



Universidad de Granada

Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear

ESTUDIO MONTE CARLO CON MCNPX
DE LA DOSIMETRÍA DE FOTONEUTRONES
PRODUCIDOS EN ACELERADORES DE USO CLÍNICO

Segundo Agustín Martínez Ovalle

Tesis Doctoral

Granada, Septiembre de 2010

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Segundo Agustín Martínez Ovalle
D.L.: GR 790-2011
ISBN: 978-84-694-0179-8

*“Me lo contaron y lo olvidé.
Lo vi y lo recordé.
Lo hice y lo aprendí.”*
Confucio, 551 a.C. - 479 a.C.

*“I hear and I forget.
I see and I remember.
I do and I understand.”*
Confucius, 551 B.C. - 479 B.C.

*A mis padres
y a mis hijos*

Agradecimientos

Si a tus manos llega este documento, es probable que me seas cercano, que seamos amigos, colegas, o que hayamos compartido otoños, inviernos, primaveras o veranos. Este libro que tienes en tu mano reúne mi trabajo de éstos últimos años. Por eso me gustaría de veras, que seas quien seas, no dejes esto a medias y te leas el resto de este pequeño texto. Es ahora que tras el sacrificio, observo desde la cima del precipicio, que en estos años de ejercicio, toda mi gente fuisteis mi mejor aliado.

Agradecer a mis directores lo primero, a Antonio por darme la oportunidad de iniciar este sendero, de quien aprendí además de su perfección, como derrotar las dificultades encontradas en este camino. A Jose María, por el ánimo que me impartía y por su ayuda certera, ante cualquier quebradero.

Sigo con JuanMa, involucrado sin querer en esta aventura, genio y figura de la informática pura, en torno a la que, se forjara una amistad que perdurará por siempre, con quien tras dedicados sábados logramos derrotar al puñetero MCNPX. Agradecer también a Raquel, por sus valiosos aportes, que gracias a su experiencia me ayudaron a avanzar con paso firme. A Manolo, por su valiosa y desinteresada ayuda.

Al resto de gente que con su trabajo hizo posible este fajo, les debo un mínimo agasajo. Gracias a Marta que junto con Antonio consiguieron poner a punto el cluster, sin el que hubiese sido imposible este trabajo. Incluso a la Junta de Andalucía que me dio algo de opulencia en esto años de física y demencia.

Gracias también a Jorge y a Loli, por acogerme en su hogar y brindarme tanta hospitalidad, no los olvidaré nunca. A mis compañeros de lucha, Paola, Uriel, Richard Chavez, Elizabel, Wilfredo Castro, Julio, Fabian....

Por último y con gana, agradecer el cariño y apoyo constante de ..., que sin afán de fama, consigue que no me falte calma, y fuese tranquilo a la cama.

Gracias.

Índice general

Contenido	i
Lista de Figuras	v
Lista de Tablas	vii
1 Simulación del transporte de radiación con Monte Carlo	7
1.1 Aspectos generales del código MCNPX	8
1.2 Transporte de Partículas	10
1.2.1 Transporte de neutrones	11
1.2.2 Transporte de fotones	13
1.2.3 Transporte de electrones y positrones	15
1.3 Estimadores <i>tally</i> en MCNPX	16
1.4 Resultados con MCNPX	17
1.5 Construcción del fichero de entrada	20
1.5.1 Descripción de la geometría y materiales	20
1.5.2 Definición de la fuente	23
1.5.3 Reacciones (e, γ), (γ ,n) y (n, γ)	23
1.5.4 Librerías de secciones eficaces	25
1.5.5 Resultados producidos por el código	25
1.5.6 Reducción de varianza	26
1.5.7 Número de historias	26
1.5.8 Ejecución	26
2 Dosimetría física	29
2.1 Maniquí ICRU	29
2.2 Descripción de los aceleradores	29
2.3 Simulación Monte Carlo	38
2.3.1 Fluencia de neutrones en un maniquí de tejido ICRU	39
2.3.2 Maniquí ICRU como fuente de neutrones	42
2.3.3 Dosis absorbida debida a neutrones	42

2.3.4	Equivalente de dosis debido a neutrones.	45
2.3.5	Comparación de simulaciones y medidas experimentales	50
2.3.6	Producción de neutrones en aceleradores para tratamientos con electrones	52
3	Dosimetría clínica	57
3.1	Maniqués numéricos.	58
3.1.1	Maniqués matemáticos	59
3.1.2	Maniqués tomográficos.	59
3.1.3	Características de los maniqués MAX06 y FAX06	63
3.2	Acelerador y tratamientos simulados.	67
3.3	Cálculos Monte Carlo	68
3.3.1	Espectro de fluencia de neutrones en órganos	70
3.3.2	Dosis absorbida en órganos	75
3.3.3	Cálculo del equivalente de dosis en órganos del maniquí	75
3.4	Discrepancias entre cálculos del equivalente de dosis en órganos	79
4	Dosimetría ambiental y personal	81
4.1	Efectos del blindaje del cabezal del acelerador	82
4.2	Efectos en la sala de tratamiento.	84
4.3	Instalaciones y aceleradores usados	84
4.3.1	Instalación del acelerador Varian Cinac 2100C/D de 15 MV	85
4.3.2	Instalación del acelerador Elekta Inor de 15 MV	87
4.3.3	Instalación del acelerador Varian Clinac 2100C/D de 18 MV	89
4.4	Espectros de fluencia de neutrones dentro y fuera de las instalaciones	91
4.5	Cálculo de los equivalentes de dosis personal y ambiental	95
4.6	Comparación con medidas de $H^*(10)$	101
5	Conclusiones y perspectivas	105
A	Magnitudes dosimétricas utilizadas en este trabajo	109
A.1	Fluencia, Φ	109
A.2	Dosis absorbida, D	110
A.3	Kerma, K	110
A.4	Equivalente de dosis, H	111
A.5	Magnitudes operacionales para irradiación externa	111
A.5.1	Equivalente de dosis personal, $H_p(d)$	112
A.5.2	Equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$	113
B	Publicaciones y comunicaciones	115

