



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

*CALIBRACIÓN DE UN TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO
PARA APLICACIONES EN RADIONEUROCIROLOGÍA*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE

MAESTRÍA EN CIENCIAS
(FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA

FLOR PEREGRINA HERRERA MARTÍNEZ

DIRECTORA DE TESIS: Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte

COMITÉ TUTORAL: Dr. Arnulfo Martínez Dávalos

M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos

Méd. Miguel Ángel Celis López



posgrado en ciencias físicas
u n a m

México, D. F.

2007



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

El agradecimiento más especial a mi familia, porque creyeron en mí aún cuando yo misma no lo hice.

Mi sincero agradecimiento y cariño para mi directora de tesis, la Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, por sus valiosos consejos, lo aprendido en el camino, los jalones de orejas y su interés en este trabajo. Espero seguir aprendiendo de ella.

A los integrantes de mi comité tutorial, Dr. Arnulfo Martínez Dávalos, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos y al Dr. Miguel Ángel Celis López, por sus opiniones y sugerencias a lo largo de la elaboración de este trabajo, enriqueciendo la idea principal del mismo.

A los integrantes de mi comité sinodal, Dra. Mercedes Rodríguez Villafuerte, M. en C. Amanda García Garduño, Dr. José Luis Ruvalcaba Sil, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos y al Dr. Miguel Ángel Celis López, por sus valiosos comentarios que enriquecieron aun más este trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por la beca otorgada para la realización de mis estudios de posgrado, a los proyectos CONACYT U46761-F, PAPIIT-UNAM IN108906-3 y PAEP UNAM 102001 por el apoyo económico brindado.

Un agradecimiento muy especial a Paola Ballesteros, mucho más que una amiga, sin su gran apoyo, su amistad y sus consejos, esto no hubiera sido lo mismo.

A mis amigos, Amanda García y José Manuel Lárraga, por su gran apoyo académico, sus atinados comentarios, su amistad, sus fines de semana, y todas las horas tan amenas que he pasado en su compañía.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen, por su amistad y haber escuchado tantas veces mis quejas cuando creí que no podía más.

A mis compañeros de trabajo y grandes amigos queridos, el M. en C. Miguel Rodríguez Ponce y el M. en C. Oscar Ángeles Zaragoza, por su apoyo, su amistad, y todo lo que he aprendido de ellos, y sigo aprendiendo.

Al M. en C. Cesar Gustavo Ruiz Trejo, por su amistad, y el valioso apoyo en la construcción del maniquí utilizado para las medidas en este trabajo.

Al Ing. M. Veytia y Ricardo Ramírez, por la construcción del maniquí.

Al Dr. Carlos Magaña, Dr. José Luis Ruvalcaba, Dr. Federico del Río, I. Q. Iván Puente Lee, Luis Rendón, Manuel Aguilar y la Dra. Patricia Santiago por su apoyo en la realización de los análisis elementales realizados a lo largo de este trabajo.

A la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez”, por las facilidades otorgadas para la realización de este trabajo.

A mis queridos compañeros: Juan Carlos, Margarita, Karina, Evangelina, Diana, Lenin, Carla y Paola. Todo fue mas llevadero y divertido a su lado.

Finalmente, a todos los amigos que hice en estos últimos 3 años en la UNAM.

*Para mi familia:
Papá, Mami, Gely y Alan
por su incondicional apoyo y amor*

*Para mis abuelos
Otro pilar importante en mi vida*

*JZ, sin mas palabras,
Todo mi amor para ti.*

*“...I went into the woods because I wanted to live deliberately.
I wanted to live deep and suck out all the marrow of life...
to put to rout all that was not life; and not, when I came to die,
discover that I had not lived..”.*

Henry David Thoreau

	Página
Introducción	1
1 Radiocirugía estereotáctica	3
1.1 ¿Qué es la radiocirugía estereotáctica?	3
1.1.1 Haces de partículas	3
1.1.2 Gamma knife	4
1.1.3 Aceleradores lineales	6
1.1.3.1 Magnetrones y klystrons	9
1.1.3.2 Haces de rayos X y de electrones	10
1.2 Procedimiento por seguir en un tratamiento de radiocirugía estereotáctica	12
1.2.1 Colocación del marco estereotáctico	12
1.2.2 Adquisición de imágenes CT y RM	13
1.2.3 Planeación de tratamiento	14
1.2.4 Colocación del paciente	14
1.2.5 Aplicación del tratamiento	14
1.3 Modalidades de radiocirugía en un linac Novalis	15
1.3.1 Haces conformales	16
1.3.2 Arcos dinámicos conformales	16
1.3.3 IMRS	16
1.4 Cálculo de dosis por el sistema de planeación iPlanRT Dose ®	17
1.4.1 Corrección por camino longitudinal	19
2 Tomografía Axial computarizada	21
2.1 Principios de la tomografía axial computarizada	22
2.2 Evolución del CT	22
2.2.1 Primera generación (trasladar - rotar).	23
2.2.2 Segunda generación (trasladar - rotar).	23
2.2.3 Tercera generación (rotar - rotar).	24
2.2.4 Cuarta generación	25
2.2.5 Otras geometrías	25
2.2.5.1 Quinta generación	25
2.2.5.2 Sexta generación	25
2.2.5.3 Séptima generación	27
2.3 Unidades Hounsfield	27
2.4 Tomógrafo GE HiSpeed CT/i	28
2.5 Artefactos en la imagen CT	30
2.5.1 Artefactos de movimiento	30
2.5.2 Artefactos metálicos	31
2.5.3 Artefactos por efecto parcial de volumen	31
2.5.4 Artefactos por endurecimiento del haz	32
3 Metodología experimental	33
3.1 Antecedentes	33
3.1.1 Verificación de la NOM-158-SSA1-1996	33
3.1.2 Comparación dosimétrica de tratamientos de radiocirugía con conos e intensidad modulada	34
3.2 Pruebas preliminares	34
3.3 Diseño de un maniquí para calibración en UH	36

3.4	Análisis elemental de materiales tejido equivalente	37
3.4.1	Análisis EDS-SEM	38
3.4.2	Análisis PIXE-RBS	38
3.5	Adquisición de imágenes CT con el maniquí diseñado para la calibración	39
3.6	Verificación y comparación de la nueva curva de calibración propuesta	40
3.7	Películas de Tinte Radiocrómico (PTR)	40
3.7.1	Características físicas de una PTR GafChromic MD-55-2	42
4	Análisis de resultados	43
4.1	Composición de referencia de materiales tejido equivalente	43
4.1.1	Pulmón (inhalación)	44
4.1.2	Pulmón (exhalación)	47
4.1.3	Tejido adiposo	49
4.1.4	Hueso trabecular	51
4.1.5	Hueso cortical	53
4.1.6	Agua sólida	55
4.1.6.1	Agua sólida (altas energías, HE)	55
4.1.6.2	Agua sólida (bajas energías, LE)	57
4.2	Cálculos de UH y ρ_e	59
4.3	Verificación de la calibración propuesta	64
4.3.1	Calibración de las películas de tinte radiocrómico	64
4.3.2	Comparación de distribuciones de dosis medidas	65
5	Conclusiones	70
5.1	Composición de materiales tejido equivalente	70
5.1.1	Análisis EDS-SEM	70
5.1.2	Análisis PIXE-RBS	71
5.2	Verificación de la calibración propuesta	71
	Apéndice A. Espectroscopía por Dispersión de Energía	74
	Apéndice B. Emisión de Rayos X Inducida por Protones y Retrodispersión de Rutherford	76
	Apéndice C. Reportes de los planes utilizados para a verificación dosimétrica	80
	Referencias	86

Introducción

Las imágenes de tomografía computarizada (CT) son utilizadas como una entrada de información básica para los sistemas de planeación más modernos de radiocirugía; no sólo proveen de información anatómica del paciente para identificar volúmenes de interés y órganos de riesgo, sino que provee información para realizar el calculo de dosis y correcciones por inhomogeneidades presentes en el tejido durante el procedimiento de planeación. Estas correcciones involucran la determinación de una relación entre las densidades electrónicas de los tejidos (relativas a agua), y sus correspondientes unidades Hounsfield. Es conveniente obtener esta relación para materiales en un intervalo amplio de densidades, desde los menos densos como el aire, hasta los más densos como el hueso cortical.

Para asegurar una calibración confiable es necesario determinar cada una de las cantidades involucradas, es decir, densidades electrónicas y unidades Hounsfield. Con este objetivo, en el presente trabajo se diseñó y construyó un maniquí de calibración formado de diferentes materiales comerciales equivalentes a tejido en un amplio intervalo de densidades electrónicas: dos tipos de pulmón (de inhalación y exhalación), tejido adiposo y dos tipos de hueso (trabecular y cortical). Adicionalmente se incluyeron dos tipos de agua sólida (para bajas y altas energías), agua líquida, aire y polimetil metacrilato (también conocido como lucita).

Para verificar la equivalencia de cada material a un determinado tejido humano en términos de sus propiedades radiológicas, se realizó un análisis elemental por medio de varias técnicas analíticas, incluyendo algunas de origen nuclear, no destructivas. Éstas entregan un porcentaje de masa de cada elemento que contenga la muestra. Las técnicas utilizadas fueron: Espectroscopía por Dispersión de Energía (realizados en el Laboratorio Central de Microscopía del Instituto de Física, UNAM y en la Facultad de Química, UNAM), Emisión de rayos X Inducida por Protones y Retrodispersión de Rutherford (realizados en el acelerador Peletron del Instituto de Física, UNAM).

A partir de las composiciones elementales obtenidas y la verificación de que los materiales tejido equivalente tenían propiedades de atenuación similares a tejidos humanos, se obtuvo una curva de calibración para el tomógrafo helicoidal General Electric *HiSpeedCT/i* del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía de la Ciudad de México "Manuel Velasco Suárez". El análisis incluyó la medición de las unidades Hounsfield de las diferentes estructuras del maniquí de calibración y su comparación con los cálculos obtenidos a partir de una atenuación analítica del espectro del tomógrafo utilizado.

Esta curva de calibración se utilizó para la simulación de un tratamiento de radioneurocirugía en presencia de medios inhomogéneos. Con el objetivo de verificar si el uso de la curva de calibración de densidades electrónicas propuesta en este trabajo mejoraba las distribuciones de dosis en el tratamiento, se llevaron a cabo medidas experimentales utilizando el mismo maniquí de calibración y películas de tinte

radiocrómico. El plan de tratamiento utilizó 5 haces de radiación incidiendo sobre un volumen blanco de 3 cm de diámetro. Se consideraron diferentes tipos de cálculo para el tratamiento, para estudiar el efecto de la corrección por inhomogeneidades en las distribuciones de dosis: a) sin corrección, b) con corrección utilizando la curva de calibración estándar con la que cuenta el sistema de planeación, c) con corrección utilizando la curva de calibración obtenida en este trabajo.

Resumiendo, se pueden definir varios objetivos específicos de este trabajo: determinar una composición elemental de materiales comerciales tejido equivalente, medir unidades Hounsfield, calcular densidades electrónicas relativas a agua, proponer una calibración con base en una relación unívoca entre unidades Hounsfield y densidades electrónicas y, finalmente, hacer medidas con películas de tinte radiocrómico para verificar un cambio entre la calibración actual y la que se propondrá al final de este trabajo.

El primer capítulo de esta tesis presenta una breve introducción de las técnicas modernas de radioterapia, en especial la radiocirugía estereotáctica, con la descripción del proceso habitual que se lleva a cabo en el INNN, en tratamientos de radioneurocirugía.

En el capítulo 2 se muestra una breve descripción de lo que es la tomografía computarizada, su evolución y las características más generales del tomógrafo utilizado para las medidas realizadas en este trabajo.

El capítulo 3 describe la metodología experimental, que va desde la elección de los materiales con los que está hecho el maniquí, hasta las comparaciones dosimétricas del plan de tratamiento y las medidas experimentales. Esta comparación se hizo con las curvas de isodosis.

Los resultados son presentados en el capítulo 4, desglosados por etapas, de acuerdo con cada sección del capítulo anterior, para un mejor seguimiento, así como el análisis de los resultados obtenidos.

Por último, el capítulo 5 muestra las conclusiones de este trabajo y las recomendaciones de un trabajo a futuro sobre la misma línea de investigación.

Capítulo 1

Radiocirugía estereotáctica

1.1 ¿Qué es la radiocirugía estereotáctica?

La radioterapia es una rama de la medicina que, por medio de radiaciones ionizantes, busca eliminar y/o controlar lesiones de tipo oncológico principalmente, aunque en la actualidad también se tratan problemas funcionales. La meta de la radioterapia convencional es erradicar o controlar localmente el proceso de la enfermedad. El tratamiento típicamente, consiste de 10 a 60 fracciones, entregando pequeñas dosis de radiación diariamente. Las diferencias en la sensibilidad biológica y la capacidad de reparación para tejido sano y patológico se consideran para la planeación de tratamiento. Los pacientes tratados con técnicas convencionales de radiación normalmente requieren lapsos de tiempo prolongados de seguimiento para asegurar el control de la enfermedad y la ausencia de complicaciones a largo plazo, mientras que la cirugía convencional busca eliminar el proceso patológico físicamente, buscando como resultado ideal la normalización completa de las imágenes postoperatorias, es decir, una imagen postoperatoria normal.

La radiocirugía es entonces un híbrido de la cirugía y la radioterapia, donde el resultado es trabajo en equipo interdisciplinario de cirujanos y físicos médicos, que consiste en la aplicación única de una dosis de radiación muy alta en un volumen blanco definido estereotácticamente. En otras palabras, utilizar un sistema tridimensional de coordenadas para la localización de lesiones intracraneales, para lo cual se requiere el uso de un marco estereotáctico colocado fijamente para la adquisición de información espacial y posteriormente para la localización de la lesión en el isocentro del haz de radiación durante el tratamiento.

Hay tres formas básicas de radiocirugía estereotáctica, representada por tres diferentes instrumentos. Cada instrumento opera de manera diferente, tiene distinta fuente de radiación y puede ser más efectivo bajo ciertas circunstancias. Estos son:

- Haces de partículas
- Aparatos basados en fuentes de cobalto 60
- Aceleradores lineales

1.1.1 Haces de partículas.

La radioterapia con haces de partículas o ciclotrón es utilizada principalmente en los Estados Unidos. Las características físicas de estos haces difieren fuertemente de los haces de fotones y electrones. Mientras las partículas cargadas pesadas penetran en el tejido, la transferencia lineal de energía (LET) crece a su máximo produciendo más

ionizaciones cerca del final de su camino que las que produjo al inicio. A esta región de ionización se le llama pico de Bragg (figura 1.1).

En 1954, John Lawrence comenzó a utilizar el pico de Bragg del ciclotrón de Berkely para irradiar pituitarias de pacientes con metástasis de cáncer de pulmón para supresión hormonal [Tobias CA et al, 1958]. Los primeros treinta pacientes fueron tratados con protones de 340 MeV. En 1961 Raymond Kjellberg comenzó a tratar pacientes utilizando el pico de Bragg del laboratorio del ciclotrón de Harvard, lo que fue rápidamente seguido por Koroshkov en Moscú [Kjellberg RN et al, 1968].

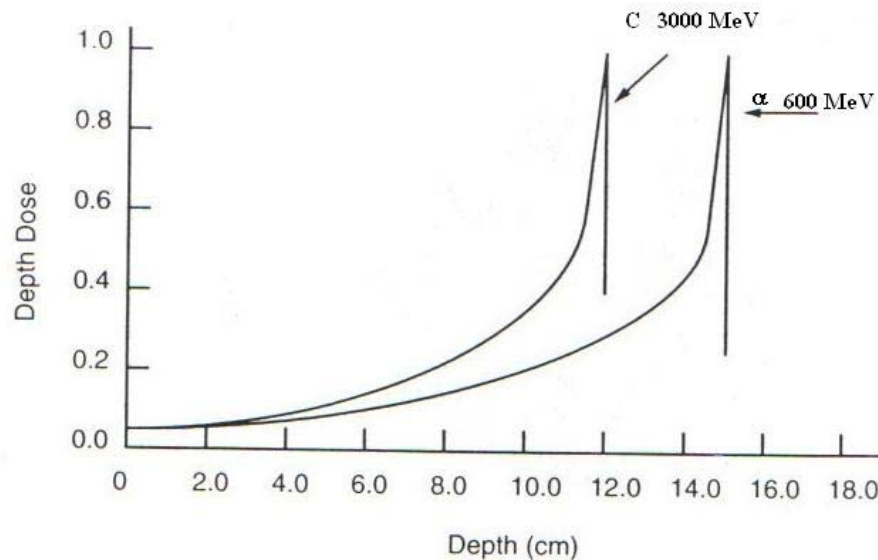


Figura 1.1. Comparación de dos picos de Bragg: para un haz de C de 3000 MeV y para un haz de partículas α de 600 MeV [Stanton, 1996].

1.1.2 Gamma knife.

Fue diseñado por el profesor Lars Leksell en el año de 1940. Comercialmente fue el primer sistema utilizado para radiocirugía, la primer unidad instalada fue en el Hospital Karolinska en 1968 [Leksell, 1951]

El gamma knife ha revolucionado el tratamiento de metástasis cerebrales de tumores difíciles, tales como son melanomas, cáncer de riñón, de pulmón y de mama. Este ofrece extraordinarios resultados de control local (casi 90% en la mayoría de los estudios) de tumores, cuando los depósitos de éstos han comenzado a crecer en el cerebro. Es claro que éste es el tratamiento elegible para muchas metástasis cerebrales. Hay una oportunidad significativa de que la radiocirugía con gamma knife pueda eliminar las metástasis

cerebrales (dependiendo del tamaño de estas) que son causa de muerte en un paciente de cáncer con este problema.

Un gamma knife consiste en haces de fotones tipo lápiz de ^{60}Co que convergen en un punto donde se localiza la lesión. Utilizando computadoras, un equipo de neurocirujanos, radio-oncólogos, y físicos hacen el plan de tratamiento de acuerdo con el tamaño y forma de la lesión (figura 1.2).

En un escenario típico, los médicos involucrados evalúan al paciente (con ayuda de imágenes e historial médico) para determinar si son candidatos al procedimiento. El día del tratamiento, se coloca un marco estereotáctico al paciente y se evalúa la localización de la lesión con técnicas de imagen, como tomografía computarizada, angiografía, y/o resonancia magnética, para diseñar el tratamiento. Se coloca la cabeza del paciente dentro del gamma knife. La sesión de tratamiento usualmente dura de 30 a 60 minutos. Al término del tiempo seleccionado, el marco estereotáctico es removido.



Figura 1.2. Médicos preparando un paciente para radiocirugía con gamma knife.

El tratamiento con gamma knife causa algunos de los efectos adversos asociados con la teleterapia. La fatiga, pérdida de cabello, náuseas, vómitos y dolores de cabeza ocurren raramente; algunas infecciones, hemorragias u otras complicaciones neurológicas estándar son las que se reportan como resultado del tratamiento con gamma knife. Los pacientes normalmente regresan a casa el mismo día a integrarse a sus actividades habituales.

La tecnología fue refinada y perfeccionada a lo largo de tres décadas. La radiocirugía con gamma knife es ahora un tratamiento adecuado para tumores cerebrales benignos y malignos y para malformaciones vasculares.

1.1.3 Aceleradores lineales.

El beneficio de la radioterapia en un acelerador lineal (linac) es tratar fácilmente volúmenes tumorales grandes, mayores a 3 cm, que otros equipos no pueden tratar haciéndolo en varias sesiones, llamándolo radioterapia estereotáctica.



Figura 1.3. Diagrama de un acelerador Varian.

Un linac (figura 1.3) produce radiación referida como rayos X de alta energía y en ocasiones, también haces de electrones. Este tipo de radioterapia permite tratar tumores grandes, y fraccionar los tratamientos sin dañar tanto al tejido sano circundante debido a todos los grados de libertad que tiene el aparato. El acelerador lineal de electrones fue desarrollado durante los años 40 y a principios de los 50 por varios grupos de investigación.

La radioterapia moderna tiene sus orígenes a través de la invención del klystron en 1937, por los hermanos Russell y Sigurd Varian. Los hermanos Varian utilizaron al principio el sistema radar que habían inventado. Sin embargo, después de la segunda guerra mundial, tanto el klystron como el magnetrón, son utilizados para propulsar partículas

cargadas a través de un túnel al vacío, resultando esto en un dispositivo llamado acelerador lineal o linac (figura 1.4). Este fue utilizado al inicio para investigación en física de altas energías. A principio de los años 50, el Dr. Henry Kaplan, a cargo del departamento de radiología de la universidad de Stanford sugirió la existencia de un linac diseñado para generar rayos X de alta energía, específicamente para tratar el cáncer, haciendo incidir los electrones en un blanco grueso de tungsteno [Varian Medical Systems, 2003].



Figura 1.4. Acelerador lineal (linac) Novalis®.

Este dispositivo utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia a través de un tubo lineal para acelerar partículas cargadas, como son los electrones, consiguiendo altas energías. Los electrones, una vez acelerados, pueden utilizarse para tratar lesiones superficiales, o bien, hacerlos incidir en un blanco para producir rayos X de alta energía y poder tratar lesiones más profundas.

Un diagrama sencillo del cabezal este se encuentra en la figura 1.5.

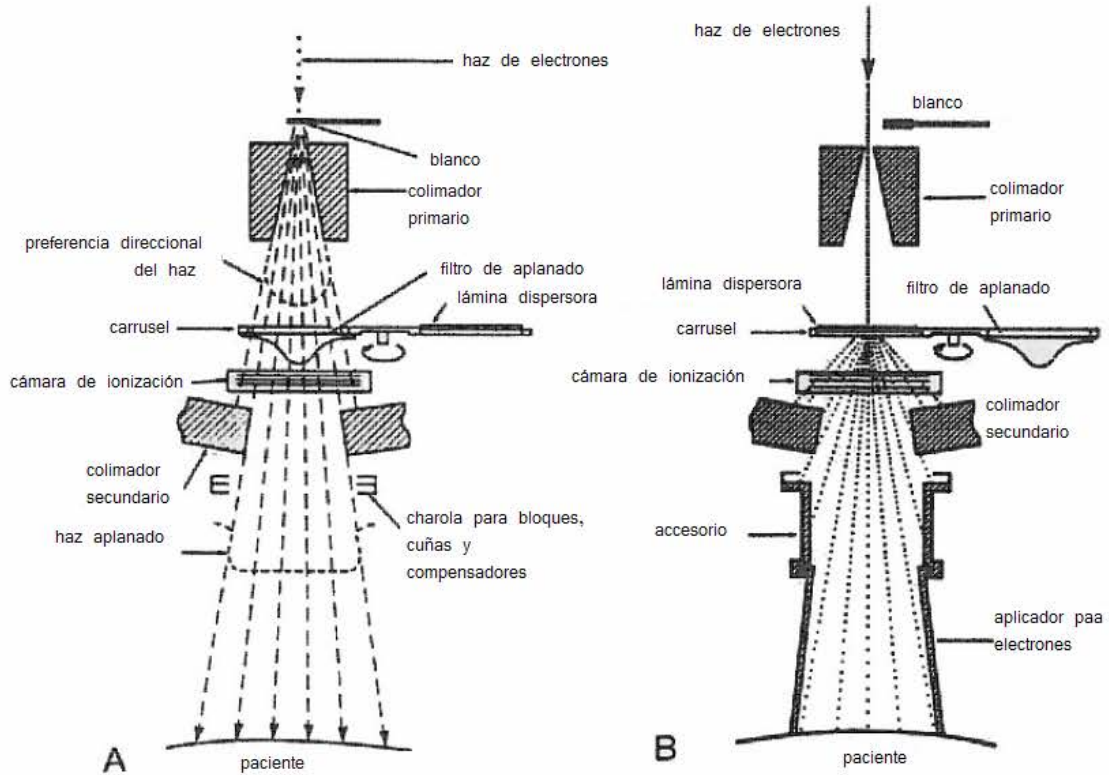


Figura 1.5. Diagrama de la cabeza de tratamiento de un linac. A: modalidad de fotones, B: modalidad de electrones.

La estructura del acelerador consiste en un tubo de cobre, el cual en su interior está dividido por discos de cobre o diafragmas, que varían la apertura y el espacio. Esta sección se encuentra a un alto vacío. Los electrones producidos entran a la estructura del acelerador con una energía inicial de 50 keV aproximadamente. Los electrones interactúan con el campo electromagnético de las microondas ganando energía del campo electromagnético sinusoidal de las microondas. Una vez obtenida la energía deseada, emergen de una ventana de salida de la estructura aceleradora, obteniendo un haz tipo lápiz de unos 3 mm de diámetro. En el caso de linacs de energías bajas (~ 6 MV donde el tubo acelerador es relativamente corto) los electrones inciden directamente en el blanco para la producción de rayos X. Sin embargo, en los linacs de altas energías la estructura aceleradora es mas larga, lo que implica que se encuentre localizada horizontalmente por lo cual los electrones tienen que pasar primero por un imán deflector que se encuentra entre la estructura aceleradora y el blanco.

1.1.3.1 Magnetrones y klystrons.

Las microondas utilizadas para los linacs son producidos por magnetrones o klystrons. El magnetrón funciona como un oscilador de alta potencia, generando pulsos de microondas que pueden durar varios microsegundos y con una tasa de repetición de varios pulsos por segundo. La frecuencia de las microondas en cada pulso es de aproximadamente 3000 MHz. Tiene una construcción cilíndrica, con un cátodo central y un ánodo en la periferia con cavidades resonantes maquinadas en una sola pieza de cobre (ver figura 1.6). El cátodo se calienta por un filamento y los electrones se generan por emisión termoiónica. Un campo magnético estático se aplica perpendicularmente al plano de la sección transversal de las cavidades y un campo eléctrico DC se aplica entre el cátodo y el ánodo. Los electrones emitidos del cátodo se aceleran hacia el ánodo, por la acción del campo eléctrico DC pulsado. Bajo la influencia simultánea del campo magnético los electrones se mueven en espirales complejas hacia las cavidades resonantes, radiando energía en forma de microondas. Los pulsos de microondas generados van a la estructura aceleradora a través de la guía de onda.

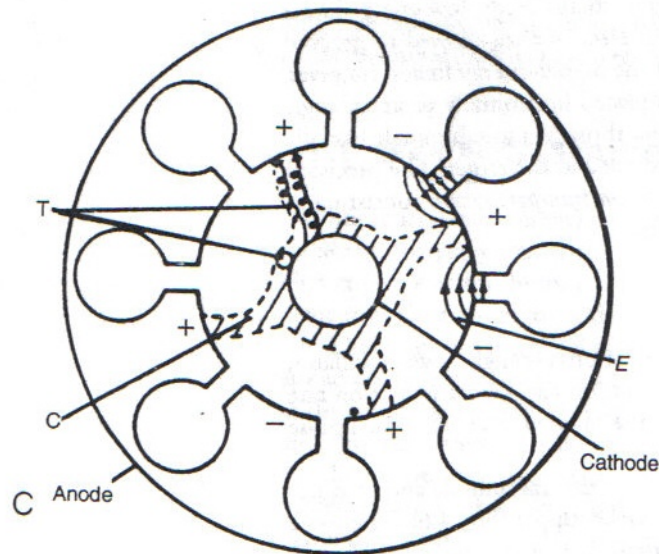


Figura 1.6. Magnetron

El klystron (figura 1.7), a diferencia del magnetrón, no es un generador de microondas sino un amplificador de las mismas. Este necesita ser manejado por un oscilador de microondas de baja potencia. Los electrones producidos por el cátodo se aceleran por un pulso negativo de voltaje en la primera cavidad, energizada por microondas de baja potencia. La velocidad de los electrones se altera por un campo eléctrico en la cavidad, en un proceso de modulación de la velocidad. Algunos electrones son acelerados mientras que otros son desacelerados o incluso, no se ven afectados. Esto resulta en la

formación de varios “grupos” de electrones que pasan por un tubo derivador. Estos grupos de electrones llegan a una segunda cavidad donde se genera un campo eléctrico retardador. Los electrones se desaceleran, y por un principio de conservación de energía, la energía cinética de los electrones se convierte en microondas de alta potencia.

