones necesarias para mantener o recuperar la conformidad con las normas.

**Radical:** Especies químicas (que pueden ser tanto átomos como moléculas) que tienen un electrón desapareado, por lo que son muy reactivos y se combinan fácilmente con otros átomos para formar moléculas.

**Radiocirugía:** Una sola fracción (o pocas fracciones) de tratamiento en el cual se localiza un objetivo con alta precisión utilizando hardware específico (típicamente un marco rígido conectado físicamente al paciente).

**Radioncólogo:** El médico que evalúa al paciente y determina cuál es la terapia o combinación de terapias apropiada(s). Decide cuál área tratar y cuál dosis administrar. En conjunto con el físico médico y el dosimetrista, el radioncólogo determina qué técnicas usar para administrar la dosis prescrita.

**Reanudación:** El proceso de volver a comprobar el comportamiento del TPS luego de un reemplazo del hardware y/o actualizaciones del software utilizado.

**Simulación virtual:** Software que imita las acciones de un simulador de radioterapia.

**Superficie:** La piel del paciente.

**Terapia Conformal en 3-D (3-D CRT):** Conformación de la región de dosis alta al volumen objetivo en 3-D, mientras se minimiza la dosis a tejidos normales (requiere de imágenes en 3-D y de cálculos de dosis en 3-D).

**Terapia Dinámica:** Terapia entregada con el haz encendido mientras una o más partes de la máquina (tales como el gantry, colimador, MLC o mesa) se encuentran en movimiento.

**Tolerancia:** El rango de aceptabilidad en el cual, de excederse de éste rango, se deben de realizar acciones correctivas. Generalmente es una descripción de variaciones que son aceptables.

**TPS:** Un dispositivo, por lo general un sistema electrónico programable que se utiliza para simular la aplicación de la radiación a un paciente para un tratamiento de radioterapia propuesto. En éste contexto se refiere al TPS: hardware, el sistema operativo de la computadora y software del TPS.

**TRS:** Serie de informes técnicos publicados por la IAEA. En éste trabajo se utilizó el No. 430, el cual trata de la puesta en marcha, así como la garantía de la calidad de los cálculos hechos por un TPS.

**Tumor:** Un neoplasma que forma una masa diferenciada; puede ser benigno o maligno. Entre los neoplasmas malignos se encuentran muchos tipos de cáncer.

**UM:** Unidad Monitora; un valor numérico, fijado en la máquina de tratamiento, proporcional a la intensidad de haz a través del sistema de colimación del acelerador. Las UM son calibradas típicamente para definir la dosis administrada al paciente bajo condiciones de referencia.

**Vendedor:** Compañía que vende un producto como el sistema TPS, software de TPS o hardware.

**Volumen absoluto:** Volumen obtenido mediante la multiplicación del porcentaje del volumen siendo analizado por el volumen total calculado de la estructura.

**Volumen relativo:** Porcentaje del volumen de la estructura siendo analizado.

**Voxel:** Un píxel volumétrico (del inglés *volumetric pixel*), es la parte más pequeña en forma de caja de una imagen o tomografía tridimensional.