Tabla de Contenido

iii

Bibliografía

119

Índice de figuras

1.1	Esquema de interacción en el transporte acoplado electrón-fotón-neutrón	16
1.2	Repetición de celdas para generar la geometría de un maniquí	22
2.1	Distribución espacial de vóxeles dentro de maniquí ICRU	30
2.2	Geometría de los aceleradores Elekta	32
2.3	Sintonización de los aceleradores Elekta de 15 y 18 MV	33
2.4	Geometría del acelerador Siemens KDS (MV)	34
2.5	Sintonización del acelerador Siemens KDS de 18 MV	35
2.6	Geometría del acelerador Siemens KDS (MeV)	36
2.7	Sintonización del acelerador Siemens KDS de 18 MeV	36
2.8	Geometría de los aceleradores Varian Clinac 2100 C/D	37
2.9	Sintonización de los aceleradores Varian Clinac de 10 15 18 y 20 MV . .	38
2.10	Fluencia de neutrones producida por los diferentes Linac's	39
2.11	Comparativo entre cálculos de fluencias	41
2.12	Espectro energético producido por los diferentes LINAC's	43
2.13	Dosis absorbida en tejido ICRU impartida por los diferentes LINAC's .	44
2.14	Equivalente de dosis en ICRU impartida por los diferentes Linac's . . .	46
2.15	Comparativo del porcentaje de H en profundidad	48
2.16	Perfiles del equivalente de dosis en los diferentes linac's	49
2.17	Comparativo entre cálculos y mediciones de H en profundidad	51
2.18	Comparativo entre perfiles de H medidos y calculados	52
2.19	Fluencia de neutrones en aceleradores de electrones	53
2.20	Espectro de fluencia de neutrones en acelerador de 18 MeV	54
2.21	Equivalente de dosis $H(z)$ debido a neutrones en acelerador de 18 MeV	55
3.1	Maniquí matemático	60
3.2	Segmentación de imágenes tomográficas	61
3.3	Software de voxelización	62
3.4	Cortes transversales de los maniqués tomográficos	63
3.5	Geometría del sistema MLC en orientación AP	68
3.6	Placas radiográficas de campos usados en las simulaciones	69
3.7	Geometría completa usada en la simulación	70

3.8	Espectros de fluencia de neutrones en órganos	71
3.9	Secciones eficaces totales de interacción	72
4.1	Instalación Varian Clinac 2100C/D de 15 MV	85
4.2	Puntos de cálculo, Instalación Varian de 15 MV	86
4.3	Instalación Elekta Inor de 15 MV	87
4.4	Puntos de cálculo, Instalación Elekta Inor de 15 MV	88
4.5	Instalación Varian Clinac 2100 C/D de 18 MV	89
4.6	Puntos de cálculo, Instalación Varian 18 MV	90
4.7	Espectro de fluencia de neutrones inicial y transmitido	91
4.8	Espectro de fluencia de neutrones dentro de las instalaciones	93
4.9	Espectros de fluencia de neutrones en las salas de control	95
A.1	Factor de calidad $Q(L)$	111
A.2	Coefficientes de conversión fluencia a equivalente de dosis personal	112
A.3	Coefficientes de conversión fluencia a equivalente de dosis ambiental	113

Índice de tablas

1.1	<i>Tallies</i> o estimadores en MCNPX	16
1.2	Fichero de materiales que componen el riñón en MCNPX	22
2.1	Materiales de los elementos componentes de los LINACs	31
2.2	Fluencia máxima y profundidad a la que se alcanza	40
2.3	Parámetros de ajuste exponencial a $H(z)$ en los linac estudiados	47
3.1	Parte A. Órganos y su composición según ICRU (1989)	64
3.2	Parte B. Órganos y su composición según ICRU (1989)	65
3.3	Parte C. Órganos y su composición según ICRU (1989)	66
3.4	Dosis absorbida en órganos parte A	73
3.5	Dosis absorbida en órganos parte B	74
3.6	Equivalente de dosis en órganos parte A	76
3.7	Equivalente de dosis en órganos parte B	77
3.8	Cuadro comparativo del H con otros autores	79
4.1	Estados excitados del Pb, Fe y W	83
4.2	$H_p(10)$ y $H^*(10)$ en puntos internos del búnker en I1	97
4.3	$H_p(10)$ y $H^*(10)$ en puntos externos del búnker en I1	98
4.4	$H_p(10)$ y $H^*(10)$ en puntos internos del búnker en I2	99
4.5	$H_p(10)$ y $H^*(10)$ en puntos externos del búnker en I2	100
4.6	$H^*(10)$ y $H_p(10)$ en puntos internos y externos al búnker en I3	101
4.7	$H^*(10)$ y $H_p(10)$ en las salas de control, comparados con los límites permitidos en I1, I2 e I3	101
4.8	Comparativo entre mediciones y cálculos de $H^*(10)$ fuera de instalaciones	102
4.9	Comparativo entre mediciones y cálculos de $H^*(10)$ dentro de instalaciones	103

Introducción

Este trabajo describe el estudio realizado mediante simulación por Monte Carlo sobre la radiación de fotoneutrones que se producen en aceleradores lineales de megavoltaje usados en hospitales para tratamientos de radioterapia.

En la medida en que los tratamientos con aceleradores empiezan a mostrarse como una alternativa al tratamiento del cáncer, se inicia un desarrollo técnico y científico en torno al mejoramiento y eficiencia de estos equipos. Más del 50 % de los pacientes con cáncer son tratados hoy día con radioterapia. Sin embargo, esto no es suficiente ya que la manipulación de cualquier equipo generador de rayos X de megavoltaje trae consigo asociada una serie de problemas que deben ser estudiados, entendidos y sobre todo, tenidos en cuenta.

Desde décadas atrás se ha investigado el efecto de la dosis debida a radiaciones ionizantes en el cuerpo humano (Ellis, 1961; Irving et al., 1967), con el único objetivo de mostrar soluciones siempre en beneficio del paciente. En este contexto se ha prestado especial atención, desde un principio, al equivalente de dosis debida a la irradiación por neutrones producidos en los aceleradores de uso clínico. Berger y Seltzer (1970) estudiaron la producción de fotoneutrones, simulando mediante Monte Carlo el impacto de haces de fotones de megavoltaje sobre blancos de W y Ta. Más tarde, Satherberg y Johansson (1998) investigaron el equivalente de dosis inducido por reacciones fotonucleares, ya directamente en un acelerador, para energías por encima de 25 MeV, siendo la geometría del cabezal y el haz de fotones usualmente ignorados, y modelando de forma simple la dispersión, la atenuación y el desequilibrio electrónico. Otros estudios en cambio ignoraban los fotoneutrones generados en el cabezal del acelerador y se centraban únicamente en los neutrones generados en el maniquí (Gutowska et al., 1999). Incluso se llegó a estudiar el uso de aceleradores lineales para producir radioisótopos (Weeks, 1999).

Los electrones que impactan sobre el blanco del acelerador producen, a su vez, electrones y fotones que, dependiendo de su energía, pueden generar neutrones polienergéticos, por lo que la dosimetría se torna bastante compleja, debido al campo de radiación mixto (fotón-neutrón) que se tiene (Lindborg et al., 1995; Thomas et al., 1997). La producción de neutrones más significativa está asociada a reacciones fotonucleares cuando la energía de los electrones iniciales es mayor de 8 MeV, y está condicionada también

por los materiales que componen el cabezal del acelerador (Kry et al., 2005a; Schneider et al., 2006). Con esta energía, se activa el mecanismo de fotoproducción neutrónica caracterizado por un espectro que contempla neutrones con energías desde térmicos hasta rápidos. Los neutrones producidos en el cabezal del acelerador y que consiguen atravesar el blindaje de fotones, son dispersados por toda la sala de tratamiento, y esta dispersión, al igual que la fluencia térmica de neutrones, es considerada constante dentro de la instalación (NCRP-79, 1984; McCall et al., 1979, 1999), olvidando la moderación y captura debida al cuerpo del paciente.