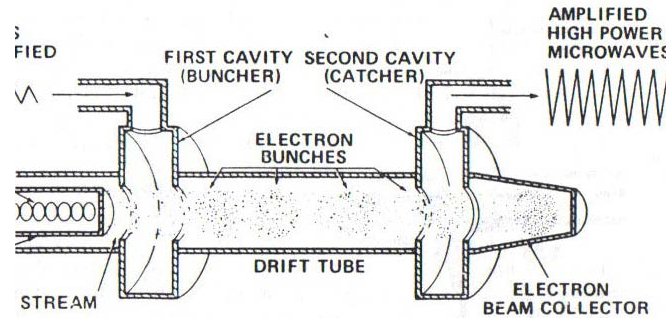


Figura 1.7. Corte transversal de un klystron de dos cavidades.

1.1.3.2 Haces de rayos X y de electrones

Los rayos X producidos por un linac son rayos X de frenado o bremsstrahlung. Por lo que el espectro obtenido es continuo con una energía máxima igual a la energía de los electrones incidentes, siendo la energía promedio aproximadamente un tercio de la energía máxima (figura 1.8).

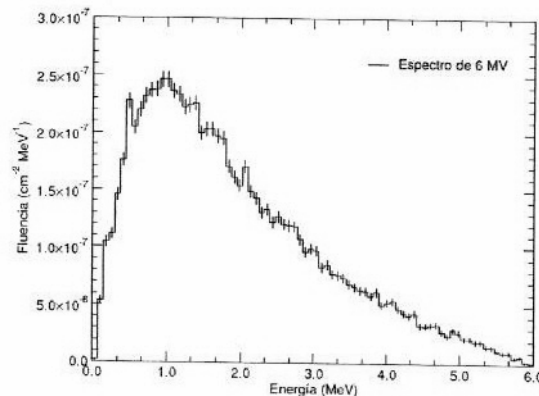


Figura 1.8. Espectro de un linac Varian de 6 MV. [García-Garduño, 2004]

Este haz pasa por un filtro de aplanado, ya que al operar en un intervalo de megavoltaje, la intensidad de los rayos X tiene una preferencia direccional hacia adelante. El filtro está hecho de una combinación de varios elementos cuya proporción se considera secreto de fábrica (figura 1.9).

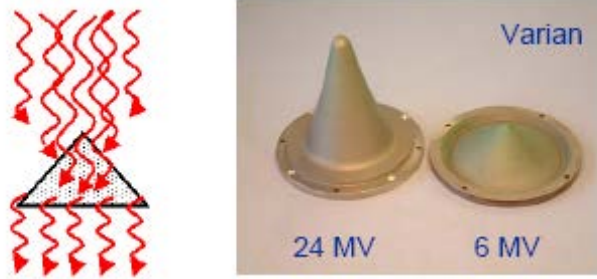


Figura 1.9. Filtros de aplanado.

La modalidad de tratamientos con electrones no está disponible en todos los linacs. Cuando se utiliza esta modalidad el haz de electrones producido no se hace incidir en un blanco sino en una lámina dispersora, debido a que el haz de electrones que se obtiene es muy angosto, y las necesidades de tratamiento requieren un haz plano obteniendo una fluencia uniforme de electrones en el campo de tratamiento deseado. Esta lámina dispersora normalmente es de plomo. La dispersión no es total y algunos electrones producen rayos X de frenado teniendo una contaminación de fotones en el haz de electrones obtenido. Esta contaminación también se puede dar debido a los colimadores del linac.

Todas las instalaciones de radioterapia tienen un isocentro, es decir, todos los ejes de giro (del cabezal, colimador y mesa) se intersectan en un mismo punto, en donde a su vez, se cruzan láseres calibrados instalados en la sala de tratamiento (normalmente tres: longitudinal, transversal y sagital) con la finalidad de encontrar visualmente el isocentro y facilitar la colocación del paciente (figura 1.10).

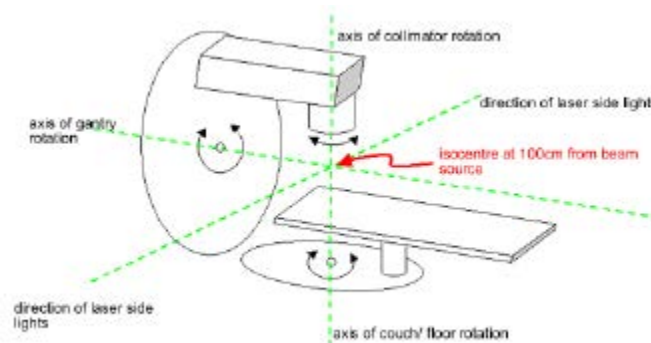


Figura 1.10 Ejes de giro del equipo de radioterapia, las líneas en guiones muestran la posición de los láseres de la sala de tratamiento. Todos cruzan en un solo punto llamado isocentro.

En nuestro caso en particular, utilizaremos un linac Novalis de 6 MV, que opera en la modalidad de fotones únicamente y cuenta con un microcolimador multihojas (M3-mMLC).

1.2 Procedimiento por seguir en un tratamiento de radiocirugía estereotáctica

Para realizar un tratamiento de radiocirugía estereotáctica es necesario seguir una serie de pasos generales, que son:

- Colocación del marco estereotáctico
- Adquisición de imágenes de tomografía computarizada (CT) y/o resonancia magnética (RM)
- Planeación de tratamiento
- Colocación del paciente
- Aplicación del tratamiento

Es importante mencionar que, aunque las imágenes de CT son indispensables en este procedimiento, las imágenes de RM no siempre se utilizan, dependiendo esto de centro a centro. En nuestro caso particular, el procedimiento de radiocirugía estereotáctica siempre tiene como base en la planeación, una fusión de imágenes de RM y CT.

Estos pasos se encuentran brevemente descritos a continuación.

1.2.1 Colocación del marco estereotáctico

Éste es fijado con pequeños tornillos a la cabeza. Mientras el paciente se encuentra sentado, el marco se coloca temporalmente con bandas de velcro. Los sitios donde van a ser colocados los tornillos se anestesian localmente (figura 1.11). Para procedimientos de radiocirugía, el paciente se mantiene con el marco colocado durante todo el procedimiento; es decir, desde la adquisición de imágenes hasta la aplicación del tratamiento. Este procedimiento toma alrededor de 30 minutos.

Si el tratamiento va a ser fraccionado, se hace una máscara a la medida del paciente, que se utiliza cada vez que se aplique una fracción del tratamiento. La máscara está hecha de una malla termoplástica que se moldea fácilmente a la forma de la cara del paciente y seca rápido, tomando la forma de la cara del paciente y de la posición en la que ésta se encuentre (figura 1.12). Esto facilita la reproducibilidad del tratamiento día a día con un margen menor a los 3 mm durante todo el tratamiento. Otra de las ventajas de estas máscaras es que, una vez terminado el tratamiento, la máscara se puede reutilizar volviéndola a calentar.



Figura 1.11. El marco estereotáctico colocado en la cabeza de la paciente. Éste se mantiene así durante todo el proceso, y se fija a la mesa de tratamiento mientras se procede a la administración de la dosis.



Figura 1.12. Para tratamientos fraccionados, se utiliza una máscara de plástico para su rápida colocación, ésta se fija a la mesa de tratamiento.

1.2.2 Adquisición de imágenes de CT y RM

En esta parte del proceso, se coloca una caja localizadora, que ayuda a definir cualquier punto en un espacio tridimensional dentro de ella (figura 1.13). Después de la adquisición de imágenes, la caja se retira más no el marco (a menos que sea un tratamiento fraccionado). Esta caja tiene postes de fibra de carbón, que son las marcas fiduciales que se utilizan para localizar cualquier punto dentro de la caja. Cuando el tratamiento es fraccionado, el paciente va a casa después de este procedimiento y el físico médico procede a hacer el plan de tratamiento.



Figura 1.13. La caja localizadora se coloca al paciente para hacer la adquisición de imágenes CT

Cuando se adquieren imágenes de resonancia magnética, se toman antes de la colocación del marco, ya que éste es metálico. Estas imágenes se fusionan con las imágenes de CT, que ya tienen las marcas de la caja localizadora, y a partir de esta fusión, se puede tener bien definido un punto en un espacio tridimensional. Las imágenes de RM ayudan al médico a localizar la lesión anatómicamente y delinearla.

1.2.3 Planeación de tratamiento

Utilizando un software de planeación, el equipo de trabajo determina el volumen blanco de tratamiento, la dosis apropiada de radiación para la lesión, el número de haces o arcos, ángulos de tratamiento, la forma y tamaño de los haces utilizados. A partir de varias técnicas de tratamiento (algunas de las cuales se describen más adelante) se enfrenta el compromiso de riesgo-beneficio que implica la radiocirugía. Se busca dar una alta dosis de radiación a la lesión, dando la menor dosis posible al tejido sano circundante. Utilizando varios haces de radiación, se disminuye la dosis al tejido sano, siendo la suma de la dosis de todos los haces que convergen a la lesión, la dosis de prescripción.

1.2.4 Colocación del paciente

Una vez listo y aprobado el plan de tratamiento, el paciente se coloca en la camilla del equipo y se asegura a la mesa con el marco o la máscara (según sea el caso). Los láseres del cuarto de tratamiento y las marcas del campo de luz del equipo, ayudan a localizar el isocentro, definido en el plan, correctamente, y es el médico y el físico responsables de asegurarse de que este bien localizado.

Es de esperarse que, con anterioridad, tanto los láseres como todo el equipo estén debidamente calibrados y preparados para dar tratamiento. En algunos equipos más modernos, se pueden utilizar algunas técnicas de imagen para verificar que la localización coincide con el plan previamente establecido (un ejemplo de esto son las imágenes portales, las cuales se adquieren con una dosis mínima del mismo equipo de tratamiento. Esta imagen se compara con imágenes digitales realizadas en el sistema de planeación donde aparecen referencias anatómicas y el contorno del campo de planeación. La colocación del paciente se verifica comparando estas imágenes).

1.2.5 Aplicación del tratamiento

Una vez que el paciente está debidamente colocado se inicia el tratamiento (figura 1.14). Es necesaria la vigilancia de lo que sucede dentro del cuarto de tratamiento, a través de monitores e intercomunicadores. El equipo sigue el plan, previamente cargado a la computadora de control, y se mueve conforme se indica en el programa. El tiempo de

tratamiento depende mucho de la técnica utilizada para tratar cada caso en especial, del número de campos, de blancos, de isocentros, o de cambio de accesorios, según sea el caso.



Figura 1.14. El paciente es colocado en el equipo con ayuda de los láseres localizadores. El marco estereotáctico se encuentra fijo a la mesa de tratamiento mientras se administra la dosis prescrita.

Una vez que termina el tratamiento de radiocirugía, se retira el marco. El paciente puede ir a su casa terminando el tratamiento. Si se trata de radioterapia, se retira la máscara y se guarda en el hospital. El paciente tiene que asistir las veces que se le indique a recibir su tratamiento hasta que la dosis de prescripción sea cubierta.

1.3 Modalidades de tratamiento de radiocirugía en un linac Novalis

Para el caso en particular que se trata en esta tesis, se trabaja con un linac Novalis y el sistema de planeación iPlan RT Dose. Es posible utilizar 4 principales técnicas de tratamiento, las cuales son:

- Haces conformales
- Arcos dinámicos y estáticos conformales
- IMRS (radiocirugía de intensidad modulada) o IMRT (radioterapia de intensidad modulada)

A continuación, se da una descripción corta de los diferentes tipos de tratamiento.

1.3.1 Haces conformales

Para un tratamiento de haces estáticos conformales se utilizan múltiples haces estáticos. Cada campo de radiación se optimiza a la forma del PTV. La forma es optimizada con un colimador multihojas. Esto ofrece tanto la seguridad de que el PTV es totalmente cubierto como la buena protección de tejido circundante y de los órganos de riesgo cercanos, previamente definidos. Comparado con la técnica de arcos circulares, la dosis de tejido circundante es típicamente más alta. Esta técnica es también el punto de inicio de IMRS o IMRT, que veremos más adelante.

1.3.2 Arcos dinámicos conformales

En esta técnica, la forma del campo de radiación cambia continuamente mientras el gantry se encuentra en movimiento. Para cada 10° de movimiento del gantry se ajusta una forma del haz optimizada. El resultado es un buen cubrimiento del PTV, protección a los órganos de riesgo y una entrega de dosis baja al tejido circundante.

1.3.3 IMRS

IMRS significa Intensity-Modulated Radio Surgery (radiocirugía de intensidad modulada). Se utiliza para adaptar la dosis que se imparte a la forma del PTV mientras se minimiza la dosis de radiación al tejido circundante y a los órganos de riesgo. Utiliza planeación inversa. La planeación convencional de tratamientos es un proceso en el que la definición de haces y la dosis entregada se define por la persona encargada de dicha planeación, y es el software el encargado de entregar una distribución de dosis a partir de los parámetros dados. Con IMRS es posible seleccionar la distribución de dosis deseada para el PTV y órganos de riesgo. El software calcula un plan optimizado para cumplir con dichos objetivos y genera cuatro alternativas de plan de tratamiento con diferente peso para los órganos de riesgo (ninguno, bajo, mediano, alto).

Los pasos a seguir para este tipo de tratamiento son:

- Definir un PTV
- Definir órganos de riesgo
- Hacer una planeación estándar utilizando haces conformales
- Seleccionar el módulo de IMRS
- Dar las condiciones de restricción
- Calcular las soluciones
- Comparar y seleccionar alguna de las soluciones

1.4 Cálculo de dosis por el sistema de planeación iPlan RT Dose®

El cálculo de dosis durante un plan de tratamiento puede ser dividido en dos grupos: aquellos utilizados para la evaluación del plan de tratamiento y los utilizados para la entrega del tratamiento.

Los planes de tratamiento pueden ser evaluados utilizando distribuciones de isodosis en dos y tres dimensiones o utilizando histogramas dosis volumen (HDV). Un histograma es, por definición, una representación gráfica donde ciertos valores dentro de ciertos intervalos son contados y mostrados en forma de barras. *El HDV muestra de una manera cuantitativa que tanto volumen del PTV y de órganos sensibles circundantes es cubierto por la dosis de radiación en un sistema coordinado (x, y) como se muestra en las figuras 1.15 y 1.16.*

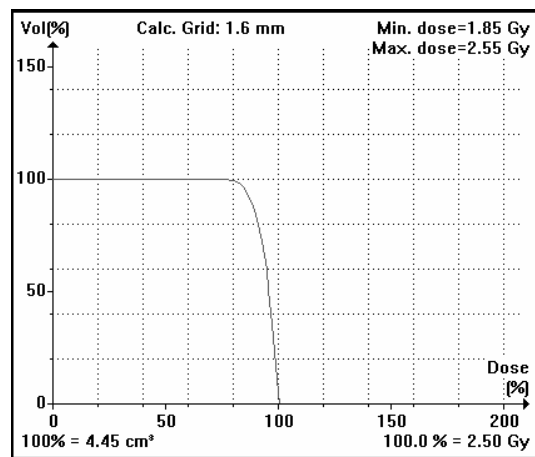


Figura 1.15. Histograma Dosis-volumen calculado por el sistema de planeación BrainLab® correspondiente a la zona delineada como lesión

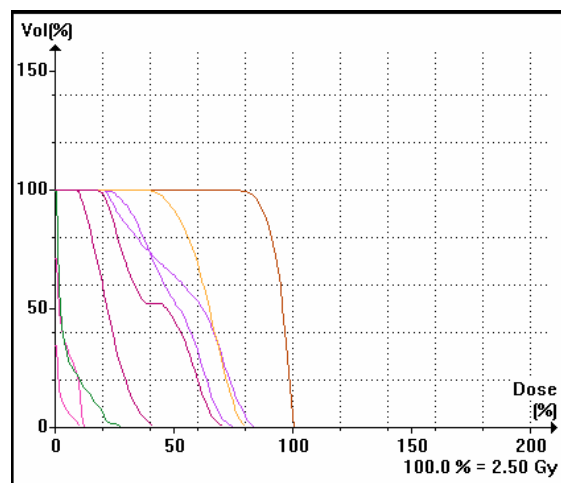


Figura 1.16. Histograma Dosis-volumen calculado por el sistema de planeación BrainLab® para cada una de las estructuras delineadas. En este caso aparece no solo el

volumen definido como PTV sino también las estructuras de riesgo, que en el caso particular son: los ojos, nervios ópticos, cintillas ópticas, quiasma y tallo.

Definiremos entonces el PTV y otros volúmenes de interés, según los reportes 50 y 62 del ICRU (Internacional Commission of Radiation Units and Measurements, Inc). La definición de estos volúmenes es importante para planeación de tratamiento en 3D con el fin de poder dar un reporte más exacto de la dosis recibida. Estos reportes mencionados definen volúmenes de planeación de interés para el proceso de planeación de tratamiento. Los principales volúmenes son: Volumen tumoral grueso (GTV), Volumen blanco clínico (CTV), Volumen blanco interno (ITV) y volumen blanco de planeación (PTV).

El GTV es el volumen palpable localizado de crecimiento maligno (ICRU report No. 50). Usualmente, se basa en la información obtenida de una combinación de modalidades de imagen, diagnóstico, y examinación clínica.

El CTV es el volumen de tejido que contiene al GTV y/o enfermedad subclínica microscópica maligna, que tiene que ser eliminada (ICRU report No. 50). Normalmente incluye el área que rodea directamente al GTV. Se determina por el radio-oncólogo después de algunos estudios radiológicos y patológicos. Por lo regular, para trazarlo, se toma un margen de un cm alrededor del GTV.

El ITV tiene un margen interno diseñado para considerar las variaciones en la posición y el tamaño del CTV.

El PTV es un concepto geométrico y se define para seleccionar apropiadamente arreglos de haces, considerando el efecto de todas las variaciones geométricas posibles, asegurando que la dosis prescrita se deposite en el CTV (ICRU report No. 50).

Éste incluye un margen interno del blanco y un margen adicional para tomar en cuenta las incertidumbres, las tolerancias del mismo aparato y las variaciones durante el tratamiento.

Los volúmenes descritos anteriormente se encuentran descritos gráficamente en la figura 1.17

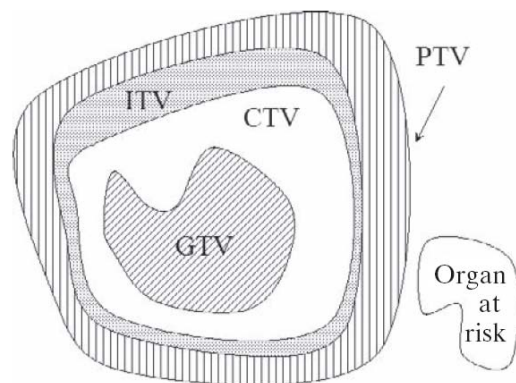


Figura 1.17 Diagrama de los volúmenes de interés importantes en una simulación 3D de tratamiento.

Las imágenes CT de los pacientes, utilizadas para hacer la planeación de tratamiento, siempre se localizan en un sistema coordenado estereotáctico. Por lo que la localización de todos los puntos de cálculo de dosis pueden definirse con una gran precisión en un espacio tridimensional. Solo los píxeles dentro del localizador estereotáctico son los que se toman en cuenta para hacer el cálculo.

El HDV se calcula a partir de una matriz tridimensional de puntos, de 2mm de resolución, centrada en el PTV y abarca el resto de los volúmenes definidos en la base de datos del paciente. La dosis se calcula en cada punto, se integra y se despliega en una forma gráfica estándar. El tamaño de la matriz de cálculo es dinámico y depende de la separación espacial de todas las estructuras dibujadas.

1.4.1 Corrección por camino longitudinal

Esta opción es aplicable en el cálculo de dosis de iPlan RT Dose® para corregir por inhomogeneidades de densidad en el tejido. Esta corrección se basa en las Unidades Hounsfield (UH) del CT utilizado, para obtener las imágenes del paciente, lo que implica que el tomógrafo utilizado debiera estar correctamente calibrado en dichas unidades.

El algoritmo usa una trayectoria recta desde la fuente al punto de observación. Este camino se calcula en una serie de pasos, calculando voxel a voxel las densidades electrónicas (ρ_e) a partir del número CT (o UH) encontrado. La suma de todos estos pasos, desde la fuente hasta el punto de interés, es el camino recorrido.

La conversión de UH a ρ_e se supone lineal en el intervalo de -1000 (densidad electrónica = 0.0) a 0 (densidad electrónica = 1.0). Por encima de este valor se asume una relación lineal otra vez, pero con diferente gradiente. Con referencia a Schneider 1991, la relación utilizada es de acuerdo con la ecuación 1.1:

$$\begin{aligned} \rho_e &= \frac{(UH + 1000)}{1000} & -1000 \leq UH \leq 47 \\ \rho_e &= \left(\frac{UH}{1827.15} \right) + 1.0213 & UH > 47 \end{aligned} \tag{1.1}$$

Con la opción de PLC (corrección por camino longitudinal, por sus siglas en inglés) deshabilitada, todo el camino es considerado como agua, por lo que cada píxel tendrá la densidad de 1.0 (UH = 0).

Para reducir el tiempo de cálculo, el sistema define el punto 0 en el isocentro, que se definió para el plan de tratamiento dentro de una línea que va de -300 a 100 mm a lo largo de cada eje del haz. Solo los píxeles que caen dentro de este intervalo se consideran en el cálculo de la corrección por camino longitudinal.

Un ejemplo claro que provee el manual del sistema de planeación iPlan RT Dose® de la importancia del uso de la corrección por camino longitudinal es el que se muestra a continuación en la tabla 1, donde la densidad del tejido se calcula para cada píxel y un grosor equivalente.

<i>Número de píxel</i>	<i>UH</i>	<i>PLC off</i>	<i>Profundidad en tejido (mm)</i>	<i>PLC on</i>	<i>Profundidad en tejido (mm)</i>
-300	-1000	0	0	0	0
-149	-1000	0	0	0	0
-148	-900	0	0	0	0
-147	-756	0	0	0	0
-146	-2	1	1	0.998	0.998
-145	0	1	2	1.0	1.998
-144	200	1	3	1.130	3.128
-143	0	1	4	1.0	4.128
-142	56	1	5	1.052	5.180
:	:	:	:	:	:
-1	100	1	146	1.076	151.793
0	30	1	147	1.037	152.830
1	-30	1	148	0.97	153.800

Tabla 1.1. Corrección por camino longitudinal

Capítulo 2

Tomografía axial computarizada

El uso de imágenes para diagnóstico médico comenzó hace poco más de 100 años con el descubrimiento de los rayos X por W. Roentgen en 1895. A un año de este anuncio fueron comprados equipos caseros de rayos X en Estados Unidos. En Birmingham, Inglaterra, se realizó la primera operación guiada por rayos X para extraer un fragmento de una aguja de coser de una costurera. A partir de ahí se desarrollaron diferentes métodos especializados para diagnóstico y tratamiento con rayos X durante el siglo pasado.

La segunda revolución en la imagenología comenzó en el año de 1972 con el anuncio del ingeniero británico, Sir Godfrey Hounsfield de un escáner de rayos X asistido por una computadora: la tomografía axial computarizada (TAC o CT), gracias a esta invención recibió el premio Nobel de Medicina y Fisiología en 1972 junto con el físico sudafricano Allen Cormack. Esto fue el primer cambio radical en el uso médico de rayos X desde el descubrimiento de Roentgen que se volvió más práctico conforme los desarrollos tecnológicos permitían el uso de computadoras más poderosas y baratas. La mayoría de los algoritmos de reconstrucción de imágenes tomográficas utilizan algoritmos matemáticos como son la retroproyección filtrada de Fourier descrita por primera vez por el astrónomo Radón. La implementación práctica a la medicina clínica no hubiera podido tomar un lugar importante sin la computadora digital.

Hubo dos puntos clave importantes en el radiodiagnóstico desde la introducción del CT al área médica. El primero, que la imagen del CT es una imagen reconstruida en dos dimensiones de una sección transversal de la anatomía del paciente y no una proyección de sombras sobrepuestas de órganos internos y huesos tal como ocurre en la radiografía convencional (figura 2.1). La segunda, el CT provee información importante del contraste entre diferentes tipos de tejido. Estos dos puntos hacen de la imagen resultante algo que facilita la interpretación del estudio. Una motivación importante para el desarrollo del CT fue la localización de tumores y daños en el cerebro. El alto nivel de absorción de rayos X por el tejido óseo circundante generalmente hacía esta tarea más difícil.

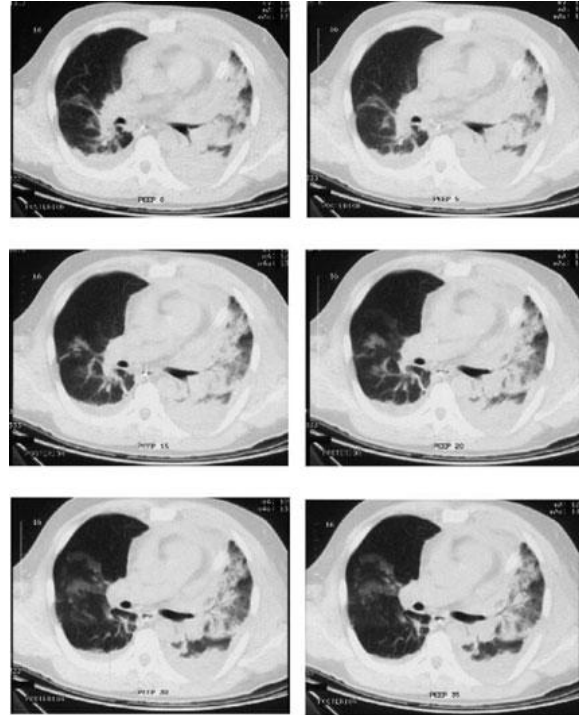
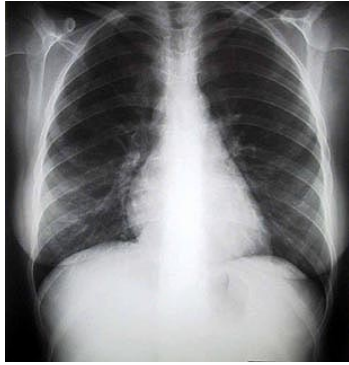


Figura 2.1 (arriba) Imagen de una radiografía de tórax convencional. (derecha) cortes tomográficos de tórax a nivel de bronquios.