La producción de fotoneutrones en aceleradores lineales de electrones de alta energía es considerada hoy día una cuestión de protección radiológica, con lo cual es el departamento de protección radiológica del centro el que suele asumir la responsabilidad de la protección frente a este tipo de radiación, especialmente en lo que respecta a trabajadores expuestos y público en general. Para este propósito es imprescindible conocer con precisión el espectro energético de estos neutrones, siendo éste uno de los principales problemas que se deben abordar. Al respecto se encuentran discrepancias entre cálculos teóricos y mediciones experimentales. Para Zanini et al. (2004a), el espectro de fotoneutrones producidos en el cabezal presenta picos de energía que están entre 100 keV y 1 MeV, mientras que para Swanson (1980), la energía de los neutrones está entre 0.5 y 0.8 MeV para haces de rayos X de entre 10 y 18 MV. Por otra parte, NCRP-79 (1984) considera que el rango promedio de energía de los neutrones es de 0.2 a 2 MeV. Trabajos más recientes demuestran que el rango promedio puede estar entre 0.1 y 2 MeV, dependiendo del tipo de acelerador, pero también se tienen neutrones con energías superiores a 2 MeV (Kry et al., 2009a).

Lo que realmente es cierto es que los neutrones generados aparecen como una radiación no deseada, que supone un riesgo radiológico adicional para el paciente, y que debe ser estudiada y tenida en cuenta por la peligrosidad que este tipo de partícula puede representar (Price et al., 1978; Verellen y Vanhavere, 1999; Kry et al., 2005b; Hall, 2006; Ruben et al., 2008). Hay que señalar en este sentido que la radiación recibida por el paciente, dentro y fuera del campo de tratamiento, puede inducir efectos tardíos, como cánceres secundarios (Boice et al., 1985; Brenner et al., 2002; Harrison, 2007; Kry et al., 2009b).

Eliminar este tipo de radiación no ha sido posible, debido a las altas energías con las que trabajan estos equipos. Aparecen entonces alternativas entorno a conocer la raíz del problema, las posibles soluciones, las posibles técnicas para medir y calcular la dosis adicional que reciben los pacientes, los posibles materiales involucrados en esta producción, etc. Este afán de la comunidad científica ha acarreado, en algunos casos, conclusiones contradictorias, desde sobrestimaciones de la dosis, hasta considerarla despreciable (Nath et al., 1993; D'Errico et al., 1998a; Chibani y Ma, 2003), y otra serie de problemas que siguen siendo motivo de investigación.

Uno de ellos es el asociado al cálculo del equivalente de dosis. En este sentido no parece haber acuerdo, ya que existen posiciones encontradas sobre cuál es el método más apropiado y bajo qué circunstancias ha de aplicarse. Uno de ellos es calcularlo mediante los factores de calidad Q . En el informe ANS (1977), se recomienda el factor de calidad $Q = 11$, en el rango de energías comprendido entre 0.5 y 2 MeV. Por otro lado, el informe NCRP-116 (1993), al igual que el ICRU-40 (1986), recomienda un factor de calidad $Q = 20$ en el rango de energías 0.1-2 MeV. El equivalente de dosis puede ser calculado también a partir del factor de ponderación por radiación, que para el caso de los neutrones es una función empírica que depende de la energía de los neutrones (NCRP-116, 1993; ICRP, 2007). Aunque estos factores de ponderación han sido calculados y evaluados por los grupos de expertos de cada uno de estos organismos, presentan discrepancias a la hora de ser utilizados para el cálculo del equivalente de dosis, particularmente en órganos, y principalmente a bajas energías, donde numéricamente los factores Q difieren considerablemente de los factores de ponderación por radiación (Kry et al., 2009a). Por tanto, sigue abierta la discusión entorno a este tema.

Si se analiza el factor de ponderación que es asociado a los neutrones, se encuentra que son aproximadamente 20 veces más dañinos que los fotones (Nath et al., 1984), lo que implica que el equivalente de dosis debido a neutrones no necesariamente debe ser grande para producir un efecto biológico significativo. Trabajos como el de Ing y Shore (1982), demuestran que la dosis debida a fotones fuera del eje del campo de radiación es típicamente mayor que la dosis equivalente debida a neutrones, pero no se puede descartar ésta debido precisamente a la característica de los neutrones que acabamos de comentar.

Otro de los problemas a los que se ven abocados los investigadores a la hora estimar equivalentes de dosis debidos a neutrones y medir con precisión este tipo de radiación, son los medios con se cuenta para tal fin. Para esto se hacen mediciones experimentales con diferentes tipos de detectores que suelen ir contrastadas con cálculos, obteniéndose, en algunos casos, resultados satisfactorios y, en otros, discrepancias significativas.

Las mediciones han sido posibles mediante el uso de distintos tipos de detectores, entre los que cabe destacar los dosímetros termoluminiscentes TLD-700 y TLD-600, normalmente envueltos por moderadores apropiados (Ayyangar et al., 1974; Raaijmakers et al., 1995; Liu et al., 2001; Méndez et al., 2002; Kry et al., 2005a). Otro tipo de detectores usados son los CR-39, diseñados para neutrones rápidos (Sohrabi y Morgan, 1979; Luszik-Bhadra et al., 1994). Otras técnicas que permiten determinar la fluencia de neutrones son las de activación de láminas metálicas de Au, In, etc., (Palta et al., 1984; Dong et al., 2000). También se usan detectores de burbujas (Nath et al., 1993; D'Errico, 1997; Ing et al., 1997; D'Errico et al., 1998a, 1998b; Lin et al., 2001; Zanini et al., 2004a; Lin et al., 2007). Uno de los procedimientos más comunes es usar un conjunto de esferas Bonner (Doroshenko et al., 1977; Hertel y Davidson, 1985; Hankins et al.,

1988; Kralik et al., 1997; Sweezy et al., 1998; Barquero et al., 2005b; Reft et al., 2006; Domingo et al., 2009) y técnicas de detección combinadas como los detectores de trazas (Alekseev et al., 1986; Mao et al., 1997; Vanhavere et al., 2004; Howell et al., 2005a,b; Reft et al., 2006).

Debido a la diversidad de técnicas usadas para la detección, aparecen discrepancias que se deben básicamente a la sensibilidad de cada dispositivo. Por esta razón, se hace necesario corroborar siempre estas mediciones acudiendo a la poderosa herramienta de cálculo Monte Carlo. Sin embargo, también aquí se encuentran discrepancias entre cálculos y, desde luego (como era de esperar), discrepancias entre cálculos y mediciones, particularmente en lo que se refiere a la distribución interna del equivalente de dosis dentro de los órganos del paciente, que no parece estar aún bien definida (Golikov y Nitikin, 1989; D'Errico et al., 1998a,b, 2001; Adnani, 2002; Facure et al., 2004; Kry et al., 2009a,b). Además, hay otros aspectos que tienen relevancia fundamental como el poder estimar el equivalente de dosis debida a neutrones dentro y fuera del campo de tratamiento (Vanhavere et al., 2004; Kry et al., 2005a; Howell et al., 2006; Reft et al., 2006).