2.1 Principios de la Tomografía Axial Computarizada

La tomografía computarizada ha sido una innovación exitosa considerable en la medicina. Se ha vuelto una herramienta estándar en la planeación de tratamientos de radioterapia. La imagen CT provee, en muchas ocasiones, de una definición clara del volumen tumoral y su posición con respecto al tejido sano circundante.

El principio básico de un CT es que una imagen de la estructura interna del un objeto puede ser reconstruida a partir de múltiples proyecciones del objeto. Cada uno de los cortes transversales es dividido en pequeños bloques (cada elemento de la matriz es llamado vóxel) y pueden ser representados en una matriz. A cada uno de los bloques se le asigna un número que representa la atenuación de la radiación en el mismo. El coeficiente de atenuación lineal, μ , es utilizado para “cuantificar” el poder de absorción de la radiación de los tejidos contenidos en el vóxel.

2.2 Evolución del CT

Los CT han ido cambiando en su diseño desde el primer CT que apareció en el mercado en 1971. Se puede dividir la evolución del diseño en cuatro categorías (llamadas generaciones), siendo la reducción del tiempo del estudio la razón primordial para dicha evolución:

- Primera generación (trasladar - rotar)
- Segunda generación (trasladar - rotar)
- Tercera generación (rota - rotar)
- Cuarta generación (rotar - rotar)
- Otras geometrías

2.2.1 Primera generación (trasladar - rotar). Fue la primer geometría utilizada específicamente para diagnósticos cerebrales. Para llevar a cabo el estudio la cabeza se colocaba en una cuba de agua entre el tubo de rayos X y el detector. Se utilizaba un haz colimado de rayos X (tipo lápiz) y un solo detector. Los movimientos del tubo de rayos X y el detector eran lineales y rotatorios. El movimiento lineal era repetido una y otra vez, durante 180 veces, y entre cada uno de estos movimientos el cabezal rotaba un grado, siendo el movimiento total del cabezal de 180°. El eje de rotación pasaba por el centro de la cabeza del paciente. El haz de rayos X estaba “encendido” durante el movimiento lineal y “apagado” durante los movimientos rotatorios. Las imágenes eran reconstruidas en una matriz de 80 x 80 píxeles de 3 x 3 mm de una sección transversal del paciente. El número CT (o Unidades Hounsfield, UH, descritas más adelante) de cada píxel representaba el promedio de los coeficientes de atenuación presentes en el volumen determinado como vóxel, cuya altura es la separación entre cortes. El tiempo por estudio de cabeza era de 25 a 30 minutos. (Figura 2.2)

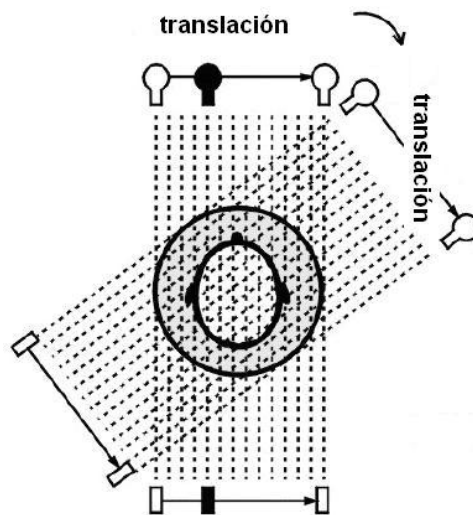


Figura 2.2. Diagrama del diseño de primera generación de CT. Utiliza un haz de rayos X tipo lápiz y un sólo detector.

2.2.2 Segunda generación (trasladar - rotar). En esta geometría se utilizó un haz tipo abanico y múltiples detectores. El número de detectores en el arreglo variaba de un fabricante a otro. Los movimientos del tubo y del arreglo de detectores también son lineales y rotatorios siendo el paso de los movimientos rotatorios más grande. El número de repeticiones en el movimiento lineal variaba de acuerdo al número de detectores que se tuviera en el arreglo. Los escáneres de segunda generación redujeron el tiempo de adquisición por corte de 5 minutos a 10 o 90 segundos. (Figura 2.3)

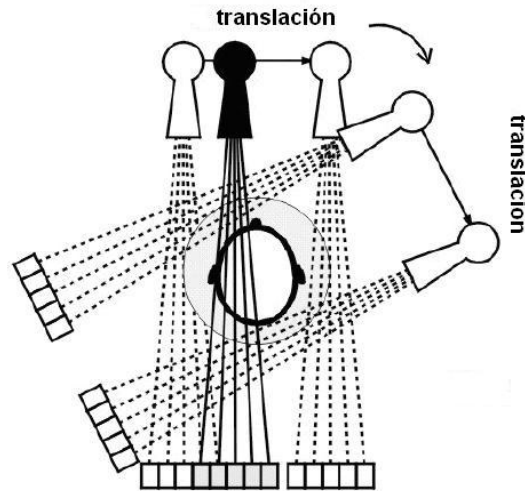


Figura 2.3. Diagrama del diseño de segunda generación de CT. Utiliza un haz de rayos X tipo abanico y varios detectores.

2.2.3 Tercera generación (rotar - rotar). En 1975, *General Electric* introduce un escáner donde el movimiento de traslación es totalmente eliminado, siendo requerido únicamente el movimiento rotatorio. En este nuevo arreglo, tanto el tubo de rayos X como los detectores giran alrededor del paciente ocupando un haz de tipo abanico con una apertura angular grande. El modelo original de este tipo utilizó 288 detectores, habiendo nuevas versiones con más de 700 detectores [Bushberg, 1994]. El haz es pulsado, siendo cada pulso una proyección. En algunos escáneres de este tipo, el tubo de rayos X está encendido continuamente obteniendo proyecciones individuales mediante la lectura rápida de cada uno de los detectores. Estos escáneres continúan produciendo imágenes buenas en intervalos de tiempo cortos. La unidad original de tercera generación podía hacer un barrido en 4.9 segundos. (Figura 2.4)

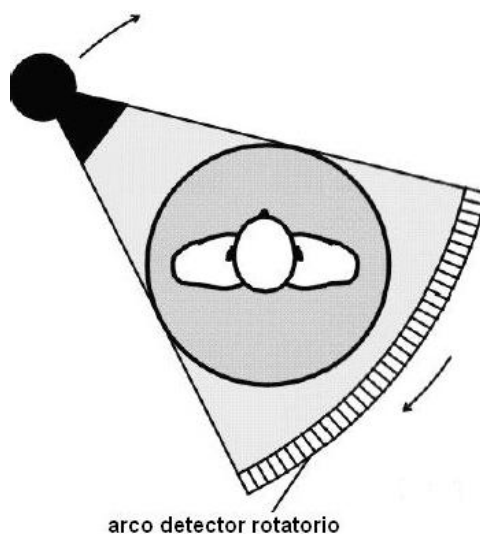


Figura 2.4. Diagrama del diseño de tercera generación de CT. Utiliza un haz de rayos X tipo abanico de apertura angular grande y un arco detector rotatorio.

2.2.4 Cuarta generación. En este tipo de escáneres los detectores están colocados en un anillo rodeando completamente al paciente. Éstos no se mueven. El tubo de rayos X gira en una orbita circular dentro del anillo detector y el haz es colimado para formar un haz tipo abanico. Algunos diseños usan más de 2000 detectores. (Figura 2.5)

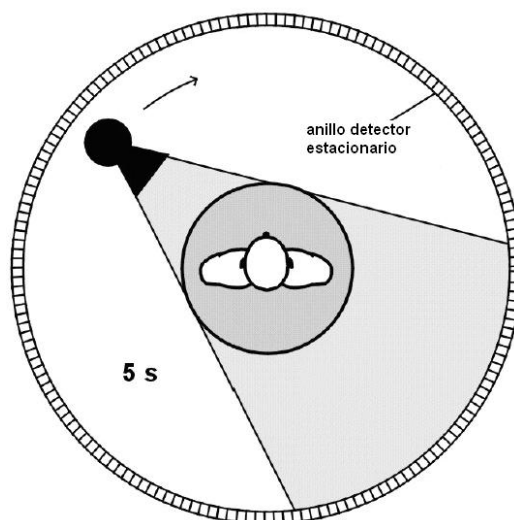


Figura 2.5. Diagrama del diseño de cuarta generación de CT. Utiliza un haz de rayos X tipo abanico y un anillo detector estacionario.

2.2.5 Otras geometrías.

De acuerdo a la descripción de Bushberg (1994) hay siete categorías principales en el diseño de la geometría de CT. Las primeras cuatro son las antes descritas. Las últimas tres corresponden a los modelos más modernos de escáneres CT que son:

- Quinta generación: CT para imágenes cardiológicas
- Sexta generación: CT helicoidal
- Séptima generación: arreglos de múltiples detectores

2.2.5.1 Quinta generación. Este tipo de CT se desarrolló específicamente para imágenes tomográficas cardiológicas. No utiliza un tubo de rayos-X convencional. No hay partes móviles en el cabezal de este tipo de escáner. El haz de electrones es producido en una estructura tipo cono detrás del cabezal y es electrónicamente dirigido alrededor del paciente chocando con un blanco de tungsteno de geometría anular. Alcanzan tiempos de barrido de 50 ms y pueden producir películas con cortes tomográficos de los latidos del corazón.

2.2.5.2 Sexta generación. Aunque la mayoría de los escáneres CT de uso clínico son de tercera generación con un haz de tipo abanico, ha habido recientes innovaciones en la manera en que los datos son adquiridos, llevando a adquisiciones en periodos de tiempo más cortos. La tomografía helicoidal es una de las innovaciones más

importantes, haciendo la adquisición de datos en un movimiento continuo y no rebanada a rebanada. En este tipo de tomografía, el paciente se mueve continuamente mientras el anillo de detectores y el tubo de rayos X gira a su alrededor. Ésta es una adquisición tridimensional, en un modo volumétrico la cual cuenta con dos ventajas importantes: el conjunto de imágenes es obtenido de manera más rápida eliminando casi completamente los artefactos por movimiento; además, la adquisición volumétrica permite el uso de un algoritmo de reconstrucción más versátil (Figura 2.6).

Ya que el paciente se mueve continuamente a través del escáner, la imagen reconstruida sería muy borrosa si se reconstruyera solamente con el algoritmo de retroproyección filtrada como en el CT convencional. Es por eso que los datos de la imagen deben ser interpolados antes de utilizar el algoritmo de retroproyección filtrada.

Para escáneres helicoidales, el movimiento de la mesa, (d , en mm) mientras se cubren 360° de rotación tiene que ser elegido como un parámetro de adquisición. Para escáneres de adquisición simple con una rotación de un segundo corresponde exactamente a la velocidad de la mesa en mm/s. Para escáneres con variación en los tiempos de la rotación esta relación tiene que ser modificada. El número M de rebanadas adquiridas simultáneamente se tiene que tomar en cuenta. El cociente intervalo del movimiento de la mesa d y el factor $M \cdot S$ se denomina pitch, p (ecuación 2.1).

$$p = \frac{d}{M \cdot S} \quad 2.1$$

Donde:

- P pitch (sin unidades)
- d movimiento de la mesa por rotación ($\text{mm}/360^\circ$)
- M número de rebanadas adquiridas simultáneamente ($1/360^\circ$)
- S ancho nominal de la rebanada (mm)

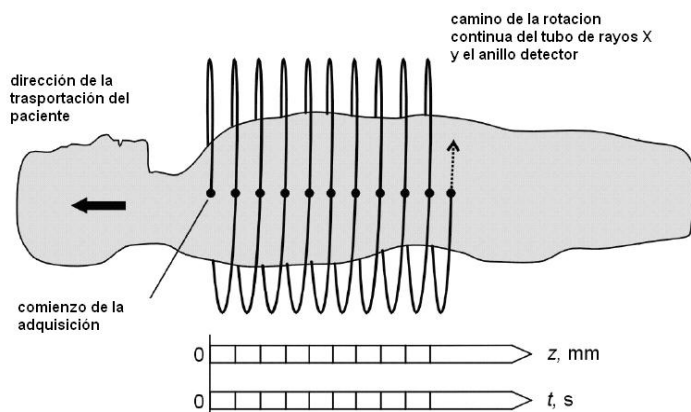


Figura 2.6. Diagrama del diseño de sexta generación de CT, tomografía helicoidal. La adquisición se realiza con un movimiento continuo de la camilla.

2.2.5.3 Séptima generación. Cuando se utilizan arreglos múltiples de detectores, el espaciamiento entre los colimadores es más ancho, lo que trae como consecuencia que más rayos X sean utilizados para la producción de la imagen. Este tipo de escáner permite una mejor imagen del paciente y reducir el tiempo de adquisición ya que es capaz de adquirir información de por lo menos cuatro cortes por cada giro del tubo de rayos X.

2.3 Unidades Hounsfield

La imagen final obtenida por un estudio CT es presentada en términos de Unidades Hounsfield y no como valores absolutos de coeficientes lineales de atenuación. Hay dos pasos para obtener UH a partir de coeficientes lineales de atenuación.

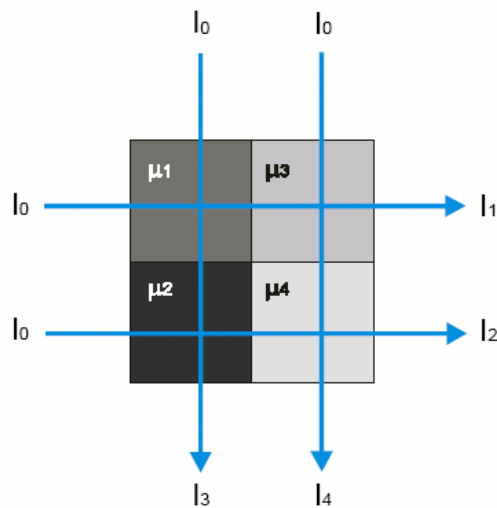


Figura 2.7. Ejemplo de un objeto con cuatro elementos diferentes desconocidos.

Tomando una estructura simple de un objeto como la figura 2.7 podemos decir que para cada uno de los haces, la atenuación total de dos capas diferentes de material atenuador puede ser descrito a través de la siguiente expresión:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x} e^{-\mu_2 x} = I_0 e^{-x(\mu_1 + \mu_2)} \quad 2.2$$

Tomando el logaritmo de la expresión 2.1 tenemos:

$$\frac{1}{x} \ln \frac{I_1}{I_0} = \mu_1 + \mu_2 \quad 2.3$$

Donde $\frac{I_1}{I_0}$ corresponde a una transmisión relativa.

En el ejemplo de la figura 2.7 hay cuatro elementos desconocidos lo que corresponde a 4 coeficientes lineales de atenuación desconocidos. La suma de la derecha en la ecuación 2.3 constituye la proyección necesaria para la reconstrucción. Después de que se realiza la retroproyección filtrada para cada rebanada se obtiene una matriz donde cada elemento representa un valor de $\mu(x, y, z)$. Éstas son convertidas a UH mediante la comparación con el coeficiente lineal de atenuación del agua.

Entonces tenemos:

$$UH = 1000 \times \frac{\mu(x, y, z) - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \quad 2.4$$

Esta relación nos da un intervalo de UH desde -1000 a 3000, donde -1000 corresponde a aire, el tejido blando esta entre -300 a -100 UH, agua es 0 y hueso cortical y áreas llenas de agentes de contraste están cerca de 3000.

La dispersión Compton es importante en el intervalo típico de potencial en que se opera el CT (100 a 120 kVp, con energías de rayos X promedio alrededor de 70 keV) por lo que el contraste en las imágenes CT se debe principalmente a las propiedades físicas del tejido. La sección transversal para el efecto Compton depende de la densidad electrónica, ρ_e , del tejido, definidas como,

$$\rho_e = \frac{\# \text{ de electrones/cm}^3 \Big|_{\text{tejido}}}{\# \text{ de electrones/cm}^3 \Big|_{\text{agua}}} \quad 2.5$$

Las UH son cuantitativas, y esta propiedad lleva a un diagnóstico mucho más preciso en algunos casos clínicos.

2.4 Tomógrafo *GE HiSpeed CT/i*

El tomógrafo utilizado en este trabajo es el modelo GE HiSpeed CT/i^{*}, el cual es un tomógrafo de sexta generación con un anillo de detectores cerámicos de estado sólido (Figura 2.8). Este modelo de escáner tiene dos filtros modificadores de teflón disponibles para utilizar en diferentes protocolos clínicos [Avilés, 2001]. El filtro estándar es referido como un filtro de “corbata de moño” o pequeño y el segundo como SmartBeam® o grande. Estos filtros producen una reducción en la dosis de radiación compensando las trayectorias cortas del haz en la periferia del paciente. El filtro de corbata de moño es diseñado para todos tipo de estudios, sin embargo es más utilizado

* GE Medical Systems, Milwaukee, WI

para secciones transversales cortas (por ejemplo, estudios de cabeza). El filtro SmartBeam® es utilizado para trayectorias grandes.

Este modelo de tomógrafo también posee un sistema de modulación opcional de la corriente del tubo llamada SmartScan®, el cual permite la reducción de dosis en proyecciones donde la atenuación del haz de rayos X disminuye. Cuando se utiliza este sistema, la corriente del tubo de rayos X varía sinusoidalmente durante toda la trayectoria, disminuyendo la corriente para proyecciones AP (antero posteriores) e incrementándola para proyecciones laterales, donde el máximo de corriente es seleccionado por el operador. El escáner calcula esta reducción de corriente utilizando un cociente de las atenuaciones del paciente en la parte central del anillo detector de las vistas laterales y AP. La reducción máxima de corriente es de un 50%.

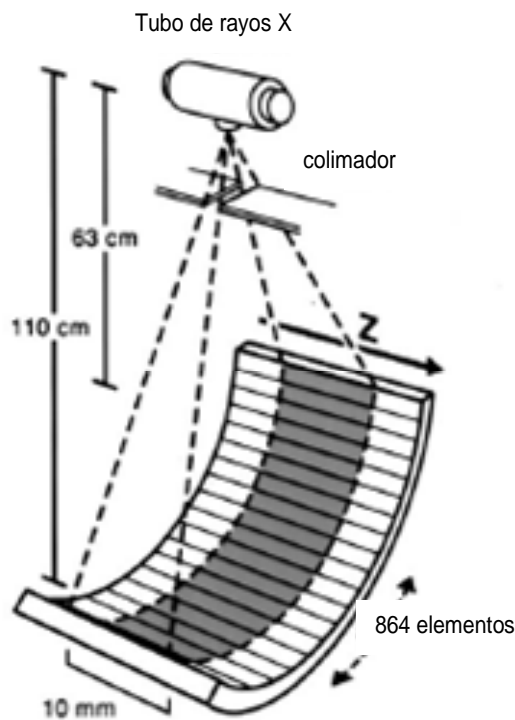


Figura 2.8. Diagrama del GE HiSpeed CT/i [McCollough, 1999]

El espectro de energía utilizado para los cálculos de este trabajo fue calculado utilizando el programa XCOMP3 [Nowotny y Hofer, 1985] utilizando los datos de tubo de rayos X del escáner, y comparándolo con un espectro de un tomógrafo del mismo modelo obtenido con una simulación proporcionado por Castellano [Castellano et. al., 2005]. La comparación se muestra en la figura 2.9. En los cálculos se asumió un blanco de 100% tungsteno aunque la composición del blanco contiene un 5 % de renio.

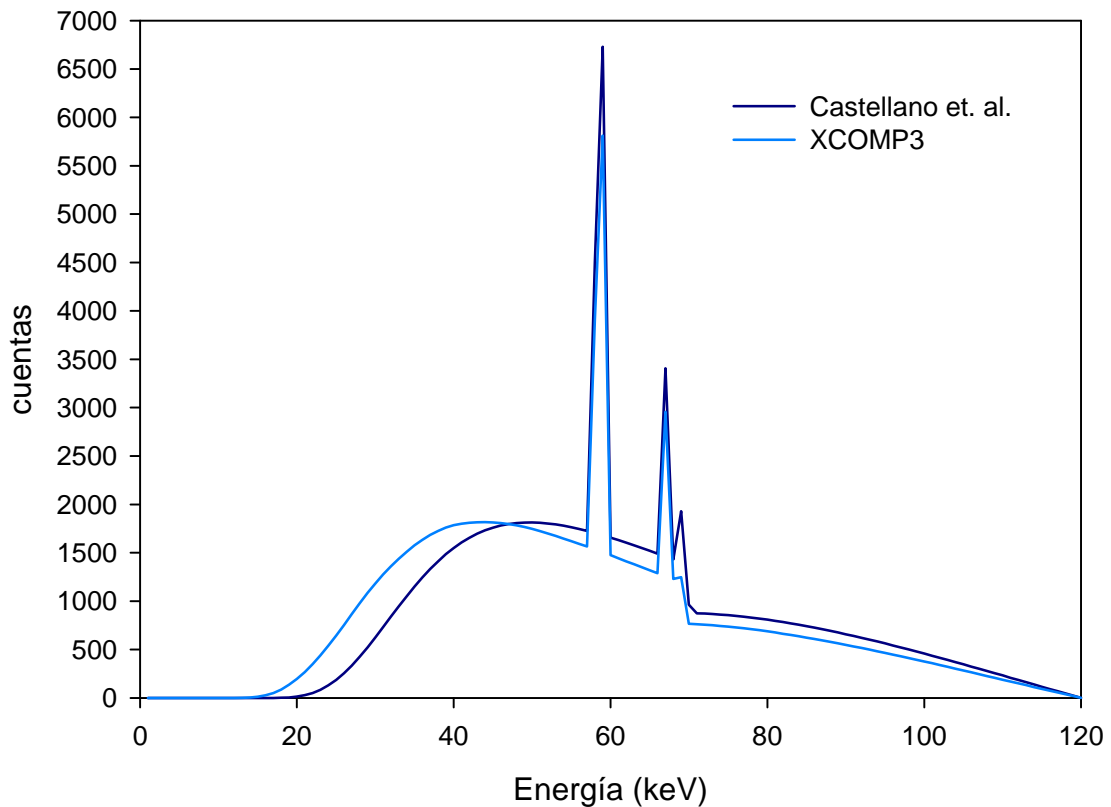


Figura 2.9. Comparación de los espectros mencionados.

2.5 Artefactos en la imagen CT

Se conoce como artefacto a las estructuras artificiales en una imagen CT que son producidas por el escáner o paciente. Estos pueden ser por movimiento, metales, endurecimiento del haz o falta de datos por proyección.

2.5.1 Artefactos de movimiento. El movimiento puede ser voluntario o involuntario. El efecto en la imagen es borrosidad en los bordes, siendo mas notorio en los bordes con cambios de densidad considerables. No importa con qué tipo de movimiento se cuente, la manera más eficiente de reducir un artefacto por movimiento es reduciendo el tiempo de adquisición. Así como la utilización de sistemas inmovilizadores (Figura 2.10).

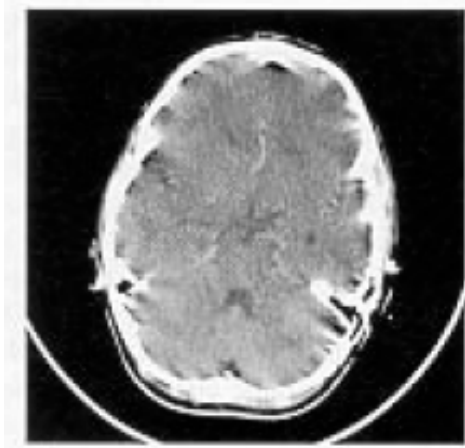


Figura 2.10 Imagen del cerebro de un paciente con artefacto debido al movimiento.

2.5.2 Artefactos metálicos. Materiales metálicos dentro del paciente como algunas prótesis, clips quirúrgicos y electrodos producen artefactos tipo rayas en la imagen como se muestra en al figura 2.11. Se disponen de varios métodos para eliminar este tipo de artefactos, uno de ellos es utilizar valores límite que definan imágenes metálicas e interpolar la imagen en las partes donde estos valores se encuentren. Este tipo de técnica también se utiliza para minimizar los artefactos que resultan de calcificaciones en las paredes arteriales [Felsenberg D, 1988].



Figura 2.11 Imagen con artefacto debido a la presencia de implantes metálicos.

2.5.3 Artefactos por efecto parcial de volumen. Este tipo de artefactos ocurre cuando en un vóxel se encuentran varios tipos de tejido. Esto produce un número CT correspondiente al promedio de los tejidos presentes en el mismo. Este efecto aparece

en la imagen como bandas y rayas y se puede evitar utilizando cortes mas delgados (figura 2.12).

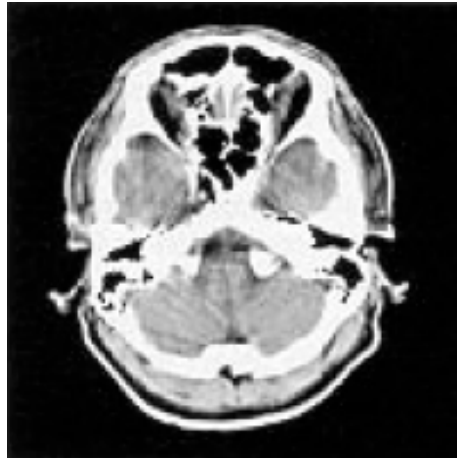


Figura 2.12 Imagen con artefacto debido al efecto parcial de volumen.

2.5.4 Artefactos por endurecimiento del haz. Cuando un haz de rayos X atraviesa algún material, la energía promedio del haz aumenta, debido a la absorción de los rayos X de baja energía, variando entonces los coeficientes lineales de atenuación. Este artefacto se ve en la imagen como una reducción progresiva de los números Hounsfield hacia el centro de la rebanada. Efectos similares y más localizados se pueden encontrar en la frontera entre hueso y tejido blando (figura 2.13).



Figura 2.13 Imagen con artefacto debido al endurecimiento del haz.

Capítulo 3

Metodología experimental

De acuerdo a lo revisado en capítulos anteriores, podemos resumir que:

- Para un tratamiento de radioterapia de calidad es necesario una buena calibración de todo el equipo necesario para el diseño del tratamiento (tomógrafo, resonador y acelerador lineal)
- Las imágenes de tomografía computarizada no solo son referencia anatómica, sino una entrada de datos en Unidades Hounsfield (UH) a partir de la cual se hará el cálculo de dosis del sistema de planeación.
- La corrección por inhomogeneidades presentes requieren de una relación entre UH y densidades electrónicas relativas.

3.1 Antecedentes

Tanto en el tomógrafo de la Unidad de Neuroimagen como en la Unidad de Radioneurocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía “Manuel Velasco Suárez” de la Ciudad de México se realizaron evaluaciones del control de calidad del tomógrafo y una comparación de tratamientos con conos e intensidad modulada; ambos estudios reportan un posible error en la calibración del tomógrafo GE HiSpeed CT/i que se utiliza en las unidades del INNN antes mencionadas [Chávez, 2004] [García, 2004].

3.1.1 Verificación de la norma oficial mexicana “Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X”, [NOM-158-SSA1-1996] [Chávez, 2004]

De acuerdo a los criterios que marca la norma antes mencionada, se verificaron los parámetros que aparecen en la tabla 3.1 obteniéndose los resultados de la columna tres.

<i>Prueba</i>	<i>Esperado</i>	<i>¿Cumplió?</i>
Calibración de las UH para aire	-1000 ± 5	No
Calibración de las UH para agua	0 ± 5	No
Uniformidad de las UH	Las \overline{UH} en diferentes regiones no debe diferir en mas de 5 UH	Si
Constancia de las UH	Mismo \overline{UH} en diferentes regiones en agua	No
Dependencia de las UH del espesor de corte	Las \overline{UH} debe estas dentro de $\pm 5UH$ para cualquier espesor de corte	No
Dependencia del UH del algoritmo de reconstrucción	Las \overline{UH} debe estas dentro de $\pm 5UH$ para cualquier algoritmo	Si
Resolución de alto contraste	Objetos de 1mm de diámetro deben ser visibles en una imagen CT	Si
Verificación de distancia entre dos puntos	No hay criterio de aceptación en la norma	Si

Tabla 3.1 Revisión de los parámetros estipulados en la norma para escáneres CT.

3.1.2 Comparación dosimétrica de tratamientos de radiocirugía con conos e intensidad modulada

De acuerdo a lo reportado en el trabajo de García, (2004) se encontraron discrepancias entre las curvas de isodosis medidas con película de tinte radiocrómico (PTR) y las calculadas con el sistema de planeación de tratamiento, resaltando los casos en el que el cálculo se realiza cerca de cavidades de aire. Se propuso como una de las posibles causas de la sobreestimación de dosis a los algoritmos de cálculo que utiliza el sistema de planeación, así como la calibración del tomógrafo GE HiSpeed CT/i que se utiliza para la adquisición de imágenes para los tratamientos de la Unidad de Radiocirugía del INNN.

3.2 Pruebas preliminares

Como una primera prueba para verificar la conversión de UH a ρ_e utilizando el algoritmo del iPlan RT Dose® se adquirieron imágenes de un maniquí de constancia que contiene diferentes materiales (figura 3.1). Se seleccionaron regiones de interés y se obtuvieron el promedio y la desviación estándar de las UH. El espectro de rayos X del tomógrafo es continuo y hace difícil el cálculo de las UH, sobre todo por el endurecimiento

del haz conforme éste atraviesa un objeto. Adicionalmente, es fundamental conocer la composición química de los materiales bajo estudio para poder asociar unívocamente ρ_e con las UH, independiente del tipo y forma de haz que se utilice. Tanto esta adquisición como las siguientes fueron realizadas a 120 kVp, tomando cortes de 3 mm. Todas las imágenes son de 512 x 512 pixeles.

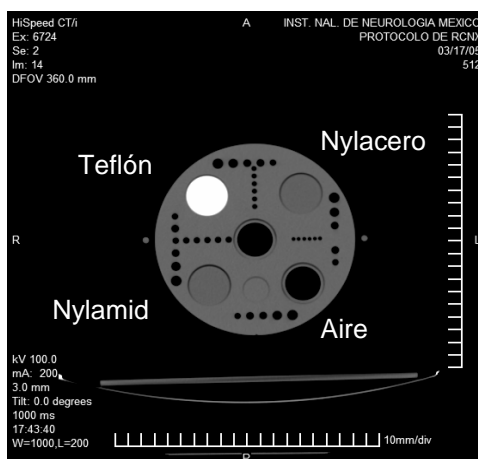


Figura 3.1. Imagen tomográfica del maniquí de constancia en el tomógrafo HiSpeedCT/i. Este maniquí es el mismo que el utilizado por Chávez, (2004). Consiste en un cilindro de 16 cm. de diámetro y diferentes materiales como insertos intercambiables.

La tabla 3.2 muestra los resultados obtenidos en este estudio preliminar. A partir de las UH medidas (columna 7) se calcularon las ρ_e (columna 4) usando la ecuación 1.1 [Schneider, 1991]. Los datos para aire, agua, lucita hueso y teflón se tomaron de Attix, 1986. Para todos los cálculos se tomó una sola energía promedio de 44.8 keV. Las ρ_e teóricas se muestran en la columna 4. Es de esperar que aquellos tejidos con UH entre -1000 y 0 (grasa, por ejemplo) puedan presentar también diferencias importantes de más del 100%.

Material	Densidad (g/cm^3)	ρ_e calculada	ρ_e teórica	Diferencia ρ_e (%)	μ (cm^{-1})	UH (calculadas)	UH (medidas)	δ UH (medidas)
Aire	0.0012	0.001	0.001	-	0.2293	-998.9	-933.26	7.08
Agua	1.000	1.000	0.998	1.00	0.2484	0	-1.91	5.47
Agua sólida	1.000	-	1.026	-	0.2484	0	26.26	9.24
Nylacero	1.025	-	1.066	-	-	-	82.58	8.24
Nylamid	1.030	-	1.064	-	-	-	78.34	7.02
Lucita	1.190	1.158	1.076	7.08	0.2216	61.61	99.98	9.73
Hueso	1.920	1.740	1.800	3.45	0.5498	3250	1422.45	179.62
Teflón	2.250	2.200	1.537	30.14	0.24	1174	943.05	8.41

Tabla 3.2. Comparación de UH y ρ_e calculadas y medidas.

Con este estudio fue evidente que para poder conseguir una curva de calibración de alta precisión se requiere del uso de un amplio número de materiales equivalentes a tejido que cubran un intervalo de UH de -1000 a 3000. La siguiente etapa de este trabajo consistió en la caracterización de materiales tejido equivalente en términos de su composición química usando técnicas nucleares. Esto se realizó utilizando la infraestructura del Instituto de Física de la UNAM. Posteriormente, se diseñó y fabricó un maniquí que permitió de manera sencilla realizar las calibraciones requeridas.

3.3 Diseño de un maniquí para calibración en UH

De acuerdo a las necesidades de calibración del tomógrafo, se hizo una selección de materiales tejido-equivalente comerciales (resinas epóxicas) (CIRS Tissue Simulation Technology)^{*} que abarcan un intervalo amplio de ρ_e (de 0 a 1.7). Los materiales seleccionados fueron:

- Pulmón (inhalación y exhalación)
- Tejido adiposo
- Agua sólida (para altas y bajas energías)
- Hueso (trabecular y cortical)

La única referencia disponible de la composición elemental de los materiales tejido-equivalente es la publicada por Woodard & White (1986) donde se reporta la composición elemental de varios tejidos humanos. El fabricante reporta que su composición es equivalente a lo reportado por Woodard & White.

El maniquí consta de un cilindro de Polimetil Metacrilato (PMMA) de 16 cm de diámetro y 4 cm de espesor con pequeños insertos cilíndricos de 3 cm de diámetro. Los insertos son de diferentes materiales tejido-equivalente y pueden ser intercambiados. El esquema del diseño se muestra en la figura 3.2. el cilindro del centro contiene agua líquida, como referencia. El maniquí fue construido en los talleres mecánicos del Instituto de Física, UNAM.

* 2428 Alameda Avenue Suite 212, Norfolk Virginia 23513, USA

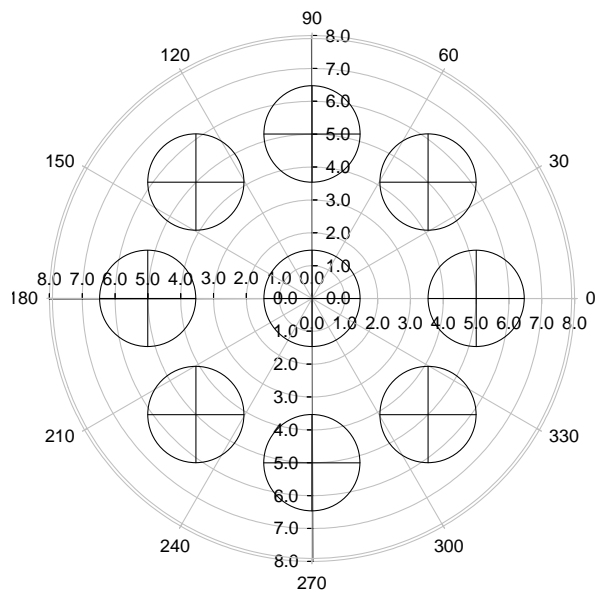


Figura 3.2. Esquema del diseño de maniquí. Las medidas están dadas en centímetros.

3.4 Análisis elemental de materiales tejido equivalente.

Con el fin de conocer la composición elemental de los materiales tejido-equivalente usados en este estudio, se llevó a cabo un análisis elemental de los mismos. Con los datos obtenidos, se busca calcular la ρ_e de cada material de acuerdo a la ecuación 3.1

$$\rho_e = \frac{\rho N_g}{\rho^{agua} N_g^{agua}} \quad 3.1$$

donde ρ es la densidad del material (en g/cm^3) y N_g es el número de electrones por unidad de volumen de la mezcla, dado por la expresión 3.2.

$$N_g = \sum N_g^i = N_A \sum \frac{\omega_i Z_i}{A_i} \quad 3.2$$

Donde:

N_A : el número de Avogadro,

Z_i : el número atómico,

A_i : el peso atómico del i -ésimo elemento de la composición

ω_i : es la proporción por peso;

Se proponen dos técnicas no destructivas de análisis por espectroscopia:

- Espectroscopia por dispersión de energía (EDS), técnica asociada al Microscopio Electrónico de Barrido (SEM)
- Emisión de rayos X Inducida por Partículas y Retrodispersión de Rutherford (PIXE y RBS)

Estas técnicas son descritas con mayor detalle en los apéndices A y B respectivamente.

Ambos estudios fueron realizados en el Instituto de Física, UNAM. (Laboratorio Central de Microscopia y Acelerador Peletron, respectivamente). Se realizó también un análisis EDS en la Facultad de Química, UNAM.

3.4.1 Análisis EDS

Para este análisis fueron necesarias muestras de 2 x 0.5 x 1 cm aproximadamente. El análisis se hizo en alto vacío y se analizaron cinco zonas, tomando como resultado el promedio de los análisis de cada una de ellas. Se empleó solo un detector de rayos X sensible al intervalo de energías de 0 a 12 keV.

3.4.2 Análisis PIXE-RBS

El arreglo experimental para este análisis es bastante más complicado que para el análisis EDS. Éste consta de tres diferentes detectores (LEGe, Si y RBS) colocados a $\sim 50^\circ$ del eje del haz de protones (de 3.3 MeV). Las muestras se colocan a 1 cm aproximadamente de la salida del haz de 2 mm de diámetro, de tal manera que éste interactúe en una parte plana de la muestra. De cada detector se obtuvo un espectro, siendo cada uno una entrada de datos para obtener un análisis elemental cuantitativo de las muestras.

Este análisis se hizo en atmósfera, con muestras de tamaño similar a las utilizadas para el EDS. El análisis por muestra requirió de 20 minutos, obteniendo un sólo espectro por detector de cada una de ellas siendo éste el resultado de un cambio de zona analizada cada 2 minutos (esto debido a la naturaleza de las muestras, así como para obtener una medida promedio). Asimismo, se hizo un análisis de varios materiales certificados que sirvieron como controles para la propia calibración del sistema y medir la eficiencia de detección. Los controles utilizados fueron:

- CaCO_3 (Sigma Aldrich C6763)
- MgCO_3
- Hidroxiapatita (Sigma Aldrich 574791)
- Cemento Pórtland SRM 1811a

- Cenizas de hojas de tomate SRM 1573a
- Sedimento SRM 2711
- Sedimento SRM 2704

3.5 Adquisición de imágenes CT con el maniquí diseñado para la calibración

Se obtuvo una serie de imágenes del maniquí construido utilizando los parámetros de operación antes mencionados. La figura 3.3 muestra uno de los cortes obtenidos.

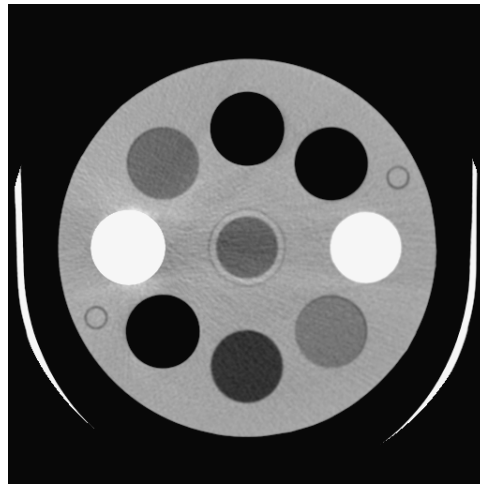


Figura 3.3. Imagen CT del maniquí construido en el IFUNAM con los parámetros de adquisición mencionados.

Estas imágenes fueron importadas al sistema de planeación, donde se hicieron medidas de UH y ρ_e . Asimismo, las imágenes fueron leídas con el programa de análisis y procesamiento de imágenes ImageJ®, tomando regiones de interés (ROI's) circulares en el centro de la imagen de cada inserto, haciendo un promedio de las lecturas de UH en varias imágenes (todas las imágenes utilizadas para estas medidas fueron tomadas en el centro del maniquí para evitar problemas de efecto de volumen parcial).

Además de esta medición, también se hizo el cálculo de las UH de cada material tomando en cuenta los cálculos de μ/ρ (hechos en XCOM) y el espectro del tubo de rayos X del tomógrafo GE HiSpeed CT/i.

El cálculo de las UH fue realizado de acuerdo a

$$UH = 1000 \left(\frac{\mu_t}{\mu_a} - 1 \right) \quad 3.3$$

El espectro de rayos X utilizado fue atenuado analíticamente siguiendo

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 3.4$$

para así tomar en cuenta el efecto del endurecimiento del haz en los cálculos de UH. Para cada inserto, se obtuvo un espectro atenuado, del cual se obtuvo una energía promedio. Se tomaron las energías promedio del espectro atenuado en cada inserto para el cálculo de las UH en cada material.

3.6 Verificación y comparación de la nueva curva de calibración propuesta.

Una vez obtenidos los resultados del cálculo de ρ_e y UH para cada material, se propone una curva de calibración (UH vs. ρ_e). Esta curva propuesta se utilizará en el sistema de planeación para hacer las correcciones por inhomogeneidades en un plan de tratamiento, modificando la actual curva de corrección mencionada en el capítulo 1 (ecuación 1.1), utilizada por el sistema como una subrutina que obtiene una relación lineal entre varias parejas de puntos (UH, ρ_e), este cambio solo se permite hacer en la nueva versión del Sistema de Planeación de Tratamiento más no en versiones anteriores. Teniendo entonces una relación diferente dependiendo del intervalo de UH donde se quiera calcular. La relación actual consta solo de 3 puntos, teniendo así un ajuste bilineal. Los puntos utilizados son: (-1000, 0), (47, 1.047) y (3071, 2.7021) los cuales corresponden a la ecuación 1.1, utilizada por el sistema de planeación para la corrección por inhomogeneidades.

Para esta verificación, se propone una irradiación en un inserto de agua sólida. Para la comparación de las dos curvas de calibración se realizaron medidas con película de tinte radiocrómico (PTR).

3.7 Películas de tinte radiocrómico (PTR)

Las PTR son un método dosimétrico bastante utilizado, no necesita un proceso de revelado, y se pueden leer varias veces sin perder la información medida. Generalmente son incoloras y al ser irradiadas adquieren color (dependiendo del tinte utilizado) siendo esto producto de reacciones químicas como ionización o formación de radicales libres, tornándose en un color más intenso cuando es mayor la dosis depositada siendo esta propiedad la que es utilizada para cuantificar la dosis depositada. Se pueden cortar de varios tamaños dependiendo la necesidad de la medida, por lo que no solo nos da información de dosis en un punto, sino también de la distribución de la misma. La respuesta de una PTR se mide a partir de su densidad óptica, definiéndose ésta como

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad 3.5$$

Donde:

OD: densidad óptica

I_0 : intensidad de luz inicial, en ausencia de película

I: intensidad de luz transmitida por la película

la cual tiene una relación lineal con la dosis en un intervalo útil de la película, que cambia de acuerdo al modelo que se utilice. La respuesta puede ser medida utilizando un densitómetro, espectrofotómetro o incluso un escáner de cama plana en modo de transmisión. La cuantificación de la respuesta depende de la forma de medición. Cuando esta es medida utilizando un densitómetro o espectrofotómetro la respuesta de éstas es cuantificada como

$$R = (DO_i - DO_f) \quad 3.6$$

Cuando se mide la respuesta con un escáner, las películas son digitalizadas en modo de transmisión, obteniendo una imagen RGB. Para cuantificar la respuesta se obtienen los tonos de gris, o de color de las películas, siendo la respuesta entonces:

$$R = \log_{10} \left(\frac{TG_f}{TG_i} \right) \quad 3.7$$

Donde

TG_f: tono de gris (o de color) de la película fondo

TG_i: tono de gris (o de color) de la película irradiada

A partir de la imagen RGB digitalizada se separa la componente roja de la misma, ya que es la que se ha visto que presenta mayor sensibilidad.

Este tipo de dosimetría presenta varias ventajas sobre otros métodos, como es la posibilidad de obtener mapeos de dosis, no necesitar un proceso químico de revelado, disponibilidad comercial, una respuesta lineal en intervalos de dosis útiles y la permanencia de la lectura. Sin embargo, su sensibilidad al ambiente (como el calor y/o luz UV) y alto costo son unas de las principales desventajas.

Es este caso se utilizaron PTR GafChromic MD-55-2 del lote #H1146MD55 (cuyas características se presentan en la siguiente sección) y se digitalizaron en un escáner comercial sin máscara. El tiempo esperado entre corte e irradiación fue de 24 hrs, y el

tiempo esperado entre la irradiación y la digitalización fue de 48 hrs, para que el proceso de coloración se estabilizara.

3.7.1 Características físicas de una PTR GafChromic MD-55-2[†]

Consiste en una capa activa ensandwichada entre dos capas de poliéster transparente. Las proporciones de las capas que forman la película se describen en la tabla 3.3 y figura 3.4.

<i>MD-55-2</i>	
Base de poliéster	67 μm
Capa activa	15 μm
Capa adhesiva	44.5 μm
Base de poliéster	25 μm
Capa adhesiva	44.5 μm
Capa activa	15 μm
Base de poliéster	67 μm

Tabla 3.3. Estructura de la PTR GafChromic MD-55-2 modelo 37-041.

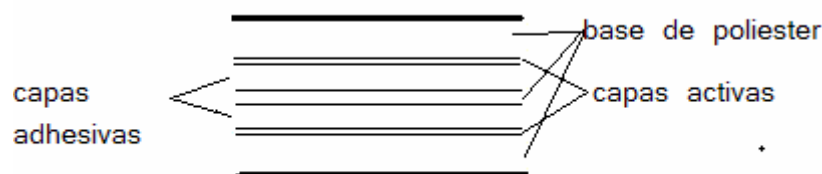


Figura 3.4 Diagrama de una PTR GafChromic MD-55-2

Las capas activas de la MD-55-2 utilizan un compuesto de microcristales orgánicos incoloros de monómero diacetileno suspendidos en una emulsión gelatinosa. Cuando son expuestas a radiación ionizante o UV, inmediatamente adquieren coloración azul, como resultado de un proceso de polimerización. Esto implica que no requieren de un proceso físico, químico o térmico para su manifestación, como sería el caso del revelado fotográfico convencional, además, no requieren de algún proceso para la fijación del color, el cual se estabiliza aproximadamente 48 h después de la irradiación. Su Z efectiva se encuentra en el intervalo de 6 a 6.5. La capa activa nominalmente consiste de: H-56%, C-31%, N-5% y O-8%; la capa de poliéster consiste en: C-45%, H-36% y O-19% y la adhesiva de: C-33%, H-50% y O-17%. Tiene un intervalo de dosis útil de 3 a 100 Gy.

[†] International Specialty Products, 1361 Alps Road Wayne, NJ 07470 USA

Capítulo 4

Análisis de resultados.

Siguiendo la metodología experimental descrita en el capítulo anterior, los resultados se desglosan de la siguiente manera:

- Resultados de la composición de los materiales tejido equivalente y cálculo de UH y ρ_e .
- Comparaciones dosimétricas de las calibraciones propuestas.

4.1 Composición de referencia de materiales tejido equivalente

El fabricante¹ de los materiales adquiridos sugiere una similitud de composiciones entre sus materiales y los tejidos humanos reales de acuerdo a Woodard y White, 1986. Los materiales tejido equivalente utilizados en este trabajo se listan en la tabla 4.1, junto con su composición elemental [Woodard y White, 1986].

Tejido	Composición elemental (% en peso)					Densidades	
	H	C	N	O	Elementos con Z > 8	Física kg m ⁻³	Electrónica e ⁻ kg ⁻¹ × 10 ²⁶
Pulmón inhalación	10.3	10.5	3.1	74.9	Na(0.2), P(0.2), S(0.3), Cl(0.3), K(0.2)	1050*	3.315
Pulmón exhalación	10.3	10.1	2.9	75.5	Na(0.2), P(0.2), S(0.3), Cl(0.3), K(0.2)	1050	3.315
Tejido adiposo	11.2	51.7	1.3	35.5	Na(0.1), S(0.1), Cl(0.1)	970	3.342
Hueso trabecular	8.5	40.4	2.8	36.7	Na(0.1), Mg(0.1), P(3.4), S(0.2), Cl(0.2), K(0.1), Ca(7.4), Fe(0.1)	1180	3.258
Hueso cortical	3.4	15.5	4.2	43.5	Na(0.1), Mg(0.2), P(10.3), S(0.3), Ca(22.5)	1920	3.100

Tabla 4.1. Composición elemental de los materiales tejido equivalente [Woodard y White, 1986].

Adicionalmente, se utilizaron dos tipos de materiales equivalentes a agua líquida denominados “agua sólida”, cuyas propiedades de absorción de radiación dependen del intervalo de energías utilizado: para bajas energías (LE) o altas energías (HE). Asimismo, se hicieron cálculos y medidas para PMMA (el cuerpo principal del maniquí) y para aire. Las composiciones de estos últimos se tomaron directamente del NIST [NIST 2007].

Los resultados se presentan separados por material, indicando las técnicas utilizadas para su análisis. Para todos los casos, se hizo un primer análisis EDS en el Laboratorio

¹ CIRS, 2428 Alameda Ave. Suite 212 Norfolk, Virginia 23513 USA

Central de Microscopía del IFUNAM (LCM.-IFUNAM) identificado como **IF1**. Los resultados preliminares obtenidos con este análisis mostraron composiciones muy diferentes a las reportadas por Woodard y White (denominado de aquí en adelante como **WW**), por lo que se procedió a hacer 3 análisis más utilizando la misma técnica, 1 en el IFUNAM (**IF2**) y dos en la Facultad de Química de la UNAM (**FQ1** y **FQ2**).

Por último, para cada caso se presenta un análisis PIXE. Éste se realizó debido a que los cocientes entre las referencias y los datos obtenidos con EDS eran, en los casos más críticos, hasta de un factor de 4.

Los resultados y análisis de la composición que se presentan en las siguientes secciones para cada material se pueden resumir de la siguiente manera:

- La composición elemental (en porcentaje por peso) se lista en una tabla, para todas las técnicas utilizadas,
- Se realizaron cálculos de μ/ρ utilizando el programa XCOM, considerando tanto las composiciones de referencia como aquellas obtenidas en los análisis elementales con EDS y PIXE,
- Para mostrar de una manera más clara las diferencias entre los resultados de las diferentes técnicas, se calcularon los cocientes de los diferentes μ/ρ con respecto a **WW**.

Nótese en las gráficas como en las tablas que no todas las muestras se analizaron el mismo número de veces. Las muestras que se analizaron más veces fueron las que presentaron mayores diferencias respecto de la referencia (tabla 4.1), es decir en el análisis IF1. En todos los casos, las técnicas de análisis utilizadas no proporcionan información sobre la fracción de los elementos con $Z < 5$ (y por lo tanto, no se conoce la fracción por peso del hidrógeno presente en cada muestra). Para estimar el efecto que este elemento pudiera tener en los μ/ρ , los porcentajes en peso de cada elemento en las tablas fueron ajustados para tomar en cuenta la fracción de H de acuerdo a la composición de referencia. Todas las gráficas de los cocientes de μ/ρ consideran la fracción de hidrógeno tomada de WW.

4.1.1 Pulmón (inhalación)

De acuerdo a los datos presentados en la tabla 4.2 y las figuras 4.1 y 4.2, podemos ver que la mayor diferencia respecto a la composición de referencia se da para los análisis realizados en el LCM del IFUNAM. Los μ/ρ son sobre-estimados en todo el intervalo de energía de interés. Sin embargo, aunque el análisis en la Facultad de Química (FQ1 y FQ2) es más cercano, se subestima para energías menores. El análisis con PIXE mostró las menores diferencias en todo el intervalo de energía de interés.

Pulmón inhalación												
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		IF2		FQ2		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	10.3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C	6	10.50	44.00	16.91	82.80	7.29	31.77	2.27	81.82	0.56	77.69	0.00
N	7	3.10	-	-	-	-	9.38	1.28	-	-	-	-
O	8	74.90	43.06	16.41	15.48	7.93	44.41	4.95	16.69	0.75	21.28	0.00
Na	11	0.20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mg	12	-	0.51	0.19	0.37	0.14	0.84	0.10	0.31	0.08	-	-
Al	13	-	5.01	2.74	0.38	0.12	4.19	2.80	0.79	0.14	-	-
Si	14	-	1.23	0.97	0.25	0.05	1.31	0.27	0.25	0.02	0.14	0.00
P	15	0.20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
S	16	0.30	0.07	0.12	-	-	0.03	-	-	-	0.05	0.00
Cl	17	0.30	0.52	0.70	0.36	0.07	0.43	0.29	0.34	0.08	0.42	0.02
K	19	0.20	0.10	0.11	-	-	-	-	-	-	-	-
Ca	20	-	0.19	0.27	-	-	0.51	-	-	-	-	-
Mn	25	-	0.05	0.10	-	-	-	-	-	-	0.41	0.02
Fe	26	-	0.83	0.40	1.09	-	7.49	1.58	-	-	-	-
Ni	28	-	0.05	0.12	-	-	-	-	-	-	-	-
Cu	29	-	0.73	0.41	-	-	-	-	-	-	-	-
Zn	30	-	2.54	5.37	-	-	-	-	-	-	-	-
Nb	41	-	0.27	0.38	-	-	-	-	-	-	-	-
Au	79	-	0.53	1.19	-	-	-	-	-	-	-	-

Tabla 4.2. Composición elemental (porcentaje en peso) de pulmón (inhalación).