En algunos de los estudios hechos, la medición y cálculo de la fluencia de neutrones se han llevado a cabo en la superficie del paciente, o en otros casos calculando mediante Monte Carlo las distribuciones angulares y espaciales de estas partículas, sin usar maniquí o paciente (Agosteo et al., 1992, 1993b; Agosteo y Foglio, 1994). Aunque esta aproximación es interesante, lo que realmente importa es el riesgo que eventualmente tendrían los órganos o tejidos críticos del paciente (McGinley, 1988; McGinley et al., 1993; Followill et al., 1997; Kase et al., 1998; Barquero et al., 2005a; Kry et al., 2005b; Howell et al., 2005b, 2006).

Una de las principales dificultades que se tienen en los estudios basados en Monte Carlo, es la necesidad de modelizar maniqués tomográficos si se quiere que los cálculos se aproximen a la realidad. Esto implica geometrías complejas, pero es la única alternativa puesto que no son factibles las medidas directas en los órganos del paciente.

Debido a la propiedad del neutrón de atravesar sin mayor dificultad el blindaje del cabezal y los sistemas de protección contra fotones, los neutrones llegan a ser detectados fuera de la sala de tratamiento, convirtiéndose también en radiación no deseada para el personal trabajador y público, si los blindajes no son adecuados.

Aparece entonces otra dificultad, debido a que la medición directa de la fluencia de neutrones térmicos dentro y fuera de la sala de tratamiento requiere técnicas complejas (detectores pasivos). La necesidad de buscar métodos alternativos, en este caso Monte Carlo, es también fundamental.

El objetivo principal de esta tesis es poder cuantificar con suficiente precisión la exposición a neutrones de un paciente en un tratamiento con acelerador de radioterapia y, adicionalmente, establecer diferencias para tres diferentes diseños de aceleradores.

También se pretende estimar el equivalente de dosis personal y el equivalente de dosis ambiental debida a neutrones en puntos dentro y fuera de la sala de tratamiento de varias instalaciones, para asegurar el cumplimiento de las normas de protección radiológica para pacientes, trabajadores y público en el entorno del acelerador. Este estudio se ha realizado mediante el código de simulación Monte Carlo MCNPX (Pelowitz, 2005), herramienta que permite calcular fluencias neutrónicas, y equivalente de dosis debidas a neutrones en maniqués que pueden simular un paciente, o dentro o fuera de la sala de tratamiento, siendo hasta ahora el código más usado para este tipo de cálculos (Ongaro et al., 2000; Waller et al., 2003; Chibani y Ma, 2003; Zanini et al., 2004b; Garnica-Garza, 2005; Howell et al., 2006; Kry et al., 2008, 2009a,b).

La tesis se organiza como sigue: En el capítulo 1 se dan los detalles sobre el código Monte Carlo MCNPX que hemos utilizado en nuestros cálculos. En el capítulo 2 se describen los aceleradores que se han estudiado en este trabajo, así como el maniqué ICRU usado para el cálculo de la dosimetría física. El capítulo 3 presenta una descripción de los maniqués tomográficos usados para dosimetría clínica. En el capítulo 4 se estudia la dosimetría ambiental y personal de neutrones dentro y fuera de salas de tratamiento, en condiciones de operación normal del acelerador, simulando el paciente, los aceleradores y los búnkeres, usando diseños de instalaciones españolas reales. Por último, se establecen las conclusiones de este trabajo y se da un esbozo general de futuras líneas de investigación.

Capítulo 1

Simulación del transporte de radiación con Monte Carlo

El desarrollo sistemático de los métodos de Monte Carlo tiene su origen en trabajos realizados en los laboratorios de Los Alamos y se remonta a alrededor de 1944. El término *Monte Carlo* fue adoptado como el nombre de código en las simulaciones de la difusión de neutrones realizadas en dichos laboratorios durante la Segunda Guerra Mundial, como parte del trabajo implementado para desarrollar armas nucleares. El método es un procedimiento matemático, que nos permite simular un sistema mediante la generación de números aleatorios según determinadas distribuciones de probabilidad y, en general, se aplica a problemas cuyo comportamiento global se puede modelar mediante alguna de estas distribuciones. Esta técnica es aplicable en numerosos campos, no sólo en el de las radiaciones.

Si se trabaja en el campo de las radiaciones ionizantes, el método de Monte Carlo hace uso de las distribuciones de probabilidad que caracterizan las interacciones individuales para simular la trayectoria de las partículas en los distintos medios materiales. Todos los datos físicos que van a determinar el transporte de las partículas estarán en los algoritmos del código usado, de modo que las distintas partículas (fotones, neutrones, partículas alfa, iones, etc.), al atravesar la materia, sufren una serie de interacciones con los átomos que la forman, dando lugar a fenómenos de absorción, dispersión y producción de partículas secundarias, todos ellos procesos aleatorios a los que se asigna una distribución de probabilidad. El método Monte Carlo gestiona estas distribuciones de probabilidad para reproducir los fenómenos que tienen lugar en el sistema a estudiar y, así, poder cuantificar finalmente aquellas magnitudes que nos interesen para la resolución del problema.

La simulación Monte Carlo ha sido utilizada con frecuencia para estudiar problemas asociados con la utilización de radiaciones ionizantes, particularmente en física médica (Almansa et al., 2007; Vilches et al., 2007), estudios de sistemas para la obtención de imágenes con radionucleidos (Zaidi, 1999) o rayos X (Sandborg et al., 1994), ca-

racterización de fuentes (Kosunen y Rogers, 1993; Gallardo et al., 2004) y detectores (Bielajew et al., 1985; Rogers y Bielajew, 1990), estudios específicos en mamografía (Bakic et al., 2002; Dance, 1990), cálculo de radiación dispersa para el diseño de salas de diagnóstico (Chan y Doi, 1985), medicina nuclear (Gustafsson et al., 1998), simulación de aceleradores lineales de uso clínico para tratamientos con radioterapia (Kry et al., 2009a), planeación y tratamiento de terapia con radiaciones ionizantes (Wemple et al., 2005; Barquero et al., 2005a), etc. La simulación Monte Carlo se ha convertido en una de las mejores alternativas disponibles en la actualidad para resolver problemas de transporte de radiación ionizante en la materia, ya que permite realizar cálculos, con suficiente precisión, de parámetros relacionados con dicho transporte en distintas aplicaciones médicas sobre geometrías tan complejas como el cuerpo humano.

Una dificultad que surge cuando se usa Monte Carlo y se requiere información detallada con muy buena estadística (por ejemplo, cuando se precisa de una alta resolución espacial en cálculos de dosis absorbida en geometrías complejas), es que los tiempos de cálculo pueden ser muy largos. Hoy en día, debido a la potencia de cálculo de los ordenadores y gracias al cálculo paralelizado este problema está disminuyendo. Sin embargo, esta limitación ha conducido al desarrollo de diversas técnicas de reducción de varianza (Booth, 1992, 2002; Haghghat y Wagner, 2003; Sweezy et al., 2005; Carvajal et al., 2009; García-Pareja et al., 2010), necesarias y esenciales dependiendo del tipo de cálculo, incluso con ordenadores muy rápidos.

1.1 Aspectos generales del código MCNPX

En este trabajo se ha utilizado el código MCNPX para nuestras simulaciones. *Monte Carlo N-Particle* (MCNP) es un código Monte Carlo desarrollado en Los Álamos para el estudio de las interacciones y transporte de neutrones, fotones y electrones con la materia (Pelowitz, 2005). Este código fue creado en la década de los 40 y desde entonces ha sufrido mejoras significativas, a lo largo de sus 15 diferentes versiones, en las que se han ido introduciendo los nuevos avances, tanto a nivel de modelos físicos como informático. Esto ha hecho que MCNPX pase de ser un programa complejo y específico a constituirse como un conjunto de librerías y funciones que permiten al usuario estudiar cualquier tipo de problema relacionado con el transporte de radiación en medios materiales.

La versión utilizada es la denominada MCNPeXtended o MCNPX (Pelowitz, 2005), que es una extensión del código MCNP en la que se han introducido mejoras a las capacidades de MCNP (Briesmeister, 1997), y LAHET (Prael y Lichtenstein, 1989). Así, esta versión permite transportar hasta 35 tipos de partículas con energías de hasta GeV, con nuevas librerías de secciones eficaces, mejoras en los modelos físicos y nuevas técnicas de reducción de varianza y de análisis de datos. Se ha añadido la generación fotonuclear y la posibilidad de combinar el uso de tablas de datos y de modelos físicos. También

incluye los modelos Bertini e Isabel provenientes del código LAHET para describir las reacciones nucleares en el rango de energías intermedias (desde 20-100 MeV hasta 2-3 GeV) y una versión antigua de FLUKA (Aarnio et al., 1990) para algunos cálculos de altas energías (> 2 GeV).

MCNPX utiliza secciones eficaces continuas en energía, aunque también maneja multigrupos. Cuenta con librerías para neutrones, fotones, electrones, protones e interacciones fotonucleares, pero con algunas restricciones de entre las que cabe destacar las siguientes:

- neutrones: 0-150 MeV, para 42 isótopos,
- protones: 1 keV-150 MeV, para 41 isótopos,
- fotones: 1 keV- 100 GeV,
- electrones: 1 keV- 1GeV,
- datos fotonucleares: 1-150 MeV, para 12 isótopos,
- piones, mesones y kaones: tratados únicamente mediante modelos.

Las librerías para neutrones ENDF/B-V o ENDF/B-V.0 y ENDF/B-VI.1, son evaluadas desde el grupo de física nuclear de LANL (2010) y actualizadas periódicamente.

La librería por defecto para fotones es MCPLIB02 (Hughes et al., 1997), que cubre el rango desde 1 keV hasta 100 GeV para $Z = 1-94$. Las tablas de interacción de fotones para energías hasta 100 MeV están basadas en la información de *Evaluated Nuclear Data File* (McLane et al., 1995). La extensión a fotones de hasta 100 GeV se basa en la adaptación de la librería *Livermore Evaluated Photon Data Library* (EPDL) (Cullen et al., 1989).

Las librerías para electrones, con datos desde 1 keV hasta 1 GeV para $Z = 1-94$, son EL01 y la mejorada EL03. Esta última es parte de la distribución estándar de secciones eficaces del Radiation Shielding Information Computational Center (Adams, 2000).

Además, MCNPX contiene la librería LA150N para neutrones de alta energía, la librería LA150U para reacciones fotonucleares y la librería LA150H para protones. Requiere también las librerías específicas del modelo Bertini de LAHET, que están incluidas en el fichero BERTIN, información de estructura nuclear para generar fotones de desexcitación, en el fichero PHTLIB, y secciones eficaces para altas energías, que están recogidas en el fichero BARPOL.

MCNPX cuenta con una serie de programas auxiliares que facilitan el manejo de ficheros:

- GRIDCONV, que convierte el resultado de salida de imágenes en un formato adecuado para ser importado por programas gráficos externos;

- HTAPE3X, que es un procesador para analizar los ficheros HISTP en los que se guarda la información de todos los eventos que tienen lugar en una simulación;
- MAKXS, que prepara las librerías de secciones eficaces con el formato adecuado para su tratamiento posterior, y
- HCNV y TRX, que convierten datos de LAHET de formato ASCII a binario.

La paralelización de los procesos puede lograrse con MPI o PVM, aunque ésta última no está plenamente garantizada por los desarrolladores del código. Información específica sobre paralelización en distintas máquinas puede obtenerse de la página web del código: <http://mcnpx.lanl.gov/documents.html>

MCNPX trata cualquier configuración geométrica definida a partir de volúmenes del espacio denominados celdas, las cuales son el resultado de uniones e intersecciones de las regiones confinadas por ciertas superficies. La definición de una superficie puede hacerse mediante su ecuación analítica, proporcionando los correspondientes coeficientes, o mediante puntos que pertenezcan a dicha superficie. También se permite el uso de macrocuerpos, con los que se puede definir fácilmente estructuras básicas como esferas, paralelepípedos, cilindros, conos, etc., que pueden combinarse mediante operadores booleanos.

Cada celda de la geometría ha de llevar asociado un material que es el que ocupa ese volumen. Junto al número de celda se debe indicar el número identificador del material y su densidad. Si el número identificador es 0, la celda se considera vacía.

Las superposiciones de celdas o los intervalos sin definir no son detectados por el programa al leer el fichero de entrada. Los errores de geometría son localizados cuando se ejecuta alguna historia en la que una partícula se pierde, o al visualizar la geometría.

La especificación de la fuente de radiación puede llevarse a cabo según un gran número de opciones, pudiéndose utilizar distribuciones de probabilidad en energías, tiempo, posición y dirección de emisión. La fuente puede ser puntual o estar distribuida sobre una superficie o sobre un volumen o tratarse de varias fuentes a la vez. También puede utilizarse como fuente un espacio de fases previamente calculado, que contenga la información de las partículas que alcanzan una cierta superficie.

En cuanto a la física del transporte de partículas, los procesos relacionados con las interacciones de neutrones, fotones y electrones con la materia son los únicos que se consideran en este trabajo. A continuación haremos un resumen de los modelos usados por MCNPX para el transporte de este tipo de partículas.