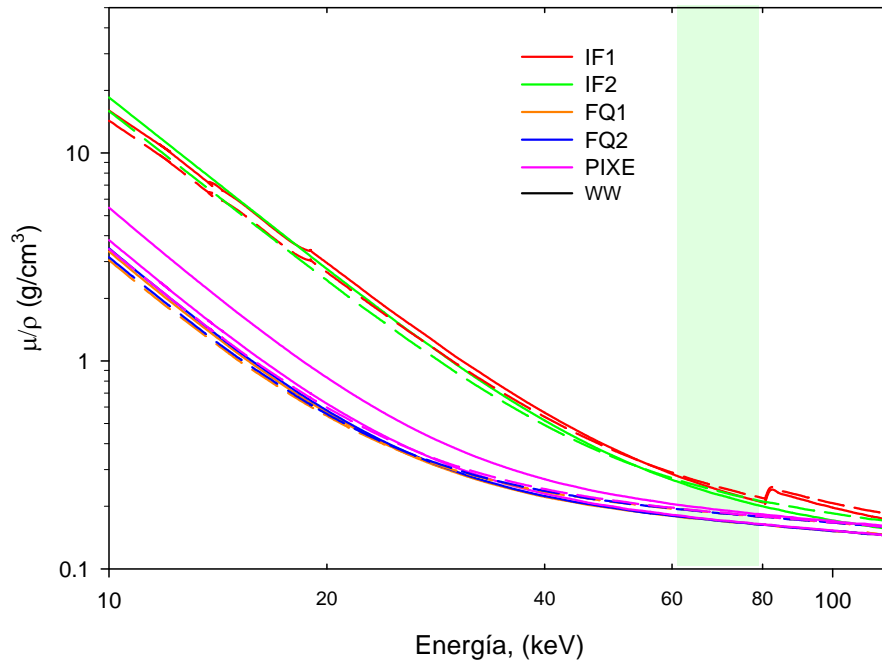


Figura 4.1. Cálculos de μ/ρ para pulmón (inhalación). Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de WW. La línea negra continua es la referencia (WW).

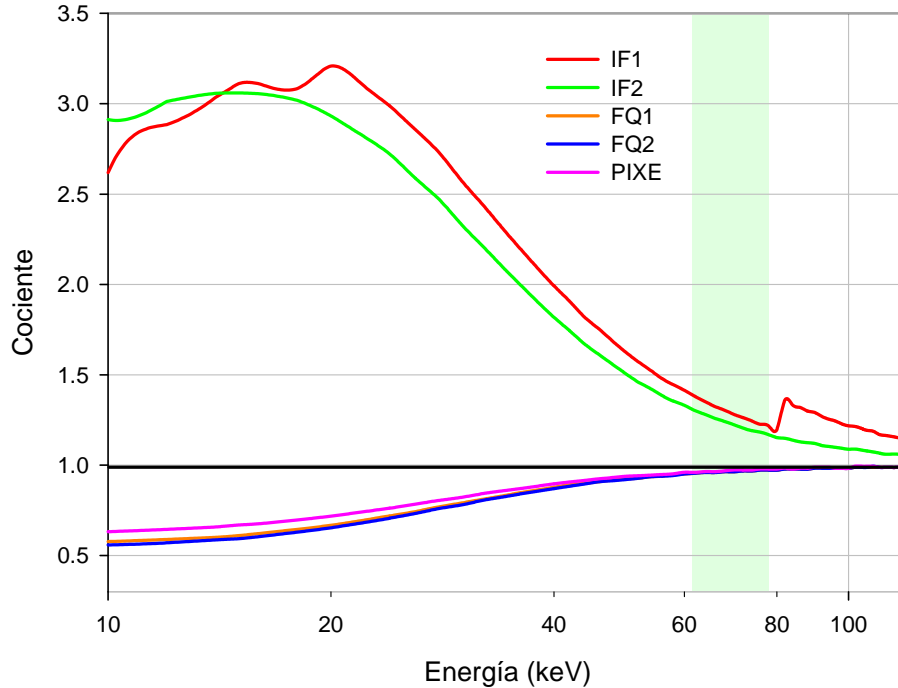


Figura 4.2. Cocientes de μ/ρ para pulmón (inhalación) tomando como referencia WW. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.2 Pulmón (exhalación)

De acuerdo a la tabla 4.3 y figuras 4.3 y 4.4 podemos notar un comportamiento similar a la composición anterior para los análisis realizados en el LCM del Instituto de Física. De igual manera la similitud para el análisis EDS de la Facultad de Química, en especial para energías mayores.

Pulmón exhalación												
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		IF2		FQ2		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	Σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	10.3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
C	6	10.10	31.99	10.74	77.75	0.49	36.61	2.11	79.47	0.65	75.65	0.00
N	7	2.90	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
O	8	75.50	40.19	17.38	16.09	0.40	35.90	4.13	16.26	0.76	17.80	0.00
Na	11	0.20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Mg	12	-	0.02	0.05	-	-	-	-	-	-	-	-
Al	13	-	0.54	0.18	0.25	-	0.43	0.27	0.83	0.16	5.42	0.07
Si	14	-	2.14	0.26	0.38	0.04	1.02	0.22	0.18	0.08	0.41	0.01
S	15	0.30	0.28	0.04	-	-	0.35	-	-	-	0.18	0.00
P	15	0.20	1.70	0.75	-	-	0.10	-	-	-	-	-
Cl	17	0.30	7.89	3.84	2.83	0.19	12.25	1.62	1.89	0.20	0.49	0.00
K	19	0.20	0.13	0.10	-	-	0.11	0.01	-	-	-	-
Ca	20	-	16.00	1.94	2.87	0.08	11.55	2.41	1.84	0.15	0.05	0.00
Ti	22	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Fe	26	-	-	-	-	-	2.57	-	-	-	0.01	0.00
Nd	60	-	-	-	-	-	0.51	-	-	-	-	-

Tabla 4.3. Composición elemental (porcentaje en peso) de pulmón (exhalación).

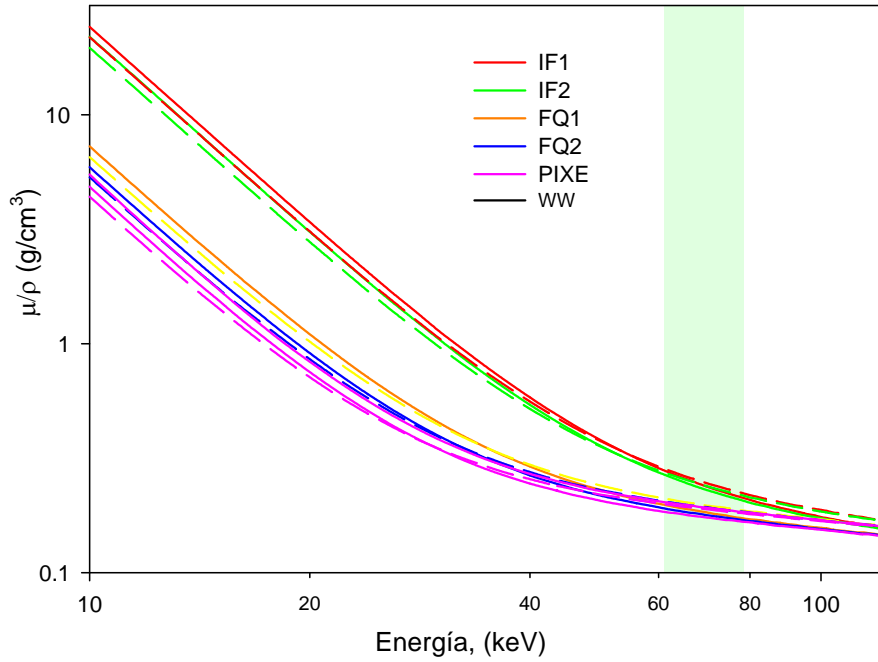


Figura 4.3. Cálculos de μ/ρ para pulmón (exhalación). Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de WW. La línea negra continua es la referencia (WW).

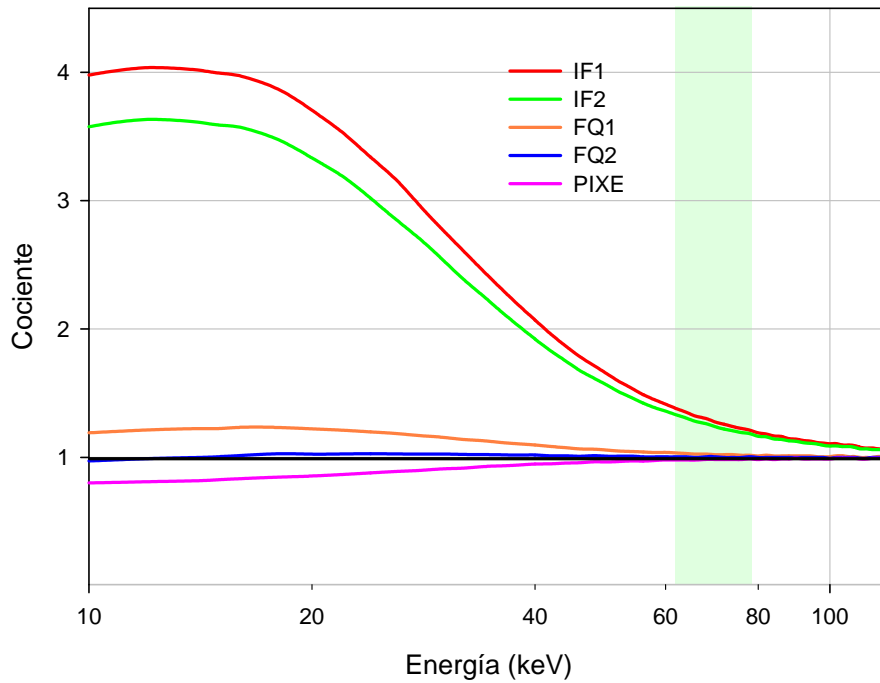


Figura 4.4. Cocientes de μ/ρ para pulmón (exhalación) tomando como referencia WW. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.3 Tejido adiposo

En este caso, aunque las diferencias para los análisis en el LCM siguen siendo bastante considerables, la similitud entre la composición de referencia y la composición obtenida en la Facultad de Química y PIXE (con y sin el ajuste de H) es bastante mayor.

Tejido adiposo										
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		IF2		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	11.2	-	-	-	-	-	-	-	-
C	6	51.7	47.16	2.90	78.33	0.16	38.29	3.27	75.40	0.00
N	7	1.3	-	-	-	-	6.69	0.72	-	-
O	8	35.5	32.71	5.46	20.38	0.04	47.73	1.80	18.14	0.00
Na	11	0.1	0.28	0.02	-	-	-	-	-	-
Mg	12	-	0.52	0.01	-	-	-	-	-	-
Al	13	-	3.25	2.52	0.16	0.05	0.40	0.12	-	-
Si	14	-	5.73	1.94	0.13	0.03	0.47	0.05	1.63	0.04
P	15	-	0.03	0.04	-	-	0.17	-	-	-
S	16	0.1	0.47	0.03	-	-	-	-	0.61	0.01
Cl	17	0.1	3.48	0.30	0.52	0.10	4.50	1.05	1.98	0.06
K	19	-	1.34	0.34	-	-	-	-	0.01	0.00
Ca	20	-	3.45	1.44	0.49	0.09	5.33	1.14	1.84	0.02
Fe	26	-	0.51	0.24	-	-	0.44	-	0.35	0.02
Cu	29	-	1.10	1.56	-	-	-	-	-	-

Tabla 4.4. Composición elemental (porcentaje en peso) del tejido adiposo.

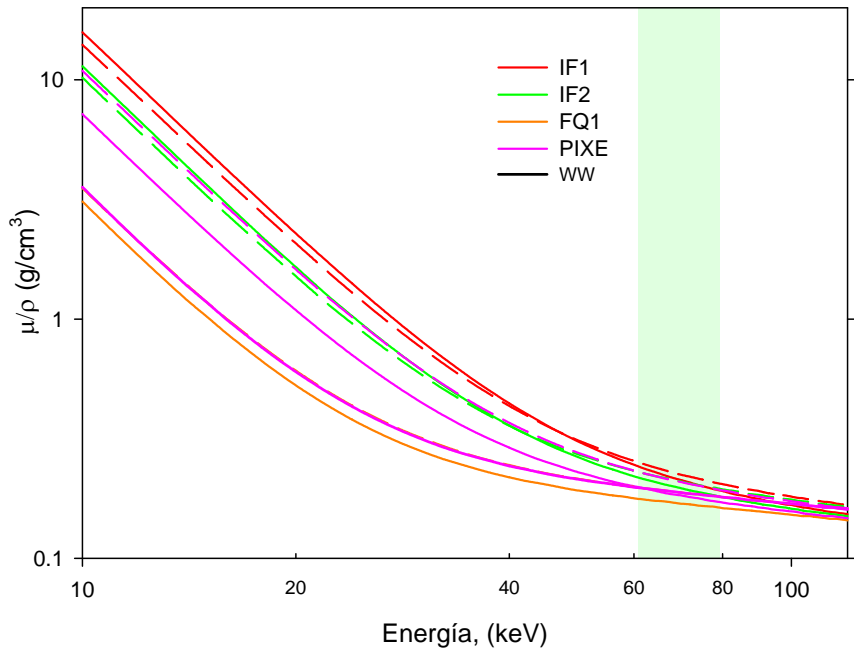


Figura 4.5. Cálculos de μ/ρ para tejido adiposo. Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de WW. La línea negra continua es la referencia (WW).

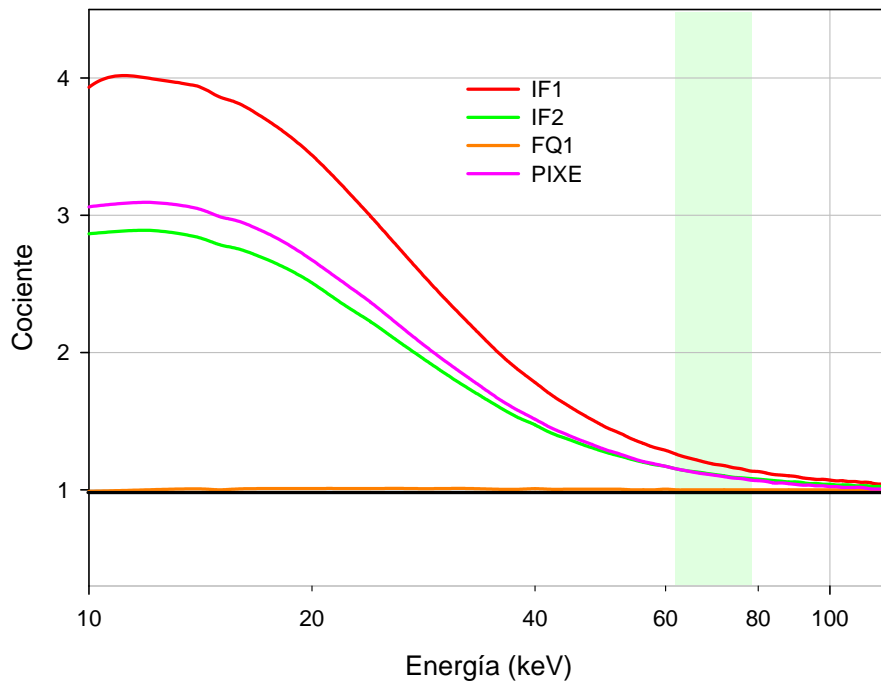


Figura 4.6. Cocientes de μ/ρ para tejido adiposo tomando como referencia WW. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.4 Hueso trabecular

Hueso trabecular										
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		FQ2		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	8.5	-	-	-	-	-	-	-	-
C	6	40.4	23.69	1.94	65.62	1.11	69.06	1.01	62.66	0.00
N	7	2.8	-	-	-	-	-	-	-	-
O	8	36.7	36.71	4.16	20.81	0.80	16.64	0.75	24.37	0.00
Na	11	0.1	-	-	0.54	0.10	-	-	-	-
Mg	12	0.1	0.10	0.08	-	-	-	-	-	-
Al	13	-	0.32	0.16	-	-	-	-	-	-
Si	14	-	0.74	0.14	0.57	0.02	-	-	-	-
P	15	3.4	9.80	0.60	-	-	3.84	0.21	5.83	0.03
S	16	0.2	0.01	0.01	-	-	-	-	-	-
Cl	17	0.2	0.85	0.08	0.79	0.12	0.26	0.07	0.14	0.00
K	19	0.1	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-
Ca	20	7.4	27.80	4.83	11.67	0.69	10.20	0.65	7.01	0.00
Ti	22	-	0.00	0.00	-	-	-	-	-	-
Fe	26	0.1	-	-	-	-	-	-	-	-

Tabla 4.5. Composición elemental (porcentaje en peso) de hueso trabecular

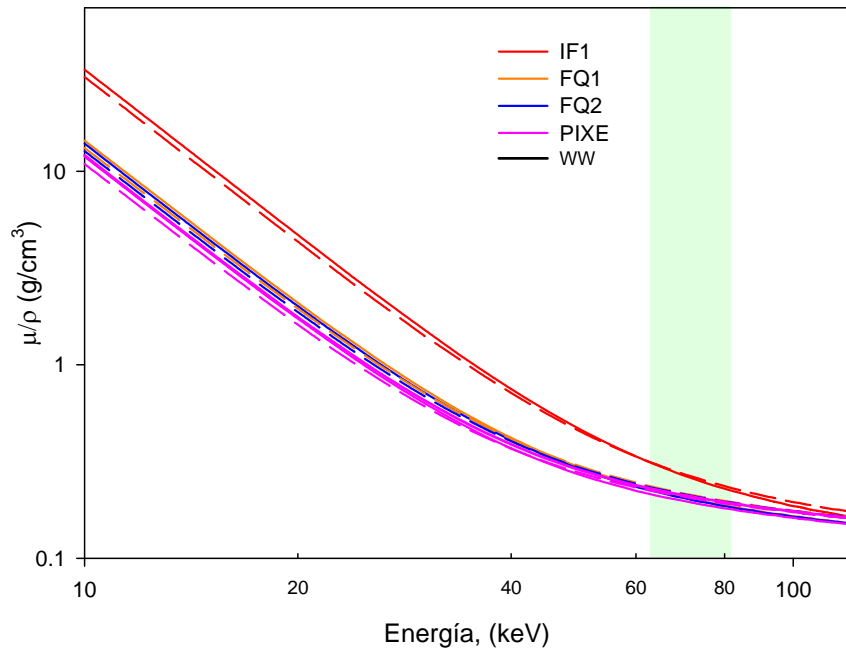


Figura 4.7. Cálculos de μ/ρ para hueso trabecular. Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de WW. La línea negra continua es la referencia (WW).

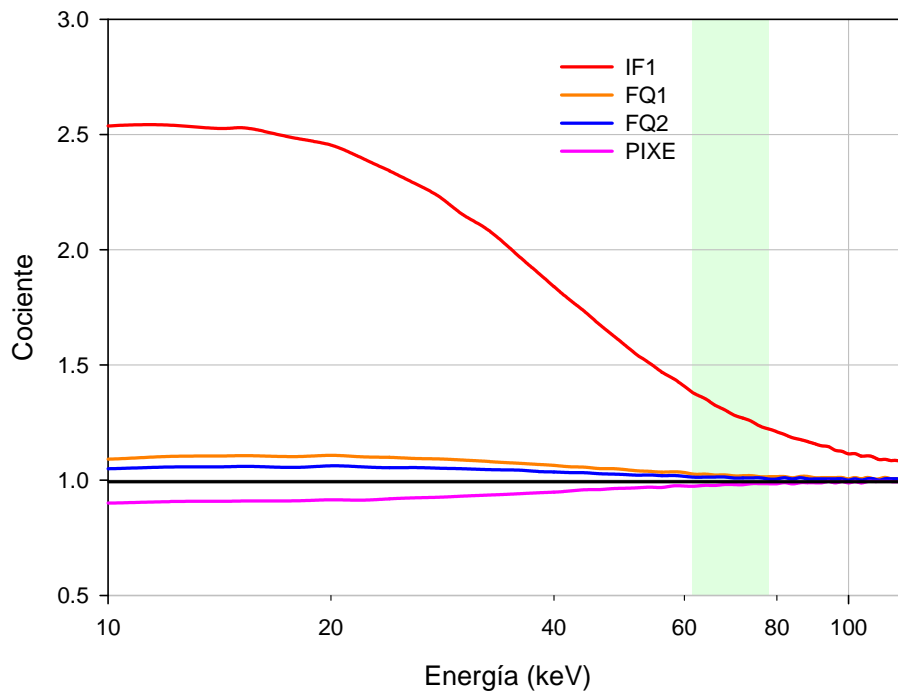


Figura 4.8. Cocientes de μ/ρ para hueso trabecular tomando como referencia WW. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.5 Hueso cortical

En los resultados para este material la diferencia para el análisis realizado en la Facultad de Química muestra la mayor diferencia, contrario a los casos anteriores. Sin embargo, para el análisis del LCM las diferencias, aunque considerables, disminuyeron.

Hueso Cortical										
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		FQ2		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	3.4	-	-	-	-	-	-	-	-
C	6	15.5	23.08	3.91	60.37	0.80	41.72	1.13	47.52	0.00
N	7	4.2	-	-	-	-	-	-	-	-
O	8	43.5	52.23	4.20	30.93	0.27	31.55	0.49	30.55	0.00
Na	11	0.1	0.39	0.07	0.50	0.10	-	-	-	-
Mg	12	0.2	0.64	0.02	0.39	0.04	0.61	0.06	-	-
Al	13	-	1.25	0.58	0.69	0.16	1.50	0.61	-	-
Si	14	-	0.95	0.10	0.37	0.08	0.34	0.06	0.78	0.03
P	15	10.3	-	-	-	-	-	-	-	-
S	16	0.3	0.10	0.03	-	-	-	-	-	-
Cl	17	-	0.78	0.07	0.24	0.07	-	-	0.09	0.00
K	19	-	0.40	0.06	0.19	0.03	-	-	-	-
Ca	20	22.5	19.32	7.46	5.83	0.90	23.87	1.00	21.07	0.00
Ti	22	-	0.11	0.13	-	-	-	-	-	-
Fe	26	-	0.76	0.40	0.50	0.11	-	-	-	-

Tabla 4.6. Composición elemental (porcentaje en peso) de hueso cortical

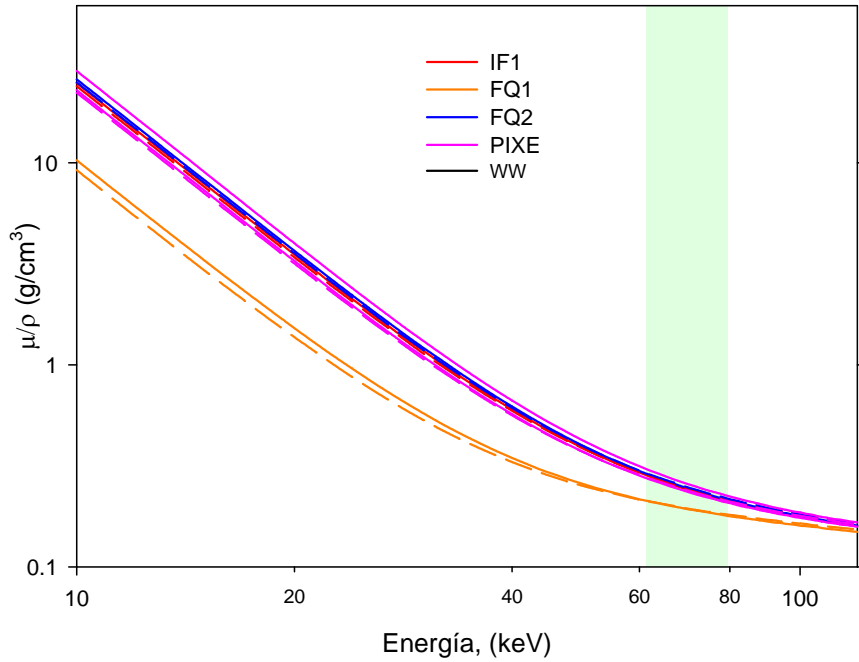


Figura 4.9. Cálculos de μ/ρ para hueso cortical. Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de WW. La línea negra continua es la referencia (WW).

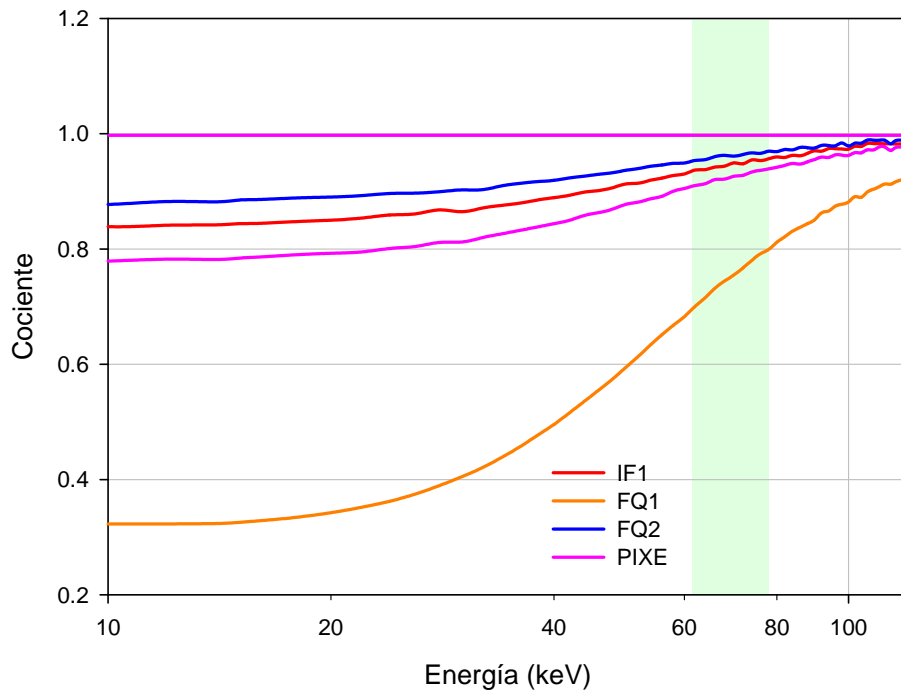


Figura 4.10. Cocientes de μ/ρ para hueso cortical tomando como referencia WW. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.6 Agua sólida

Para el caso particular de los materiales equivalentes a agua líquida (es decir, agua sólida para altas y bajas energías), se tomó como referencia las curvas de μ/ρ del NIST (National Institute of Standards and Technology), ya que en la literatura no se reporta ninguna composición equivalente para estos materiales.

4.1.6.1 Agua sólida (altas energías, HE)

Agua sólida (altas energías)								
Elemento	Z	WW	IF1		FQ1		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	0.11	-	-	-	-	-	-
C	6	-	51.22	4.12	75.12	2.31	78.28	0.00
O	8	0.89	39.10	4.80	22.92	2.62	22.24	0.00
Na	11	-	0.61	0.06	0.53	0.07	-	-
Mg	12	-	0.16	0.04	-	-	-	-
Al	13	-	1.14	0.48	0.34	0.09	-	-
Si	14	-	1.37	0.26	0.27	0.01	0.05	0.00
P	15	-	0.02	0.04	-	-	-	-
S	16	-	0.34	0.04	0.10	-	0.02	0.00
Cl	17	-	2.09	0.47	0.29	0.03	0.02	0.00
K	19	-	0.92	0.29	0.10	-	0.01	0.00
Ca	20	-	2.41	1.27	0.31	0.12	0.39	0.00
Ti	22	-	0.16	0.14	-	-	-	-
Fe	29	-	0.46	0.31	0.42	-	0.01	0.00

Tabla 4.7. Composición elemental (porcentaje en peso) de agua sólida (altas energías).

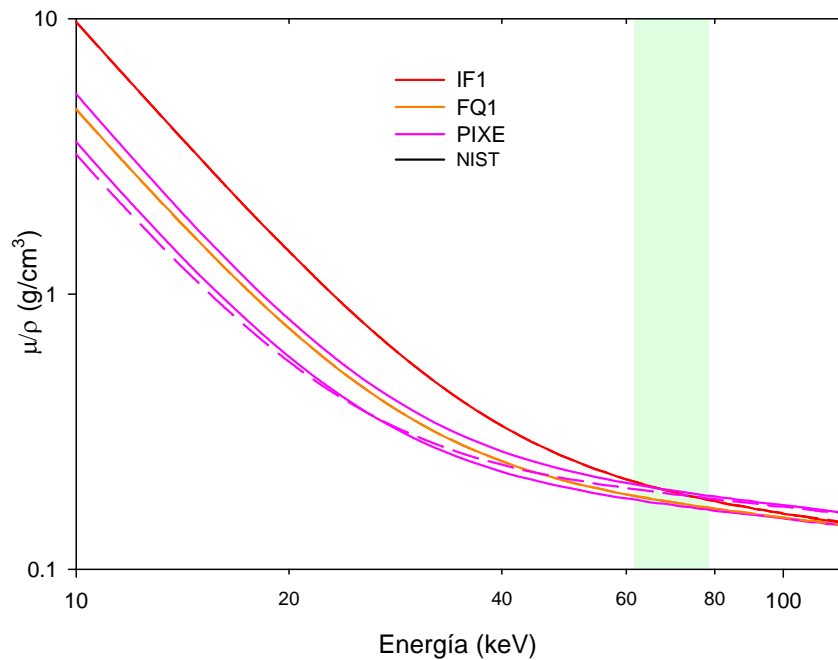


Figura 4.11. Cálculos de μ/ρ para agua sólida (altas energías). Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de NIST. La línea negra continua es la referencia (NIST).

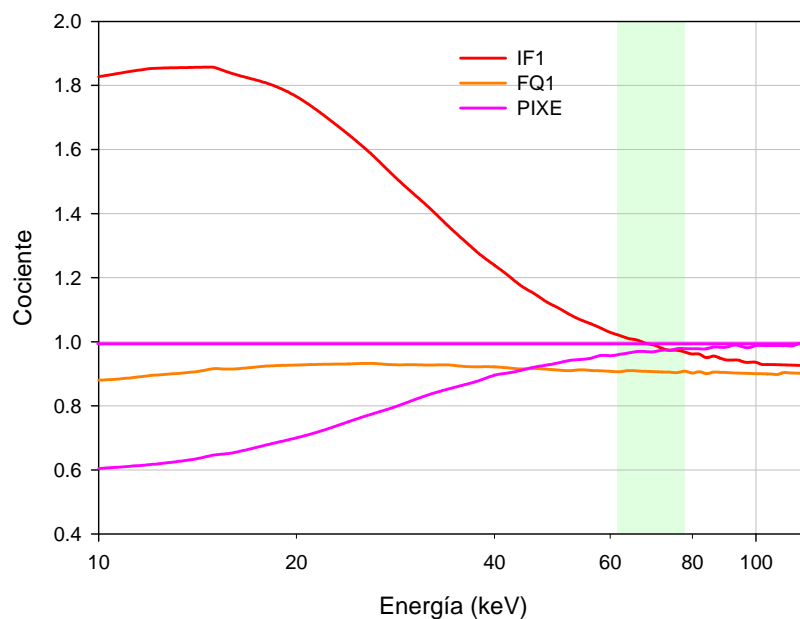


Figura 4.12. Cocientes de μ/ρ para agua sólida (altas energías) tomando como referencia NIST. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

4.1.6.2 Agua sólida (bajas energías, LE)

Agua sólida (bajas energías)								
Elemento	Z	NIST	IF1		FQ1		PIXE-RBS	
			Promedio	σ	Promedio	σ	Promedio	σ
H	1	0.11	-	-	-	-	-	-
C	6	-	29.04	0.43	64.05	0.50	66.43	0.00
O	8	0.89	43.50	1.96	28.19	0.74	25.83	0.00
Na	11	-	-	-	0.23	-	-	-
Mg	12	-	16.48	0.84	6.96	0.23	7.16	0.16
Al	13	-	0.40	0.16	0.16	0.04	-	-
Si	14	-	1.86	0.39	0.20	0.04	0.14	0.00
P	15	-	0.64	0.53	-	-	-	-
S	16	-	0.40	0.25	-	-	-	-
Cl	17	-	3.66	0.22	0.40	0.10	0.41	0.00
K	19	-	0.25	0.20	-	-	0.01	0.00
Ca	20	-	3.77	1.73	0.15	0.04	0.03	0.00
Ti	22	-	0.05	0.12	-	-	-	-

Tabla 4.8. Composición elemental (porcentaje en peso) de agua sólida (bajas energías).

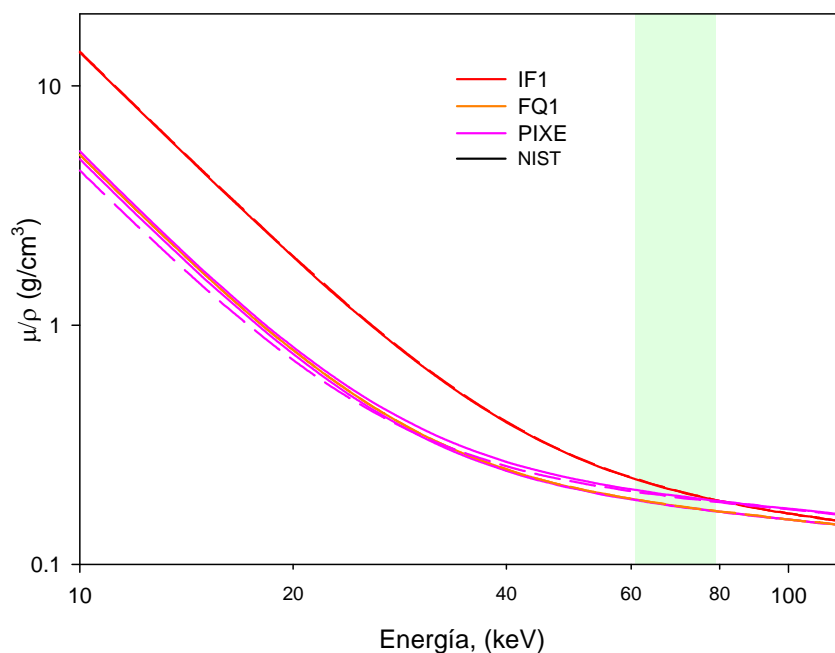


Figura 4.13. Cálculos de μ/ρ para agua sólida (bajas energías). Las líneas sólidas corresponden a los cálculos sin hidrógeno, y las punteadas a los datos ajustados con el contenido de H de NIST. La línea negra continua es la referencia (NIST).

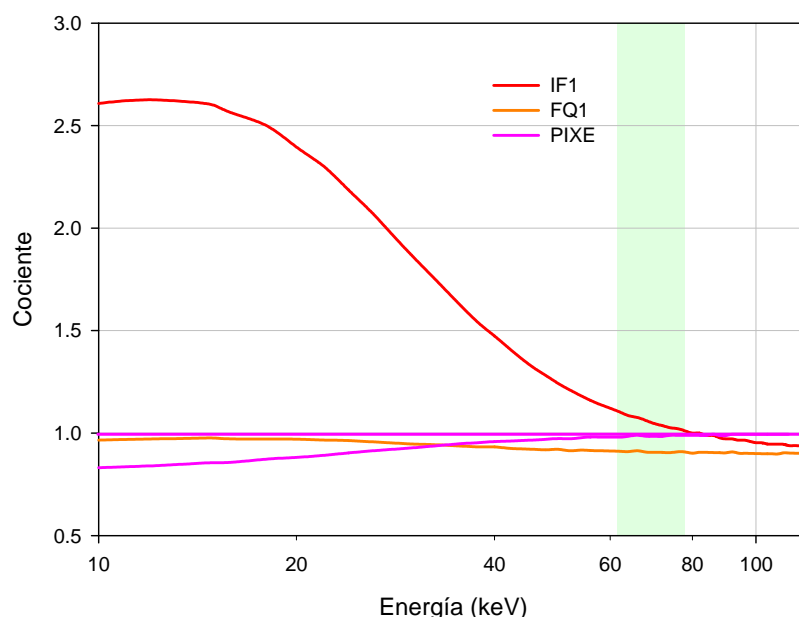


Figura 4.14. Cocientes de μ/ρ para agua sólida (bajas energías) tomando como referencia NIST. La línea negra sólida es la referencia de un cociente igual a 1.

De acuerdo a las gráficas anteriores, los análisis EDS realizados en el LCM-IFUNAM en la mayoría de los casos, especialmente en densidades bajas, los μ/ρ son sobreestimados en el intervalo de energías utilizado para los cálculos propuestos, siendo el análisis EDS de la FQUNAM más cercano a las propiedades de atenuación de radiación según la referencia dada por el fabricante, a excepción de los extremos del intervalo de densidades utilizado, es decir, pulmón (inhalación) y hueso cortical, donde la atenuación es subestimada.

Podemos ver un comportamiento semejante al análisis EDS-FQUNAM con los datos del análisis PIXE aunque menos notorio (en la parte central del intervalo de densidades), siendo la diferencia mayor a energías más bajas. Las diferencias más importantes de μ/ρ en el intervalo de energías entre 20 y 120 keV fueron observadas para: a) pulmón inhalación con diferencias hasta de un 40%, b) tejido adiposo, con diferencias de casi un 100% y c) agua sólida para altas energías (HE) con diferencias de hasta un 40%. Esto último no es de sorprender, pues a bajas energías el efecto fotoeléctrico es un tipo de interacción importante, y dado que esta interacción depende fuertemente de Z , un material equivalente al agua que contenga elementos de Z grande podría representar problemas para aplicaciones dosimétricas bajas energías. En el resto de los materiales utilizados en este trabajo, las diferencias fueron por debajo del 20%. Al considerar solamente la energía efectiva del haz, entre 60 y 80 keV para todos los materiales, las diferencias máximas fueron de hasta un 6%.

En todos los casos, el hecho de considerar una fracción de H en el cálculo de μ/ρ es más importante para energías por debajo de aproximadamente los 50 keV. Sin embargo, según las gráficas de μ/ρ , la diferencia no es significativa a partir de los 50 keV. Cabe considerar que para los cálculos realizados en este trabajo, se utilizaron energías promedio

por encima de los 62 keV, tal como se muestra en la sección 4.2. Siendo semejante la atenuación de referencia a lo calculado a partir de los resultados experimentales en el intervalo de los 60 keV a 120 keV (límite según parámetros de operación de kilovoltaje del tubo de rayos X del tomógrafo utilizado), se utilizó la composición de referencia para el cálculo de UH.

4.2 Cálculo de UH y ρ_e

De acuerdo al punto 3.5 del capítulo anterior, se hicieron cálculos de UH y ρ_e utilizando las expresiones 3.1 - 3.4. Ambos cálculos se comparan con los reportados por el fabricante (a partir de la composición de Woodard y White, 1986), los calculados a partir de las tablas 4.2 - 4.9 y los medidos por el sistema de planeación. Los cálculos de ρ_e se muestran en la tabla 4.9.

Material	Densidad (g/cm ³)	DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA				Medida
		Fabricante	Calculada IF2	Calculada FQ2	Calculada PIXE	
Aire	0.0012	0.0011	-	-	-	0.04
Pulmón (inh.)	0.20	0.19	0.20	0.20	0.20	0.48 ± 0.34
Pulmón (exh.)	0.50	0.49	0.47	0.50	0.48	0.55 ± 0.01
Tejido adiposo	0.97	0.95	1.14	0.96	0.96	0.92 ± 0.00
Agua líquida	1.00	1.00	-	-	-	1.01 ± 0.01
Agua LE	1.01	1.00	0.97	0.90	0.97	0.99 ± 0.01
Agua HE	1.02	1.00	0.97	0.90	0.97	1.04 ± 0.00
PMMA	1.19	1.16	-	-	-	1.07 ± 0.00
Hueso trabecular	1.16	1.12	1.09	1.13	1.10	1.17 ± 0.00
Hueso cortical	1.92	1.71	1.70	1.70	1.67	1.97

Tabla 4.9. Comparación de cálculos de ρ_e del fabricante, el sistema de planeación de tratamiento utilizado y los cálculos con los datos de los análisis elementales realizados. Las diferencias mayores se encuentran resaltadas en gris.

De acuerdo a los datos presentados en la tabla 4.9 podemos observar que las diferencias mayores entre las ρ_e medidas en el sistema de planeación y las ρ_e del fabricante, es mayor para los extremos del intervalo de densidades utilizado (especialmente para bajas densidades), situación antes observada en el análisis elemental.

Para calcular las UH para cada material, se estimaron las energías promedio del haz atenuado suponiendo ocho trayectorias como se muestra en la figura 4.15. El haz de entrada utilizado corresponde al espectro de la figura 2.9.

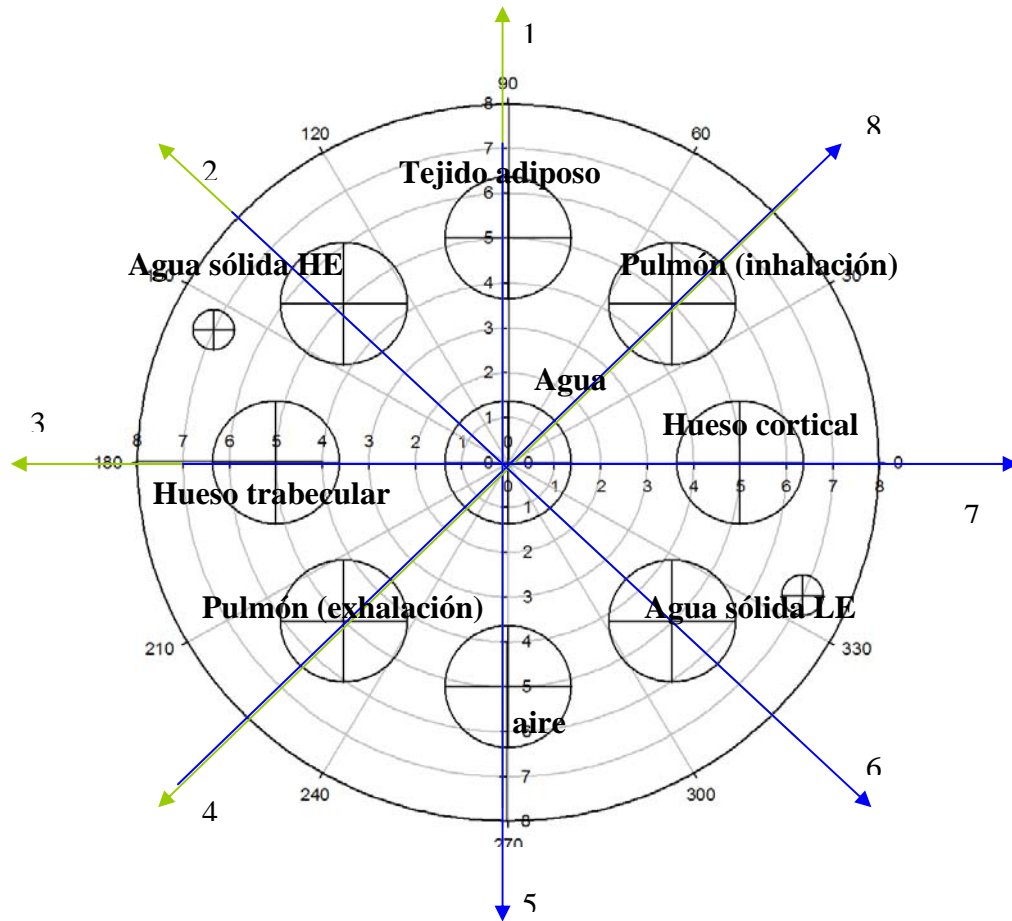


Figura 4.15. Trayectorias utilizadas para el cálculo de $\overline{h\nu}$ promedio. Nótese que las trayectorias elegidas son diametrales para simplificar el cálculo y considerar la mayor atenuación de cada material. Se toma en cuenta un diámetro en dos direcciones para obtener un promedio del cálculo de UH. El número al final de cada trayectoria es utilizado con fines de identificación para la tabla 4.11.

Trayectoria 1			
Material	cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
aire	3.0	62.04	-998.82
PMMA	2.0	63.29	118.85
agua	3.0	65.28	0.0
PMMA	2.0	66.32	123.44
adiposo	3.0	69.53	-64.81
PMMA	1.5	70.16	123.09

(a)

Trayectoria 5			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
adiposo	3.0	66.16	64.39
PMMA	2.0	67.12	123.17
Agua	3.0	68.66	0.0
PMMA	2.0	69.52	122.34
aire	3.0	69.53	-998.82
PMMA	1.5	70.16	123.09

(b)

Trayectoria 2			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
LE	3.0	66.50	-10.15
PMMA	2.0	67.43	123.07
agua	3.0	68.94	0.0
PMMA	2.0	69.79	122.25
HE	3.0	72.38	-26.18
PMMA	1.5	72.93	127.39

(c)

Trayectoria 6			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
HE	3.0	66.22	-30.41
PMMA	2.0	67.17	123.16
agua	3.0	68.71	0.0
PMMA	2.0	69.07	122.50
LE	3.0	72.37	-15.71
PMMA	1.5	72.93	127.39

(d)

Trayectoria 3			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
cortical	3.0	73.00	1359.74
PMMA	2.0	73.68	127.14
agua	3.0	74.75	0.0
PMMA	2.0	75.40	132.91
trabecular	3.0	80.04	229.35
PMMA	1.5	80.44	131.65

(e)

Trayectoria 7			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
trabecular	3.0	71.43	265.00
PMMA	2.0	72.15	127.65
Agua	3.0	73.30	0.0
PMMA	2.0	73.98	127.05
cortical	3.0	80.04	1208.94
PMMA	1.5	80.44	131.65

(f)

Trayectoria 4			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
pulmón (inh)	3.0	62.74	-800.74
PMMA	2.0	63.93	118.63
agua	3.0	65.84	0.0
PMMA	2.0	66.85	123.27
pulmón (exh)	3.0	69.57	-502.58
PMMA	1.5	70.20	123.36

(g)

Trayectoria 8			
Material	Cm	$\bar{h\nu}$ (keV)	UH
PMMA	1.5	62.03	113.96
pulmón (exh)	3.0	65.71	-501.89
PMMA	2.0	66.69	123.32
agua	3.0	68.27	0.0
PMMA	2.0	69.14	122.48
pulmón (inh)	3.0	69.57	-801.03
PMMA	1.5	70.20	123.36

(h)

Tabla 4.10. Trayectorias utilizadas para el cálculo de UH. En cada cuadro, (de (a) a (h)) encontramos en la primer columna tipo de material atenuador, seguido de su grosos y de la $\bar{h\nu}$ utilizada para el cálculo de UH. La cuarta columna muestra la UH para dicha $\bar{h\nu}$.

Utilizando los resultados de los cálculos de UH para cada una de las trayectorias propuestas se tomó un promedio (de (a) y (b), (c) y (d), (e) y (f); y (g) y (h)) para cada material. Asimismo, se midieron las UH en el sistema de planeación. Los resultados se muestran en la tabla 4.11, a continuación.

Material	UNIDADES HOUNSFIELD	
	Medidas	Calculadas
Aire	-956.00 ± 0.00	-998.818 ± 0.05
Pulmón (inh.)	-738.56 ± 5.35	-800.887 ± 0.21
Pulmón (exh.)	-466.40 ± 19.72	-502.24 ± 0.49
Tejido adiposo	-74.00 ± 7.35	-64.596 ± 0.30
Agua líquida	-11.20 ± 15.59	0
Agua LE	-0.64 ± 4.60	-12.93 ± 3.93
Agua HE	32.40 ± 5.18	-28.30 ± 2.99
PMMA	104.71 ± 0.46	121.96 ± 7.11
Hueso trabecular	269.60 ± 6.69	247.67 ± 25.92
Hueso cortical	1492.00 ± 0.00	1284.34 ± 106.63

Tabla 4.11. Resultados de los cálculos de UH. Para los insertos de agua sólida (HE y LE) los cálculos se hicieron con los datos obtenidos del análisis PIXE

A partir de estos datos se obtienen tres curvas (figura 4.15) en donde se grafican las UH (medidas) como función de ρ_e de acuerdo a: a) las reportadas por el fabricante (líneas rojas, nombradas CIRS), b) las calculadas en este trabajo (líneas verdes nombradas Herrera) y c) las medidas por el sistema de planeación (líneas negras, nombradas Schneider). De las gráficas se puede observar claramente que las calibraciones CIRS y Herrera son muy parecidas, excepto en el último punto para hueso cortical.

A partir de todos los datos antes presentados para la calibración Herrera, se ingresaron los datos en el sistema de planeación como una subrutina, la cual utiliza pares (UH, ρ_e) para hacer la corrección. La calibración propuesta toma los puntos para aire (-956,0.0011), grasa (-74,0.96), agua sólida HE (32,0.97), agua líquida (-11,1), hueso cortical (1492,1.658) y (3071,2.6667). Este último par se estimó a partir de una extrapolación lineal.

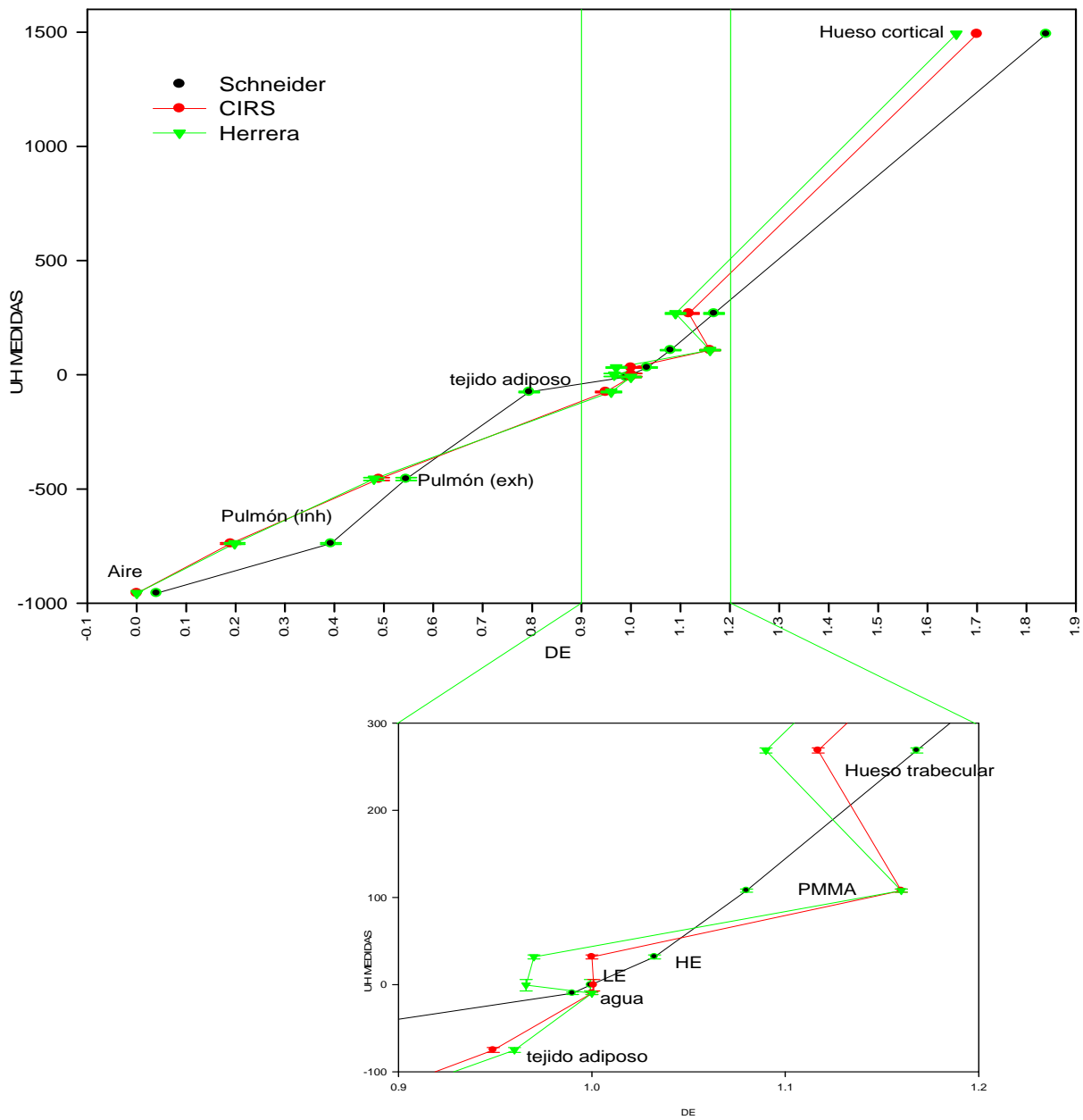


Figura 4.16. UH vs. ρ_e . La línea negra representa la curva de calibración que tiene el sistema de planeación de tratamiento según Schneider, 1991. La línea roja un ajuste utilizando los datos de ρ_e que reporta CIRS. La línea verde es la calibración propuesta en este trabajo (Herrera).

4.3 Verificación de la calibración propuesta.

Como se había mencionado anteriormente, para verificar que la calibración de UH vs. ρ_e que se propone en este trabajo proporciona resultados más confiables en el cálculo de distribuciones de dosis en estudios de radioneurocirugía, se realizaron 3 diferentes irradiaciones utilizando el maniquí de calibración.

4.3.1 Calibración de las películas de tinte radiocrómico.

La curva de calibración utilizada para estas medidas fue obtenida en el Instituto Nacional de Cancerología, (INCan) con un linac Varian C600 de 6MV (figura 4.7). Se utilizaron 8 películas de 1x1 cm para la calibración, en un intervalo de 0 a 22 Gy. El protocolo de lectura y de manejo de las películas se describió en la sección 3.7. Los niveles de rojo obtenidos con el escáner, así como la respuesta calculada en la película se muestra en la tabla 4.12.



Figura 4.17. Digitalización de la curva de calibración.

Dosis (Gy)	Nivel de rojo			$\text{Log}_{10}(I_0/I_i)$		
0.00	59186	±	308	0.000	±	0.003
3.06	55110	±	251	0.031	±	0.003
7.45	49258	±	375	0.080	±	0.004
11.83	41939	±	372	0.150	±	0.004
14.02	40186	±	233	0.168	±	0.003
16.21	37190	±	409	0.202	±	0.005
18.40	35153	±	284	0.226	±	0.004
22.34	32405	±	210	0.262	±	0.004

Tabla 4.12. Datos de la curva de calibración, componente roja.