1.2 Transporte de Partículas

En general para cualquier tipo de partícula (neutrón, fotón, electrón), la simulación asume trayectorias rectilíneas entre dos interacciones con el medio. La probabilidad de

que una partícula sufra una colisión a una distancia entre l y $l+dl$ desde la última interacción, está dada por

$$p(l) dl = e^{-\sigma_t l} \sigma_t dl, \quad (1.1)$$

donde σ_t es la sección eficaz total macroscópica del medio y es interpretada como la probabilidad por unidad de longitud de que ocurra una colisión. La distancia de interacción se obtiene como

$$l = -\frac{1}{\sigma_t} \ln \xi, \quad (1.2)$$

donde ξ es un número aleatorio distribuido según $U(0, 1)$.

1.2.1 Transporte de neutrones

Determinada la distancia de colisión, cuando un neutrón choca contra un núcleo la simulación del transporte sigue la siguiente secuencia:

Paso 1. Se determina el núcleo con el que se produce la interacción. Si el material está formado por n nucleidos diferentes y $\xi \in U(0, 1)$, entonces el k -ésimo nucleido es elegido a colisionar si

$$\sum_{i=1}^{k-1} \sigma_{ti} < \xi \sum_{i=1}^n \sigma_{ti} \leq \sum_{i=1}^k \sigma_{ti}, \quad (1.3)$$

donde σ_{ti} es la sección eficaz total macroscópica del nucleido i -ésimo.

Paso 2. Si la energía del neutrón está por debajo de 4 eV, la sección eficaz se ajusta al tratamiento térmico, que está basado en la aproximación al modelo de gas libre, en el cual la colisión entre un neutrón y un átomo está afectada por el movimiento térmico del átomo; es decir que la colisión estará afectada por la presencia de los átomos circundantes. Este tratamiento térmico sólo se aplica a la dispersión elástica.

Paso 3. Si estamos tratando con un problema de transporte acoplado neutrón-fotón-electrón o neutrón-fotón, y dependiendo de la energía puesta en juego, aparece la generación de fotones secundarios, que son controlados desde el fichero de entrada mediante una función de probabilidad que especifica el máximo número de fotones que puede ser generado. En todo caso, no pueden generarse más de 10 fotones en una colisión de neutrones. La ruleta rusa juega un papel importante en el control de este gran número de fotones generados por las colisiones de los neutrones con los átomos del medio, seleccionando aquéllos que cumplan con los límites impuestos en dicha técnica de reducción de varianza. La probabilidad de generación de fotones secundarios, W_γ ,

antes de ser aplicada la ruleta rusa, está dada por

$$W_\gamma = \frac{W_n \sigma_\gamma}{\sigma_T}, \quad (1.4)$$

donde W_n es la probabilidad de generación de neutrones, σ_γ es la sección eficaz de producción de fotones y σ_T es la sección eficaz total de producción de neutrones. Tanto σ_γ como σ_T son evaluadas según la energía de los neutrones incidentes.

Paso 4. La absorción de neutrones es tenida en cuenta de dos formas:

- *Absorción análoga:* La partícula es absorbida con probabilidad σ_a/σ_T , donde σ_a es la sección eficaz de absorción. Para todas las partículas que mueren por absorción análoga, toda su energía es depositada en la celda de colisión.
- *Absorción implícita:* También llamada *sesgo de supervivencia*, en la que la probabilidad w_n de que el neutrón sea absorbido se reduce a

$$w_n = \left(1 - \frac{\sigma_a}{\sigma_T}\right) W_n; \quad (1.5)$$

si la nueva probabilidad w_n está por debajo del corte de energía especificado para los neutrones, se aplica ruleta rusa para determinar si el neutrón es absorbido. La absorción implícita es, por defecto, un método de absorción aplicado para cualquier partícula en MCNPX.

Paso 5. Dispersión elástica e inelástica:

Si después de una colisión entre un neutrón y un núcleo las condiciones para el tratamiento térmico no se cumplen, entonces el neutrón sufrirá una colisión elástica o inelástica. La colisión elástica se elige de acuerdo con la probabilidad

$$\frac{\sigma_{el}}{\sigma_{in} + \sigma_{el}} = \frac{\sigma_{el}}{\sigma_T - \sigma_a}, \quad (1.6)$$

donde σ_{el} es la sección eficaz de dispersión elástica y σ_{in} es la sección eficaz inelástica, que incluye cualquier proceso de emisión de neutrones, como (n, n') , (n, f) , (n, np) , etc.

Tanto σ_T como σ_{el} son ajustadas al modelo de tratamiento térmico si la energía del neutrón es menor a 4 eV. La probabilidad para las colisiones inelásticas es

$$\frac{\sigma_{in}}{\sigma_T - \sigma_a}. \quad (1.7)$$

Para otros tipos de reacciones, existe una variedad de representaciones y planes de muestreo que son detallados en el manual del código (Pelowitz, 2005), entre las que se destacan:

- muestreo de distribuciones angulares y de energía,
- dispersión elástica desde Energías,
- muestreo desde reacciones inelásticas,
- dispersión inelástica sin fisión,
- muestreo por emisión desde fisión y
- muestreo por emisión rápida y retardada de neutrones.

Paso 6. Tratamiento térmico.

El tratamiento de dispersión térmico es una representación completa de la dispersión térmica de neutrones por moléculas y sólidos cristalinos, para el cual dos procesos están permitidos: la dispersión inelástica con secciones eficaces inelásticas σ_{in} , mediante una representación acoplada ángulo-energía derivada de las leyes de dispersión, y la dispersión elástica, sin cambiar la energía de salida del neutrón para sólidos, con secciones eficaces elásticas σ_{el} y un tratamiento angular derivado de los parámetros de red del sólido. Este tratamiento de dispersión térmico también permite la consideración de dispersiones por moléculas multiatómicas.

Paso 7. Rango de resonancia sin resolver. Las secciones eficaces para la energía de los neutrones en el continuo son resueltos mediante tablas de probabilidad generadas por modelos teóricos que se pueden ver en el manual del código (Pelowitz, 2005).

1.2.2 Transporte de fotones

La simulación del transporte de fotones sigue la siguiente secuencia:

1. cálculo de la distancia entre colisiones;
2. identificación del átomo de colisión;
3. determinación del tipo de interacción que tiene lugar, y
4. obtención de las características de las partículas resultantes tras la colisión.

Los procesos de interacción más relevantes de los fotones con la materia son:

- *Efecto fotoeléctrico.* El fotón es absorbido completamente por el átomo, emitiendo un electrón secundario que estaba ligado (normalmente de las capas más internas K, L o M) con una energía cinética igual a la diferencia entre la energía del fotón y la energía de enlace del electrón. El átomo blanco queda ionizado y el proceso va seguido de un reordenamiento electrónico. Es el mecanismo de interacción dominante para fotones de baja energía.