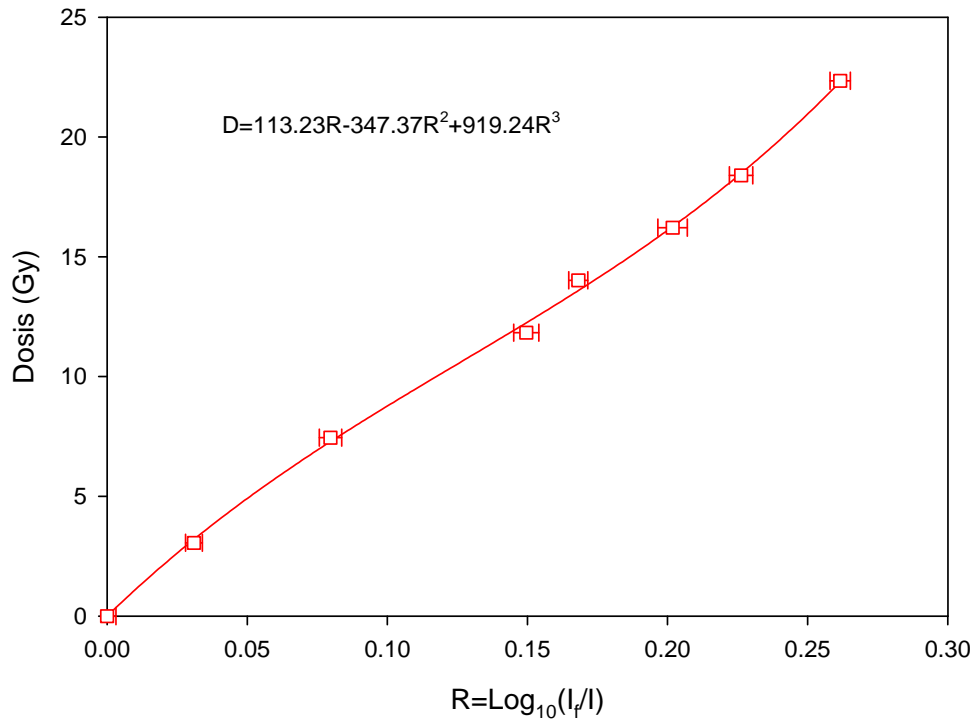


Figura 4.17. Curva de calibración utilizada (sólo componente roja).

4.3.2 Comparación de distribuciones de dosis medidas.

Como ya se mencionó previamente, se realizaron 3 irradiaciones utilizando el maniquí suponiendo un medio homogéneo o bien medios inhomogeneos. Cada una de las irradiaciones consideró el mismo volumen blanco (agua sólida), un cilindro de 3 cm de diámetro y 4 cm de altura en medio del cual se colocó una PTR de 6 x 6 cm. El sistema de planeación consideró tres situaciones diferentes: a) sin corrección por inhomogeneidades, b) con corrección por inhomogeneidades utilizando la calibración de Schneider, y c) con corrección por inhomogeneidades utilizando la calibración de Herrera. El plan de tratamiento consideró 5 campos conformales, donde la dosis al volumen blanco planeada fue de 18 Gy. Los reportes de cada planeación se encuentran en el apéndice C.

La figura 4.18 muestra la reconstrucción del maniquí a partir de los datos del tomógrafo, y el cálculo de dosis realizado con el sistema de planeación.

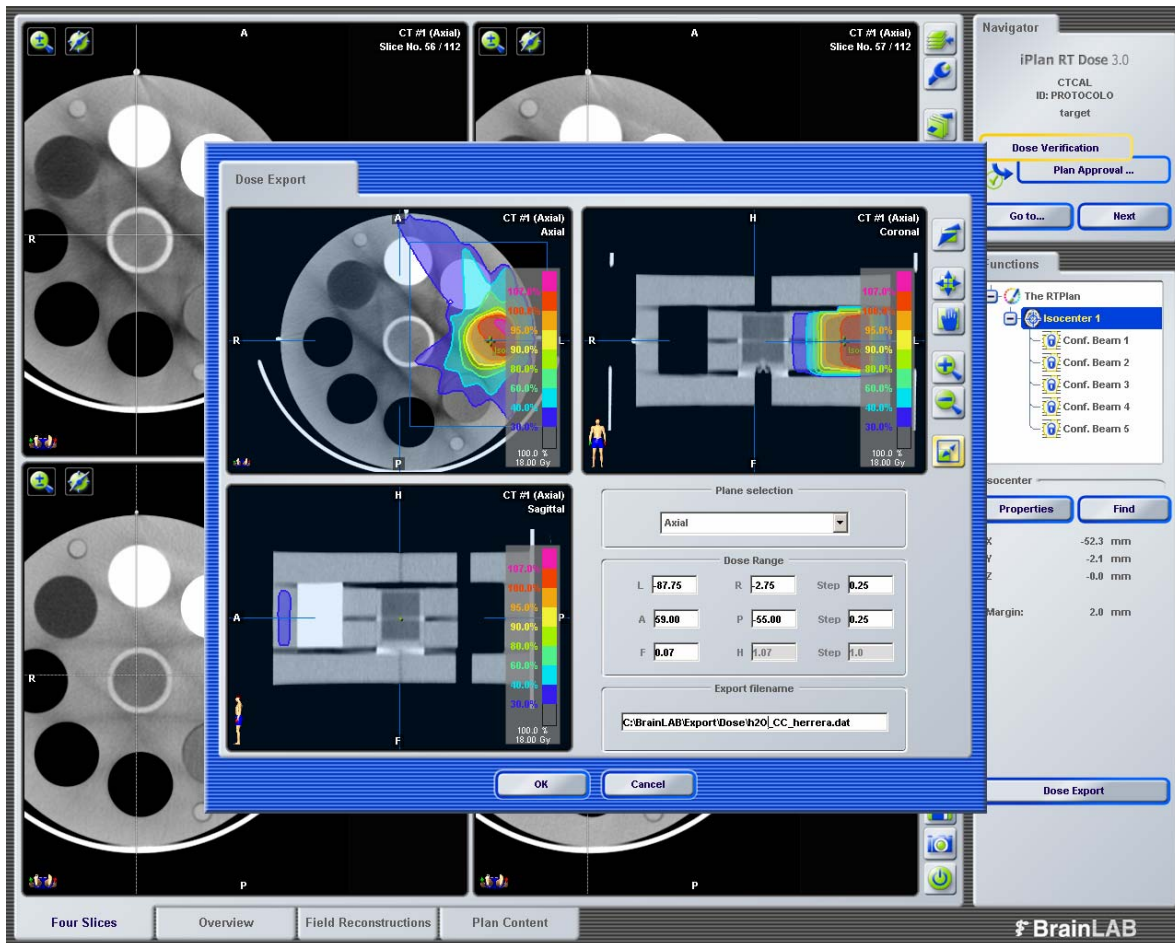


Figura 4.18. Salida del sistema de planeación en donde se muestra el cálculo de dosis alrededor del volumen blanco (en los planos axial, sagital y coronal).

La componente roja de las películas digitalizadas se transformó a dosis utilizando la curva de calibración de la figura 4.17, y se obtuvieron curvas de isodosis en el intervalo de 2 a 18 Gy, mostradas en la figura 4.19. Todos los datos de las distribuciones de dosis presentados fueron analizados con MatLab.

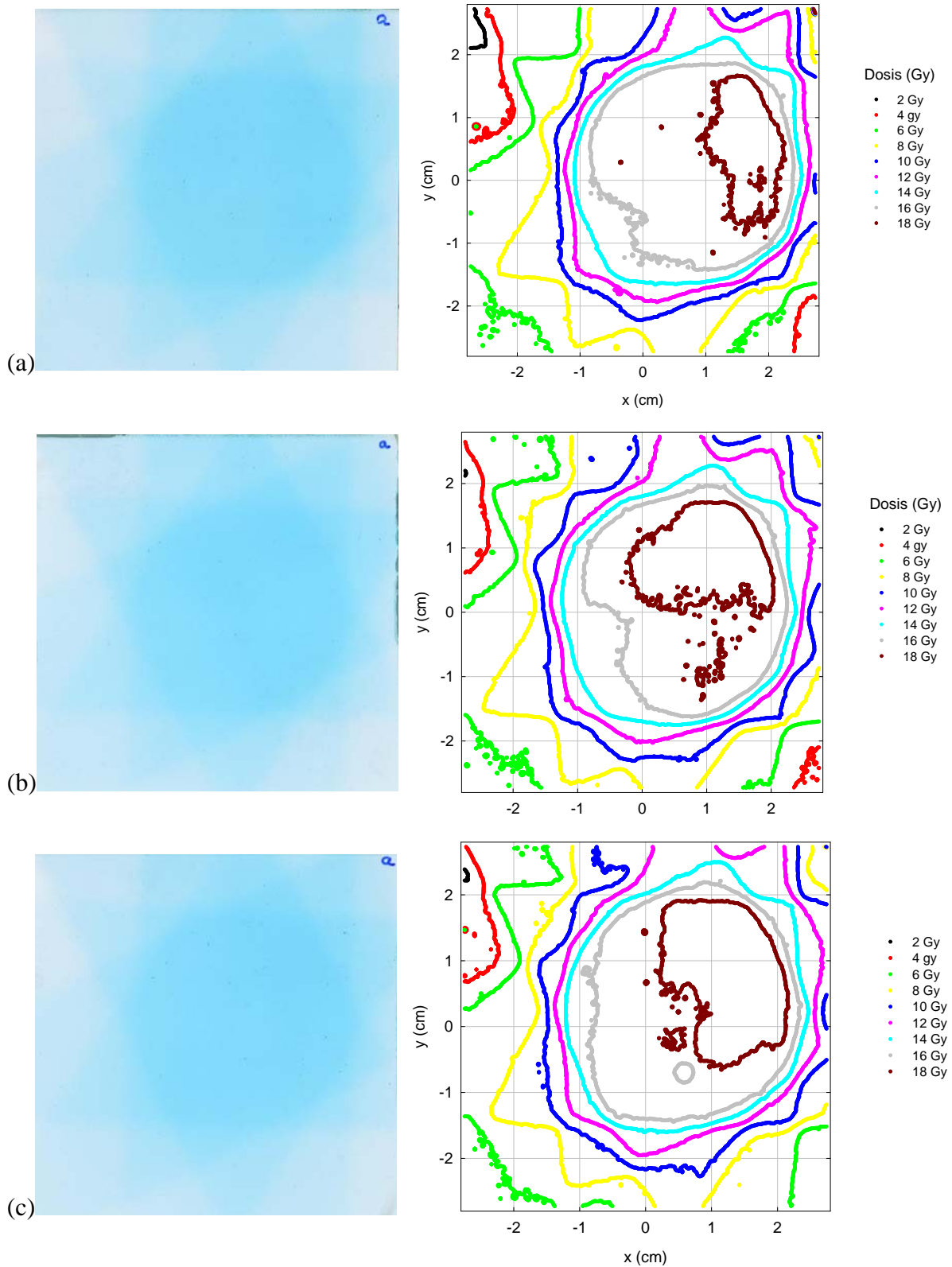
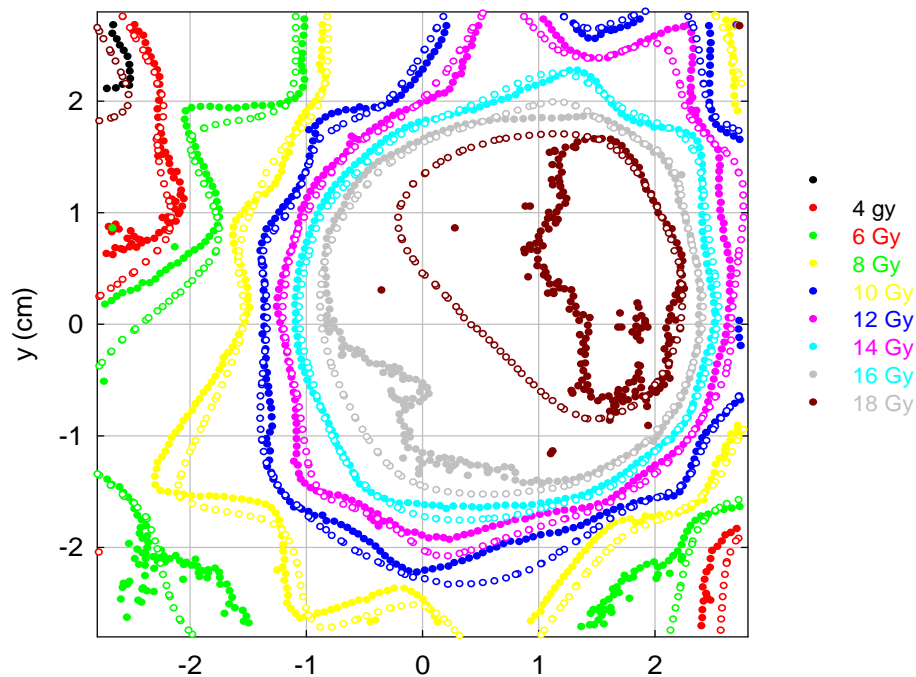
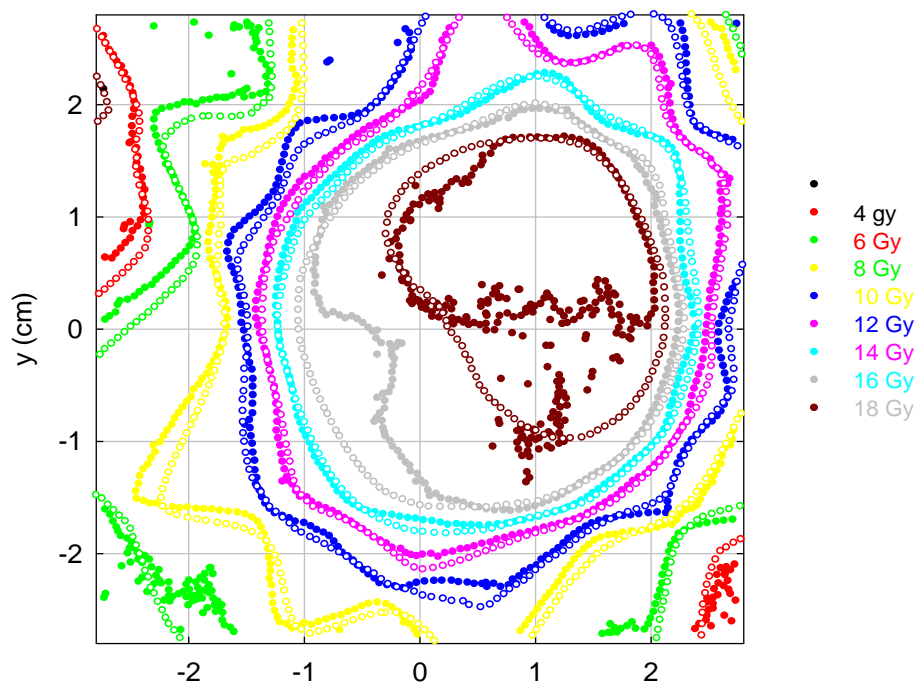


Figura 4.19. Digitalización de las tres películas irradiadas (a) sin corrección, (b) con la corrección Schneider y (c) con la corrección Herrera. Todas las medidas fueron hechas con películas del mismo lote. Las dimensiones de éstas son de 6 x 6 cm.

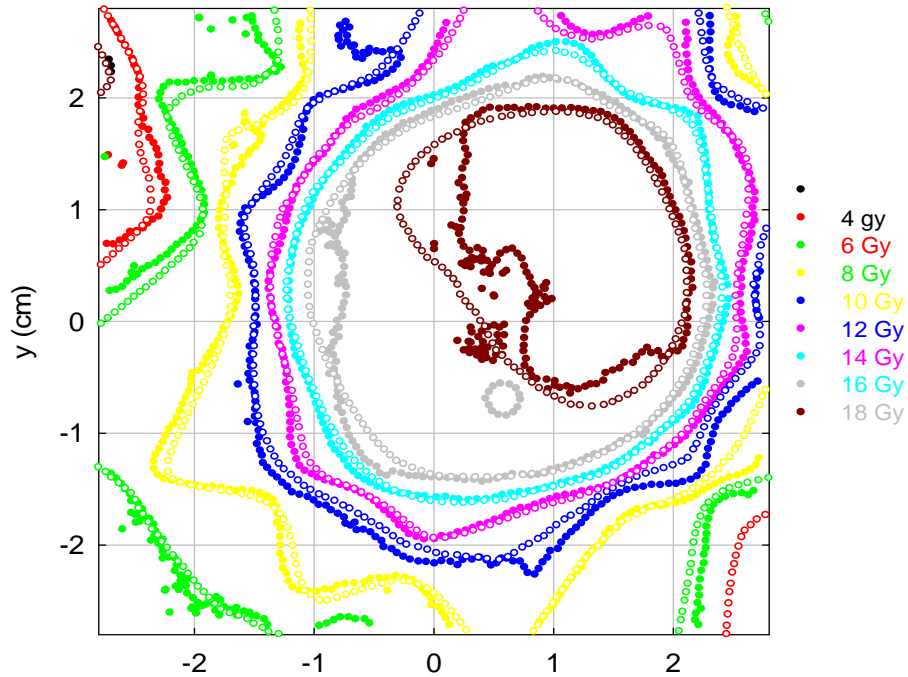
De acuerdo a las figuras anteriores, (4.18, de la (a) a la (c)), es evidente que las curvas de isodosis son diferentes en todos los casos, en especial las curvas de isodosis de 16 y 18 Gy. Estas mismas distribuciones fueron graficadas junto con la calculada por el sistema de planeación. Los resultados son mostrados en la figura 4.20.



a).



b).



c)

Figura 4.20. Comparación entre las curvas de isodosis obtenidas con el sistema de planeación (símbolos vacíos) y las medidas con PTR (símbolos sólidos). a) Sin corrección, (b) Con la calibración Schneider (c) Con la calibración Herrera.

De la figura 4.20 podemos notar una mejor concordancia con la calibración propuesta en este trabajo (ver curvas de isodosis de 16 y 18 Gy, especialmente) que con las otras dos situaciones también medidas. Nótese que diferencias más considerables ocurren cuando no se utiliza una corrección por inhomogeneidades, caso en el cual, el sistema de planeación calcula la distribución de dosis suponiendo todo el volumen con una densidad igual al agua, efecto más visible cuando el haz de radiación atraviesa por zonas donde el gradiente de densidad es alto.

Capítulo 5

Conclusiones.

5.1 Composición de materiales tejido equivalente

Debido a que las técnicas analíticas nucleares utilizadas en este trabajo (EDS y PIXE-RBS) no proporcionan información sobre la composición elemental de los materiales para los elementos con $Z \leq 5$, la fracción por peso del hidrógeno se asumió igual a la reportada en la literatura; en el caso de los tejidos-equivalentes se utilizó la proporción por peso reportada por Woodard y White (1986), mientras que para los otros materiales la reportada por el NIST. La introducción de este elemento en la composición de los materiales mostró una disminución en los valores de μ/ρ para energías menores de ≈ 50 keV, mientras que para energías mayores los μ/ρ aumentaron. Las diferencias en los μ/ρ oscilaban entre un $\pm 10\%$ para todos los materiales y todo el intervalo de energías del espectro de rayos X considerado (figura 2.9).

La buena concordancia en el intervalo de energías de interés para este trabajo (alrededor de los 65 keV, la energía efectiva del haz) entre los cálculos realizados con los datos teóricos y los experimentales brindan un buen grado de confiabilidad para la utilización de los datos reportados por Woodard y White (1986) correspondientes a tejidos humanos y no a resinas tejido-equivalente.

5.1.1 Análisis EDS-SEM

Los análisis EDS efectuados en el Laboratorio Central de Microscopia del IFUNAM muestran diferencias importantes en la composición de los materiales estudiados. En algunos casos, las diferencias en los coeficientes máxicos de absorción de energía podían ser de hasta un 400% al compararlos con la referencia utilizada (Woodard y White 1986). Se encontraron diferencias en la composición de una misma muestra al realizar los estudios en diferentes fechas y con el mismo equipo. Esto podría deberse a una inadecuada calibración del microscopio, por lo que los resultados obtenidos no se consideraron confiables para el tipo de materiales utilizados en este trabajo.

De acuerdo a las graficas de μ/ρ , el análisis realizado en la Facultad de Química, UNAM, muestra un mejor acuerdo con la referencia, en particular en el segundo análisis. Esto puede ser atribuible a que se tuvo mayor cuidado en la manipulación de las muestras utilizadas, para evitar cualquier tipo de contaminación superficial. Esto último es difícil de controlar debido la gran susceptibilidad de las muestras a la contaminación, en especial los materiales más porosos.

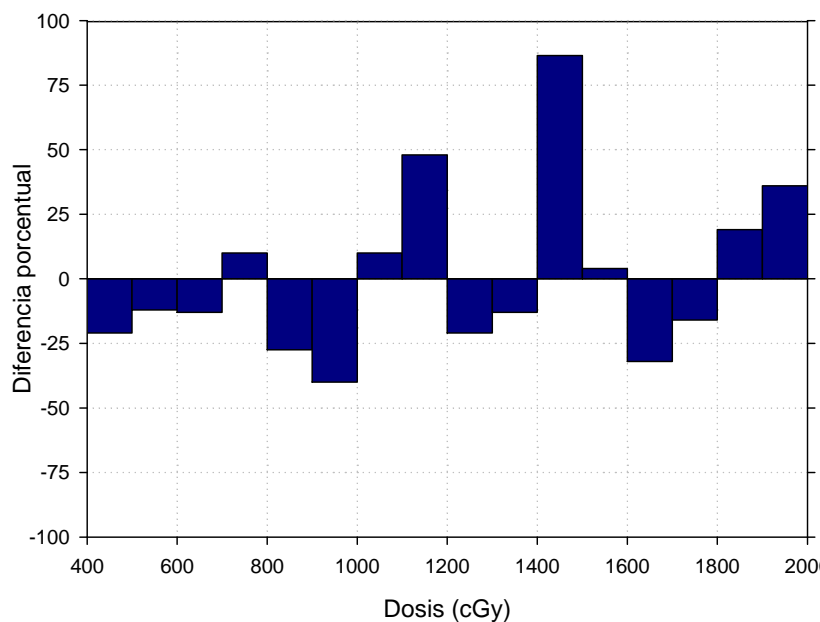
5.1.2 Análisis PIXE-RBS

Este análisis fue realizado en condiciones mucho más controladas con un proceso más fino de cálculo. En todas las muestras resultados obtenidos por esta técnica muestran un mejor acuerdo con la referencia. Las diferencias más importantes de μ/ρ en el intervalo de energías completo (entre 20 y 120 keV) fueron de alrededor del 40% para el pulmón inhalación y agua sólida (HE). En el resto de los materiales, las diferencias fueron por debajo del 20%. Al considerar la energía efectiva del haz, entre 60 y 80 keV, las diferencias máximas fueron de hasta un 6% en todos los casos. Para todos los materiales tejido equivalentes usados en este trabajo, el análisis realizado con PIXE proporcionó la composición elemental más cercana (y por tanto más confiable) a la de referencia.

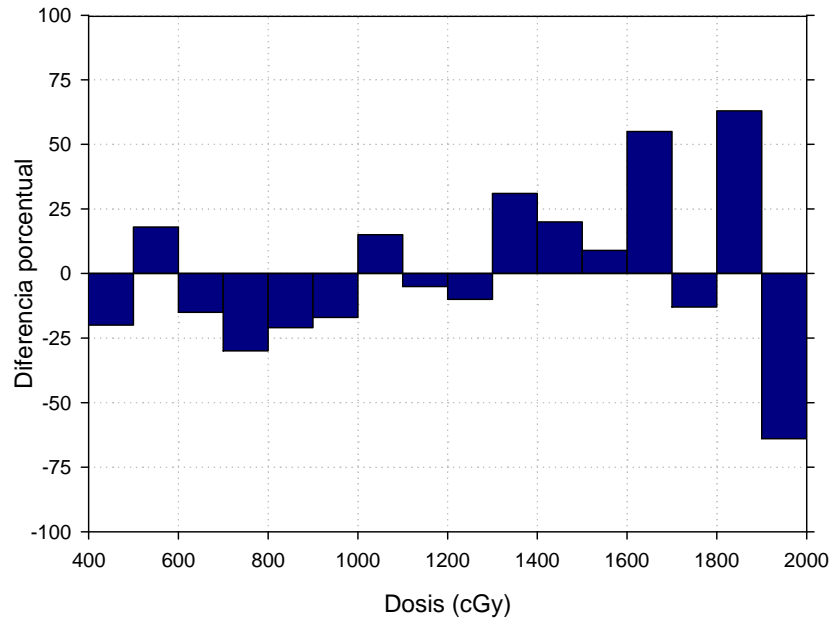
5.2 Verificación de la calibración propuesta

Cualitativamente, de acuerdo a los resultados presentados en la sección 4.3, las distribuciones de dosis en un medio inhomogéneo calculadas por el sistema de planeación utilizando la calibración propuesta en este trabajo presentan un mejor acuerdo con las distribuciones de dosis obtenidas experimentalmente, especialmente para las curvas de isodosis de 16 y 18 Gy.

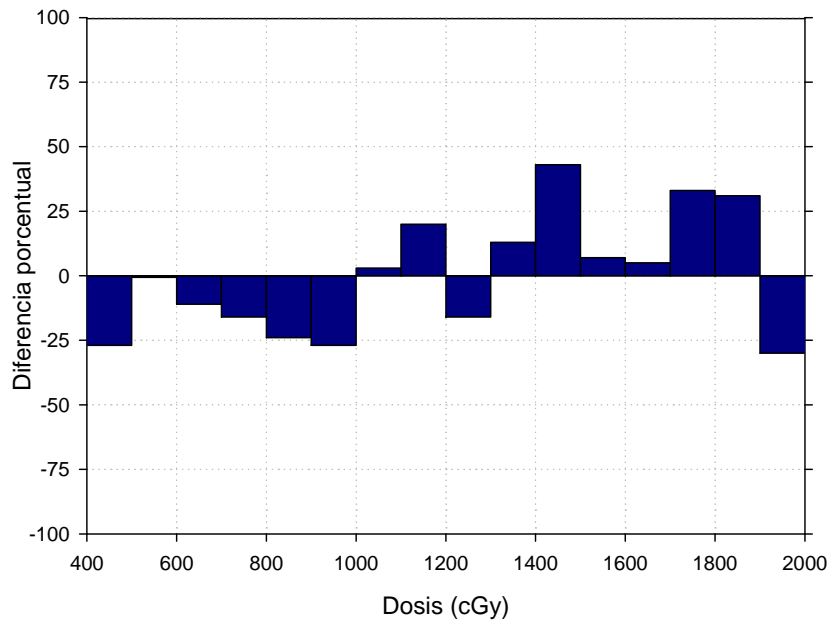
Un análisis cuantitativo utilizando DoseLab [<http://doselab.sourceforge.net/>], a través del cálculo de las diferencias entre curvas de isodosis para cada uno de los casos propuestos (con y sin corrección utilizando curvas de calibración UH vs ρ_e diferentes) tenemos:



(a)



(b)



(c)

Figura 5.1 Diferencias porcentuales de lo medido menos lo calculado para (a) sin corrección por inhomogeneidades, (b) con corrección por inhomogeneidades utilizando la curva de calibración de UH vs ρ_e del sistema de planeación (Schneider) y (c) con la corrección por inhomogeneidades utilizando la curva de calibración de UH vs ρ_e de este trabajo (Herrera).