- *Dispersión coherente* (Thomson o Rayleigh). El fotón interactúa con un electrón sin que haya alteración de la energía del mismo ni del estado del átomo. El único efecto es la modificación de la dirección de la radiación incidente. En términos de probabilidad, representa al menos un orden de magnitud menos que el efecto fotoeléctrico.
- *Dispersión incoherente* (Compton). El fotón incidente interactúa con un electrón atómico poco ligado, cediendo al electrón parte de su energía. Como resultado de la interacción el electrón es arrancado del átomo, el átomo queda ionizado y el fotón es desviado. Es el proceso de interacción dominante para fotones de energías entre 0.1 MeV y 10 MeV, aunque depende del Z del átomo involucrado.
- *Producción de pares*. El fotón es absorbido creándose un par positrón-electrón. Sólo empieza a producirse para energías del fotón por encima de 1.02 MeV.

En todos los casos en los que un átomo queda ionizado, la desexcitación posterior produce rayos X característicos, electrones Auger o ambos.

MCNPX tiene dos modelos de interacción de fotones, que se centran en resolver problemas diferentes: el modelo simple y el detallado

El modelo simple está destinado principalmente a fotones de alta energía y es inadecuado para nucleidos con elevado Z o problemas de penetración profunda. Los procesos físicos que involucra este modelo son el efecto fotoeléctrico, la producción de pares, la dispersión Compton desde electrones libres y, opcionalmente, interacciones fotonucleares. El efecto fotoeléctrico es considerado como una absorción (sin fluorescencia). La cinemática de la dispersión Compton se supone con electrones libres (sin el uso de factores de forma o perfiles Compton). Las secciones eficaces totales, sin embargo, incluyen el factor de dispersión incoherente. También la dispersión coherente es ignorada.

Además de los procesos considerados en el modelo simple, el modelo detallado incluye dispersión coherente y la estadística para fotones de fluorescencia después de la absorción fotoeléctrica. Las interacciones fotonucleares pueden ser incluidas, dependiendo del tipo de problema. Así se ha hecho en este trabajo debido a que se usa el transporte acoplado e- γ -n. Los factores de forma son usados con la dispersión coherente e incoherente para efectos del conteo de electrones. Las reacciones de fotoneutrones son incluidas para algunos isotopos. La captura análoga se utiliza siempre. El tratamiento detallado es aplicado mediante la instrucción *PHYS:P* del código, que es la opción por defecto, y es adecuado para simulaciones en materiales con alto Z y problemas de penetración profunda.

Los archivos de datos nucleares abarcan energías de hasta 150 MeV, considerada ésta el umbral de la producción de piones, para el cual se requeriría un modelado mucho más complejo. Por debajo de esta energía, los principales mecanismos de fotoabsorción son la excitación de la resonancia dipolar gigante o de un par quasi-deuterón-nucleón.

El mecanismo de absorción por resonancia dipolar gigante puede describirse como la interacción del fotón con el momento dipolar del núcleo en conjunto y es una excitación colectiva.

1.2.3 Transporte de electrones y positrones

Los procesos de interacción que pueden sufrir los electrones y positrones al atravesar la materia son:

- *Colisiones elásticas.* La partícula es desviada sin perder energía.
- *Colisiones inelásticas.* La partícula interacciona con la nube electrónica del átomo produciendo una ionización o una excitación, dependiendo de la energía transferida.
- *Emisión de radiación de Bremsstrahlung.* Se produce la emisión de fotones con la consiguiente pérdida de energía cinética de la partícula.
- *Aniquilación.* La interacción de un positrón con un electrón puede provocar la desaparición de ambos con la consiguiente emisión de fotones.

El transporte de electrones está dominado por fuerzas de Coulomb que resultan en una enorme cantidad de interacciones, lo que hace muy lento y complicado el simular los procesos de colisión de forma individual. Para resolver este problema se recurre a la denominada simulación condensada, que consiste en simular el efecto global de un número elevado de interacciones mediante un único suceso “artificial”. El método de Monte Carlo de historias condensadas para el transporte de electrones, inicialmente descrito por Berger (1963), divide la trayectoria en muchos pasos, que sean suficientemente grandes para suponer la validez de la dispersión múltiple, pero suficientemente pequeños como para que la energía perdida en cada paso sea pequeña.

Se han desarrollado diversas teorías de dispersión múltiple con las que es posible predecir probabilidades de distribución de cantidades como la pérdida de energía y el ángulo de desviación de las partículas cargadas. Estas teorías se basan en una serie de aproximaciones que restringen su aplicabilidad, por lo que no resuelven por completo el problema del transporte de electrones. En particular, la aplicación de estas teorías exige que la energía perdida sea pequeña en comparación con la energía cinética del electrón. La física de transporte de electrones de MNCP está basada en el código ITS 3.0 (Halbleib et al., 1992).

En un problema de transporte acoplado e- γ -n, como el considerado en este trabajo, los mecanismos de interacción posibles se resumen en la figura 1.1, en la que se sigue la historia aleatoria de un electrón que incide en un medio y sus posibles canales de interacción.

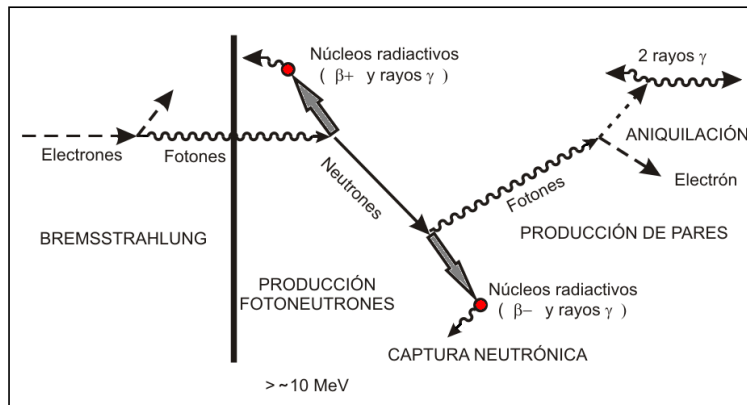


Figura 1.1: Descripción esquemática de las interacciones que se pueden producir en el transporte acoplado e- γ -n

1.3 Estimadores *tally* en MCNPX

Los *tallies* o estimadores, en el lenguaje de MCNPX, hacen referencia a la información de salida que ofrece el código. Los principales tipos se resumen en la tabla 1.1. Además existen algunos estimadores nuevos como son el *mesh tally* y el *radiography tally* con fines de toma de imágenes. También se pueden incluir funciones respuesta por grupos de energías para poder evaluar otras magnitudes como, por ejemplo, la dosis. Todos los resultados se obtienen normalizados por partícula inicial emitida por la fuente y pueden expresarse para diferentes grupos de energía mediante la especificación de los correspondientes intervalos de energía.