En relación a la figura anterior podemos decir que, cuantitativamente, es evidente que existe un mejor acuerdo entre la distribución de dosis calculada por el sistema de

planeación utilizando la curva de calibración obtenida en este trabajo que cuando se utiliza la curva de calibración con la que cuenta el tomógrafo por defecto. También es evidente que el mayor desacuerdo ocurre cuando no se utiliza ningún tipo de corrección por inhomogeneidades.

Cabe hacer notar que la incorporación de la nueva curva de calibración de UH vs ρ_e en el sistema de planeación de tratamientos fue posible gracias al uso de una nueva versión del software del acelerador lineal Novalis, denominado iPlan RT Dose®, recientemente instalada en el INNN. Sin esta nueva plataforma de cálculo de dosis, la incorporación de una curva de calibración diferente a la que tiene incorporada el sistema de planeación hubiera requerido la manipulación directa de las imágenes CT del objeto, con una alta probabilidad de cometer errores durante el proceso.

Hasta ahora, las distribuciones de dosis que ha proporcionado la antigua versión de BrainLab® han sido adecuadas, sobre todo en aquellos casos en los que las lesiones tratadas se encuentran en medios relativamente homogéneos, que es la situación más común para el tipo de tratamientos realizados en el INNN. Sin embargo, para lesiones en presencia de inhomogeneidades, sería importante introducir la nueva calibración.

De acuerdo a Thomas (1999), la diferencia en ρ_e para poder obtener una diferencia de 1% en la dosimetría de un acelerador de 6 MV, debe ser al menos del 20%. Sin embargo, también muestra diferencias considerables entre diferentes modelos de CT. Cabe mencionar que el sistema de planeación utilizado para la verificación de la calibración que proponemos todavía no es utilizado para dar tratamiento. Este trabajo entonces, puede ser parte de un proceso de aceptación o “comisionamiento” para un sistema de planeación y la aceptación de un tomógrafo dedicado a simulaciones para radioterapia.

Finalmente, es importante mencionar que el maniquí diseñado y fabricado en este trabajo para obtener una curva de calibración de UH vs ρ_e puede ser utilizado en cualquier servicio de radioterapia en que se requiera dicha curva de calibración. Es resistente y muy versátil. Se verificó que los materiales comerciales tejido-equivalentes utilizados en sus cavidades cilíndricas tuvieron propiedades radiológicas similares a los tejidos humanos. Dado que los cilindros pueden ser removidos, se puede cambiar de posición, o inclusive añadir nuevos materiales (como músculo, u otros tipos de hueso con diferentes densidades) para obtener una curva con el mayor número de puntos posibles.

Apéndice A

Espectroscopía por dispersión de energía

A.1. Descripción de la técnica

La espectroscopia por dispersión de energía consiste en un microanálisis químico asociada a una Microscopio Electrónico de Barrido (SEM, por sus siglas en inglés). Esta técnica utiliza los rayos X emitidos en la muestra durante el bombardeo de la misma con electrones producidos en un filamento de cobre para caracterizar la composición elemental de la muestra analizada. El área de análisis puede ser desde 1 μm . Cuando la muestra es bombardeada, los electrones son eyectados de los átomos de la muestra que están en la superficie resultando una vacancia la cual es llenada por un electrón de una capa mas externa emitiéndose así un rayo X cuya energía corresponde a la transición correspondiente.

El detector de rayos X del SEM mide el número de rayos X emitidos. La energía de cada uno de los rayos X se compara con bibliotecas de energías de rayos X característicos, contenidas en el mismo software del SEM, conociendo así el elemento del cual este fue emitido. Entonces, se obtiene un espectro que es evaluado cualitativa y cuantitativamente determinando los elementos presentes en la muestra.

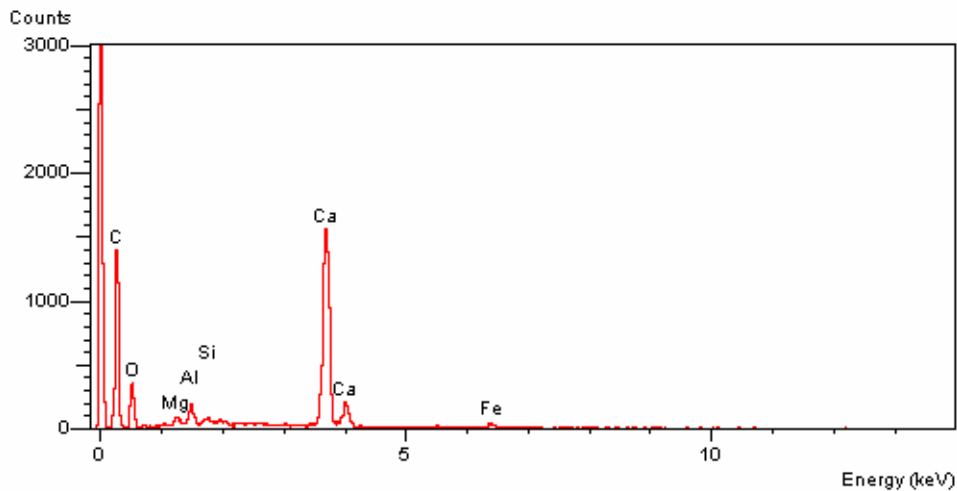


Figura a.1 Ejemplo de un espectro obtenido con EDS. Cualitativamente podemos decir que la muestra que se analizó (este espectro corresponde a la muestra de Hueso cortical del análisis FQ2) tiene un alto contenido de Ca y C; con Mg y Al en menores cantidades. De este espectro se obtiene una información cuantitativa a partir de un cálculo ZAF.

Una de las técnicas más comunes para cuantificar el análisis con EDS es la técnica ZAF (utilizada en este análisis). Esta técnica consiste en tomar en cuenta, un efecto por el número atómico (Z), que incluye el frenado y la Retrodispersión de los electrones; el efecto de absorción por la muestra de los rayos X producidos (A); y el efecto por fluorescencia de cada elemento (F), el cual toma en cuenta una corrección por la posible radiación de un elemento i provocada por un elemento j en la muestra.

A.2 Información útil que se puede obtener con esta técnica es la siguiente:

- **Análisis cualitativo:** En principio los elementos comprendidos en el intervalo de berilio a uranio pueden ser detectados. El límite de la detección máximo es en promedio 0.1 (porcentaje en peso, %wt) dependiendo del elemento y la matriz.
- **Análisis cuantitativo:** los resultados cuantitativos se obtienen sin ninguna composición estándar, sin embargo, la exactitud del análisis cuantitativo es dependiente de la muestra. El usar un estándar antes de un análisis (hacer una calibración) con composición parecida a la esperada, esto es, con elementos en un intervalo de Z similar, nos asegura una cuantificación más exacta.
- **Perfil de análisis:** con el haz de electrones del SEM se hace un barrido a lo largo de una línea preseleccionada sobre la muestra mientras la detección de rayos X característicos es hecha en posiciones discretas sobre la línea. El análisis en cada posición provee un gráfico de la concentración elemental relativa de cada elemento vs. la posición a lo largo de la línea.
- **Mapeo elemental:** la intensidad de rayos X característicos es medida en relación a la posición espacial sobre la superficie de la muestra. Las variaciones de la intensidad de rayos X indica una concentración elemental relativa sobre una superficie. Estos mapas usan dicha intensidad como una función de la concentración local de los elementos presentes. La máxima resolución posible es de $1\mu\text{m}$.

A.3 Microscopio Electrónico de Barrido Jeol JSM 5600-LV

El SEM utilizado en este trabajo es un Jeol JSM 5600-LV

Su voltaje máximo de aceleración es de 30 kV con una resolución mínima de 3.0 nm en modo de alto vacío y 5 nm en modo de bajo vacío (1 a 270 Pa). Las técnicas disponibles de este equipo son:

- Obtención de imágenes en modo de electrones secundarios, retrodispersados y una combinación de ellos.
- Obtención de imágenes en modo de alto y bajo vacío.
- Análisis químico por EDS
- Mapeo químico de elementos
- Perfiles de composición elemental

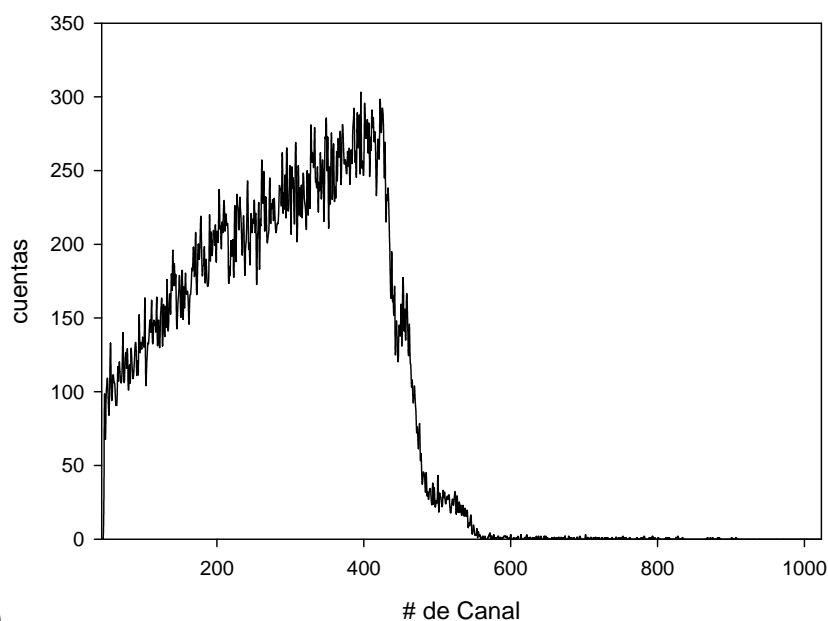
Apéndice B

Emisión de rayos X Inducida por Protones (PIXE) y Retrodispersión de Rutherford (RBS)

B.1. Descripción del método

PIXE es una técnica muy versátil utilizada en la determinación de la composición química elemental de una muestra. Una de sus grandes ventajas es que puede ser utilizada con un sistema de haz externo de manera que es no destructiva para obtener un análisis puntual y/o de una región del material, lo que permite ser utilizada en geología, arqueología y otras áreas que requieran determinar procedencia, fecha y/o autenticidad. En esta técnica se realiza un bombardeo de la muestra con iones de suficiente energía (usualmente protones de energías en el intervalo de unos cuantos MeV) producidos por un acelerador de iones. Se pueden obtener tres diferentes espectros de un experimento de haz externo (de rayos X característicos y uno de partículas) las cuales corresponden a las técnicas:

- Espectro de Emisión de rayos X (PIXE)
- Espectro RBS (Retrodispersión de Rutherford)



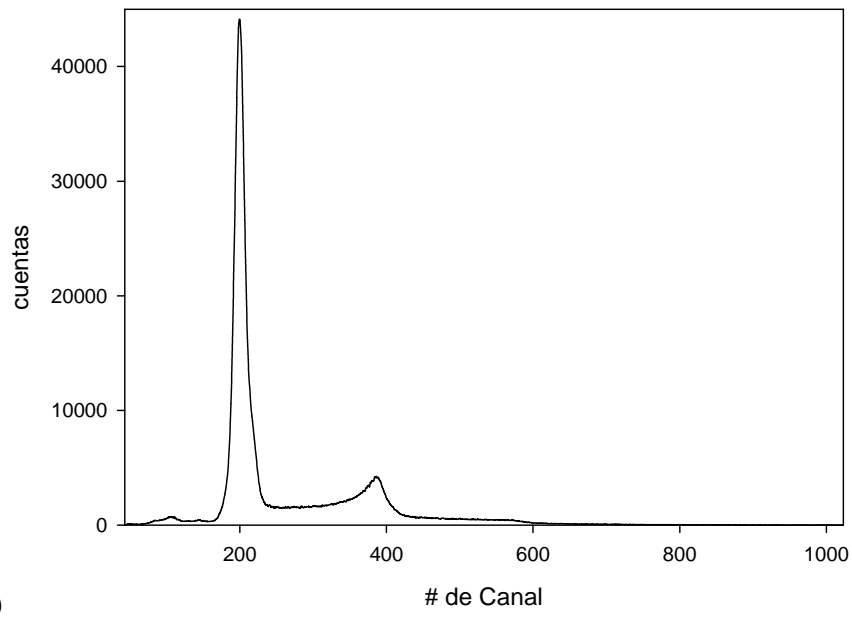


Figura b.1 Ejemplo de espectros obtenidos con los detectores (a) RBS y (b) PIXE. Estos espectros no nos proporcionan una información cuantitativa sin un análisis comparativo previo.

- Espectro de emisión de rayos X

El bombardeo con protones provoca ionizaciones en la muestra y obteniendo así, emisión de rayos X característicos de los elementos presentes en la muestra medidos con un detector. Solo elementos mas pesados que F pueden ser detectados, siendo el limite menor de la detección dependiente de la energía de los rayos X y de la sección eficaz de ionización. Se puede analizar una profundidad 10 veces mayor que EDS con una sensibilidad entre 100 y 1000 veces mayor.

- Espectro RBS

Este espectro se obtiene de los protones retrodispersados por la muestra por colisiones elásticas. La Retrodispersión de Rutherford involucra la medición del número y energía de iones en un haz que se retrodispersa después de haber colisionado con átomos cercanos a la superficie en una muestra hacia la que el haz es dirigido. El número de eventos que ocurren para un elemento dado depende a la concentración de dicho elemento y de su número atómico. Con esta información es posible determinar masa atómica y concentraciones de elementos presentes en la muestra. Esta retrodispersión da información del grosor de capas y su composición, es complementaria a PIXE al detectar elementos ligeros como C y O.

B.2. Ventajas de PIXE y RBS

- Sensibilidad

Comparada con EDS, PIXE ofrece una mejor sensibilidad en la obtención del espectro (entre 100 y 1000 veces mayor), esto depende de varios factores como es la composición y la eficiencia del detector. Se obtienen límites de detección de ($\mu\text{g/g}\cdot\text{ppm}$)

- Medidas en atmósfera

Un haz de protones de MeV puede ser conducido a la atmósfera facilitando medidas en materiales sin importar su forma, tamaño y composición. Una de las posibles desventajas de un análisis en atmósfera es que los rayos X de baja energía de los elementos mas ligeros van a ser atenuados en el aire. Este efecto se puede minimizar con helio entre el detector y la muestra.

- Intervalo amplio de análisis elemental

El análisis puede ir desde elementos ligeros como el Sodio hasta Uranio en dos espectros, empleando filtros y dos detectores. Estos filtros aunque limitan el análisis para elementos ligeros, aumenta la sensibilidad para elementos por encima de los filtrados ($Z < 9$)

- Es una técnica no destructiva y análisis puntual o de regiones

El análisis es realizado con corrientes relativamente bajas aumentando tanto como se pueda el ángulo sólido del detector. La corriente utilizada deposita una cantidad de energía pequeña en el material, minimizando este efecto también con Helio para enfriar la superficie.

- Uso de estándares

Para medir con precisión, los parámetros del sistema de análisis en los estudios PIXE se utilizan estándares para determinar la eficiencia de detección y cuantificar la composición de la muestra. Esto asegura una buena exactitud de los resultados

B.3. Acelerador de partículas Tandem Peletron, IFUNAM

El acelerador utilizado en este estudio es un Tandem Peletron modelo 9SDH-2 de la NEC (*National Electrostatics Corporation*). Es un acelerador electrostático de tipo tandem de 3 MV, empleado en experimentos de Física Nuclear, implantación, Retrodispersión de Rutherford (RBS), PIXE y otras técnicas de análisis.

Los iones negativos, producidos en la fuente, son acelerados hasta energías del orden de los 50 keV antes de ser inyectados en el acelerador. Este haz de iones se acelera nuevamente cuando es atraído hacia la terminal positiva de alto voltaje. Dentro del tanque acelerador los iones atraviesan un gas (nitrógeno), conocido como “stripper”, donde pierden electrones y adquieren carga positiva las cuales son nuevamente aceleradas. Este haz positivo sufre una nueva etapa de aceleración hasta que abandona el tanque con iones del doble de la energía inicial para ser enfocados y conducidos hacia la cámara de irradiación o el sistema de haz externo.

Apéndice C

Reportes de los planes utilizados para la verificación

a) Sin corrección por inhomogeneidades

Parameters for Physicist

Summary

Isocenters:

Short Name	Ref. Point related Coordinates (X/Y/Z) [mm]
Isocenter 1	-52.3 / -2.1 / -0.0

Objects:

Object Name	Object Type	Volume [cm ³]	Ref. Dose [Gy]
Target	PTV	24.22	18.00

Reference Set Specifications

Name	:	CT #1 (Axial)
Scan Date	:	2/13/2007
Number of Slices	:	112
Localizer	:	no localizer available
Gantry Tilt (AP)	:	0.00°
Pixel Size	:	0.41 mm
Tissue Inhomogeneity Correction	:	Off

Machine : 11032006-INNN

Linac Name : BrainLAB Novalis
 Linac Convention : IEC
 Linac Energy : 6 MV
 MLC Name : BrainLAB m3 Novalis
 Dose Algorithm : BrainLAB.PencilBeam.X
 Machine Profile : 11032006-INNN,6.0 MV XRays,6 MV,11/3/2006 4:44:08 PM
 Machine Profile Checksum : 5f6342d0a9ca8d3c2897fcb8fa87b233
 Nominal Linac Output : 0.945 Gy / 100 MU

Isoc No.	Name	PTV Name	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Isocenter Dose [Gy]	Overall Dose [Gy]
1	Isocenter 1	Target	-52.3	-2.1	-0.0	18.21	18.21

Conformal Beams (Isocenter 1)

Name	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	PTV Margin [mm]	Depth Equiv. [mm]	Dose to Isoc. [Gy]	MU
Conf. Beam 1	0	60	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	32.2	3.64	347 (1x347.0)
Conf. Beam 2	0	330	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	91.8	3.64	451 (1x451.0)
Conf. Beam 3	0	90	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	29.5	3.64	343 (1x343.0)
Conf. Beam 4	0	0	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	61.3	3.64	392 (1x392.0)
Conf. Beam 5	0	30	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	41.6	3.64	360 (1x360.0)

b) con corrección Schneider

Parameters for Physicist

Summary

Isocenters:

Short Name	Ref. Point related Coordinates (X/Y/Z) [mm]
Isocenter 1	-52.3 / -1.9 / -0.0

Objects:

Object Name	Object Type	Volume [cm ³]	Ref. Dose [Gy]
Blanco	PTV	24.21	18.00

Reference Set Specifications

Name : CT #1 (Axial)
Scan Date : 2/13/2007
Number of Slices : 112
Localizer : no localizer available
Gantry Tilt (AP) : 0.00°
Pixel Size : 0.41 mm
Tissue Inhomogeneity Correction : On

Machine : 11032006-INNN

Linac Name : BrainLAB Novalis
 Linac Convention : IEC
 Linac Energy : 6 MV
 MLC Name : BrainLAB m3 Novalis
 Dose Algorithm : BrainLAB.PencilBeam.X
 Machine Profile : 11032006-INNN,6.0 MV X Rays,6 MV,11/3/2006 4:44:08 PM
 Machine Profile Checksum : 5f6342d0a9ca8d3c2897fcb8fa87b233
 Nominal Linac Output : 0.945 Gy / 100 MU

Isoc No.	Name	PTV Name	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Isocenter Dose [Gy]	Overall Dose [Gy]
1	Isocenter 1	Blanco	-52.3	-1.9	-0.0	18.38	18.38

Conformal Beams (Isocenter 1)

Name	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	PTV Margin [mm]	Depth Equiv. [mm]	Dose to Isoc. [Gy]	MU
Conf. Beam 1	0	60	90	23.0	23.0	22.0	22.0	2.0	33.8	3.63	348 (1x348.0)
Conf. Beam 2	0	90	90	23.0	23.0	22.0	22.0	2.0	31.1	3.64	345 (1x345.0)
Conf. Beam 3	0	30	90	23.0	23.0	22.0	22.0	2.0	43.8	3.64	363 (1x363.0)
Conf. Beam 4	0	0	90	23.0	23.0	22.0	22.0	2.0	65.5	3.66	401 (1x401.0)
Conf. Beam 5	0	330	90	23.0	23.0	22.0	22.0	2.0	117.7	3.82	534 (1x534.0)

c) con corrección Herrera

Parameters for Physicist

Summary

Isocenters:

Short Name	Ref. Point related Coordinates (X/Y/Z) [mm]
Isocenter 1	-52.3 / -2.1 / -0.0

Objects:

Object Name	Object Type	Volume [cm ³]	Ref. Dose [Gy]
Target	PTV	24.22	18.00

Reference Set Specifications

Name	:	CT #1 (Axial)
Scan Date	:	2/13/2007
Number of Slices	:	112
Localizer	:	no localizer available
Gantry Tilt (AP)	:	0.00°
Pixel Size	:	0.41 mm
Tissue Inhomogeneity Correction	:	On

Machine : 11032006-INNN

Linac Name : BrainLAB Novalis
 Linac Convention : IEC
 Linac Energy : 6 MV
 MLC Name : BrainLAB m3 Novalis
 Dose Algorithm : BrainLAB.PencilBeam.X
 Machine Profile : 11032006-INNN,6.0 MV X Rays,6 MV,11/3/2006 4:44:08 PM
 Machine Profile Checksum : 5f6342d0a9ca8d3c2897fcb8fa87b233
 Nominal Linac Output : 0.945 Gy / 100 MU

Isoc No.	Name	PTV Name	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Isocenter Dose [Gy]	Overall Dose [Gy]
1	Isocenter 1	Target	-52.3	-2.1	-0.0	18.32	18.32

Conformal Beams (Isocenter 1)

Name	Table Angle	Gantry Angle	Coll. Angle	X1 (mm)	X2 (mm)	Y1 (mm)	Y2 (mm)	PTV Margin [mm]	Depth Equiv. [mm]	Dose to Isoc. [Gy]	MU
Conf. Beam 1	0	60	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	33.5	3.64	348 (1x348.0)
Conf. Beam 2	0	330	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	111.8	3.93	534 (1x534.0)
Conf. Beam 3	0	90	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	30.8	3.67	347 (1x347.0)
Conf. Beam 4	0	0	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	64.4	3.66	400 (1x400.0)
Conf. Beam 5	0	30	90	23.0	23.0	23.0	22.0	2.0	43.6	3.42	341 (1x341.0)

Referencias

- AAPM Task group 21, Radiation therapy Committee, A protocol for the Determination of Absorbed dose from High-Energy Photon and Electron Beams, *Med. Phys.* 10 (1983) 741-771
- AAPM Task group 42, Report no. 54, *Stereotactic Radiosurgery* American Institute of Physics, N. Y. (1995)
- AAPM Task group 55, Report no. 63, *Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55* *Med. Phys.* 25 11 (1998) 2093-2115
- Attix F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & sons, U.S.A. (1986)
- Aviles Lucas P, Castellano IA, Dance DR, et. al., *Analysis of surface dose variation in CT procedures* *Br. J. Radiol.* 74 (2001), 1128–1136
- BrainScan, *Software Guide*, version 5.0x, BrainLab AG Germany (2003)
- Bushberg JT, Leibold E, Boone JM. *Essential physics of medical imaging*. 1st ed. Lippincott Williams & Wilkins 1994
- Caon M, Bibbo G. Pattison J., *A comparison of radiation dose measured in CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based computational models*. *Phys. Med. Biol.* 42 (1997) 219–229.
- Castellano IA, Dance DR, Evans PM *CT dosimetry: getting the best from the adult cristy phantom* *Radiat. Prot. Dosim.*, 114, (2005) 321–325
- Chávez A. C., Tesis de licenciatura “Diseño y construcción de un maniquí para tomografía computarizada”, Facultad de Ciencias, UNAM, 2004.
- Felsenberg D et al. *Reduction of metal artifacts in computed tomography – clinical experience and results*. *Electromedia* 56 (1988) 97-104
- Fleischmann D., Rubin GD., Paik DS., Yen SY., et. al. *Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT*. *Radiology* 216 1 (2000) 185-96
- Friedman WA, Buatti JM, Bova FJ, Mendenhall WM, *Linac radiosurgery A practical Guide* Springer (1998)
- García Garduño O. A., Tesis de maestría “Comparación dosimétrica en tratamientos de radiocirugía: Conos vs. Intensidad Modulada”, PCF-UNAM, 2003.

Gies M, Kalender W, Wolf H, Suess C *Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I Simulation studies* Med. Phys. 26 11., (1999) 2235-2247

Guy Chris, *An Introduction to the principles of medical imaging* Imperial College press (2000)

ICRU, International Commission on Radiation Units and measurements, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Rep. 50, ICRU, Bethesda, MD (1993).

ICRU, International Commission on Radiation Units and measurements, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*, Rep. 62, ICRU, Bethesda, MD (1999).

Khan F. *The Physics of Radiation Therapy, third edition*, Editor: Williams and Wilkins (2003)

Kjellberg RN, Shintani A, Frantz AG, Kliman B *Proton-beam therapy in acromegaly*. New England Journal of Medicine 278 (1968) 689-695

Kurry S, Dowdey J, *Christensen's Physics of diagnostic radiology* Lippincott Williams & Wilkins (1990)

Leksell L., *The Stereotactic Method and Radiosurgery of the Brain*, Acta Chir. Scand. 108 (1951) 316-319

McCullough C, Zink F , *Performance evaluation of a multi-slice CT system*, Med. Phys. 26 11 (1999) 2223-2230

NORMA Oficial Mexicana NOM-158-SSA1-1996, Salud ambiental. Especificaciones técnicas para equipos de diagnóstico médico con rayos X, 1996.

Nowotny R, Hofer A *Ein programm für die berechnung von diagnostischen Röntgenspektren* Fortschr. Röntgenstr. 142 (1985) 685-689

Schneider U, Pedroni E. and Lomax A *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning* Phys. Med. Biol. 41 (1991) 111-124.

Stanton R, Stinson D *Applied Physics for Radiation Oncology* Medical Physics Publishing Madison, Wisconsin, (1996)

Thomas SJ *Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning* Br. J. Radiol. 72 (1999) 781-786

Tobias CA, Lawrence JH, Born JL, McCombs RK, et al. *Pituitary Irradiation with High-Energy Proton Beams A Preliminary Report* Cancer Research 18 2 (1958)

Varian Medical System, *Oncología por radiación: el camino hacia la cura del cáncer*
Informe anual de Varian Medical Systems, (2003) www.varian.com

Vijayan, R. K. Choudhury, B. Mallick, S. Sahu, S. K. Choudhury, H. P. Lenka, T. R. Rautray and P. K. Nayak, *External particle-induced X-ray emission* Current Science, 85, 25 (2003)

Woodard H. Q. & White D. R., *The composition of body tissues*, Br. J. Radiol. 59 708 (1986) 1209-1218

Wu A, Lindner G, Maitz AH, et al *Physics of gamma knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 18 (1990) 941-949