Tally	Descripción	Unidad
F1:N o F1:P o F1:E	Partículas a través de una superficie	[partículas]
F2:N o F2:P o F2:E	Fluencia en una superficie	[partículas · cm ⁻²]
F4:N o F4:P o F4:E	Fluencia en una celda	[partículas · cm ⁻²]
F5:N o F5:P	Fluencia en un punto o anillo	[partículas · cm ⁻²]
F6:N o F6:N,P o F6:P	Dosis en una celda (Kerma)	[MeV · g ⁻¹]
F7:N	Dosis en una celda debido a fisión	[MeV · g ⁻¹]
F8:P o F8:E o F8:P,E	Distribución de pulsos en un detector	[pulsos]
+F8	Carga depositada	[carga]

Tabla 1.1: Principales *tallies* o estimadores del código MCNPX.

Los estimadores que se han utilizado en el desarrollo de este trabajo son F4, F5 y F6. A continuación damos una breve descripción de ellos.

F4 es un estimador de la fluencia en una celda y se expresa como:

$$F4 = W \frac{T_l}{V} = \bar{\phi}_V = \frac{1}{V} \int dE \int dt \int d\Omega \psi(\mathbf{r}, \boldsymbol{\Omega}, E, t), \quad (1.8)$$

donde W es el peso de la partícula, T_l es la distancia recorrida en la celda, V es el volumen de la celda, $\bar{\phi}_V$ es el flujo promediado en volumen, \mathbf{r} es el vector posición de la partícula, $\boldsymbol{\Omega}$ es su vector dirección, E es su energía, t es el tiempo transcurrido en el evento, y $\psi(\mathbf{r}, \boldsymbol{\Omega}, E, t)$ es el flujo angular.

F5 es un estimador de la fluencia en un detector y se expresa como:

$$F5 = \frac{W p(\boldsymbol{\Omega}_P) e^{-\lambda}}{R^2} = \phi_P = \int dE \int dt \int d\Omega \psi(\mathbf{r}_P, \boldsymbol{\Omega}, E, t), \quad (1.9)$$

donde, $p(\boldsymbol{\Omega}_P)$ es la función densidad de probabilidad para la dispersión en la dirección $\boldsymbol{\Omega}_P$, hacia el punto del detector (se asume simetría azimutal), λ es el número total de caminos libre medios existentes entre la posición de la partícula y el detector, R es distancia al detector desde la fuente o desde la posición del último evento y ϕ_P es el flujo estimado en \mathbf{r}_P .

F6 es un estimador de la dosis en una celda y se expresa como:

$$\begin{aligned} F6 &= W T_l \sigma_t(E) H(E) \frac{\rho_a}{m} = H_t \\ &= \frac{\rho_a}{m} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \sigma_t(E) H(E) \psi(\mathbf{r}, \boldsymbol{\Omega}, E, t), \end{aligned} \quad (1.10)$$

donde $\sigma_t(E)$ es la sección eficaz total microscópica, $H(E)$ es la energía liberada por colisión, ρ_a es la densidad atómica, m es la masa de la celda, y H_t es la energía total depositada en la celda.

Digamos finalmente que en MCNPX, las distancias están dadas en cm, las energías en MeV y los tiempos en unidades de 10^{-8} s

1.4 Resultados con MCNPX

Los resultados de los cálculos Monte Carlo representan el valor medio de las contribuciones de las historias simuladas a la cantidad que se estudia. Para una cierta cantidad x se tiene que el estimador es

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i, \quad (1.11)$$

donde N es el número de historias simuladas y x_i es la contribución a la cantidad de la historia i -ésima.

La varianza asociada con la distribución de los distintos recuentos x_i se estima, para un valor grande de N historias como:

$$S^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \approx \overline{x^2} - \bar{x}^2, \quad (1.12)$$

donde

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2. \quad (1.13)$$

La varianza estimada de \bar{x} es entonces:

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{1}{N} S^2 \quad (1.14)$$

Cada resultado en las tablas de salida del código tiene asociado un error estadístico, cuyo valor, así como su comportamiento en función del número de historias generado, indican la calidad del resultado obtenido. El error relativo, R , representa la precisión estadística como una fracción de la media estimada y se define como:

$$R \equiv \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}}. \quad (1.15)$$

Como primera regla empírica con la que juzgar R , se puede decir que un valor de $R < 0.1$ es generalmente aceptable. Si el comportamiento de los resultados es adecuado, R es proporcional a $1/\sqrt{N}$, por lo que el aumento del número de historias reducirá el error del resultado, pero repercutirá también en el tiempo necesario para la simulación.

También se calcula el estadístico denominado *Figura de Mérito*, $FOM=1/R^2T$, donde T es el tiempo de cálculo. Con un muestreo eficiente, R^2 disminuye proporcionalmente al número de historias, mientras que T crece con la misma magnitud, de forma que la FOM se debería mantener aproximadamente constante.

En total, MCNPX cuenta con diez estimadores estadísticos con los que evaluar el resultado. Se busca el cumplimiento de una serie de requisitos que tienen que ver con el comportamiento de la media, del error relativo, de la varianza, de la FOM y de la calidad del muestreo. En caso de no cumplirse alguno de los requisitos, el código informa sobre ello en las tablas de salida de resultados.

En cualquier caso, esta información corresponde únicamente al error estadístico resultante de la simulación de múltiples historias, pero no contempla otras fuentes de error como son las asociadas a la descripción geométrica y de los materiales, la aproximación del modelo físico de interacción de las partículas y las incertidumbres de las secciones eficaces.

De otro lado, cuando se habla de un cálculo de Monte Carlo es conveniente tener en cuenta la diferencia entre *precisión* del resultado, que es la incertidumbre de la media \bar{x} debido a las fluctuaciones estadísticas en los recuentos individuales x_i de las historias simuladas, y *exactitud*, que es la medida de cuánto se separa el resultado del valor físico real que está siendo estimado.

El número de historias que pueden simularse en una ejecución está limitado a 10^{18} , aunque, en caso de necesitar un número más alto, puede volver a ejecutarse. De todas formas, la versión MCNPX 2.5. presenta mejoras en los algoritmos de cálculo que tienen un efecto notable en el tiempo de computación necesario para cálculos en geometrías complejas con estructuras repetidas.

MCNPX cuenta con una serie de técnicas de reducción de varianza con las que es posible mejorar la estadística de los resultados sin tener que recurrir exclusivamente al aumento del número de historias simuladas. Algunas técnicas de reducción de varianza modifican el proceso de simulación haciendo que determinados sucesos sean más o menos probables que lo que realmente son. Son técnicas de simulación no análogas, es decir, no simulan directamente la realidad del proceso físico. De manera general, estas técnicas se pueden clasificar en los siguientes tipos:

- Técnicas de control de población, en las que se controla artificialmente el número de partículas en regiones espaciales o energéticas.
- Técnicas de modificación de las muestras, en las que se altera la frecuencia de muestreo.
- Técnicas parcialmente deterministas, en las que se reemplaza parte de la simulación aleatoria por un cálculo determinista.

MCNPX ofrece una serie de tablas de salida con resúmenes del problema, comportamiento de las partículas, resultados y análisis estadístico de los mismos. Por defecto, sólo una pequeña parte de la información se muestra a la salida, pero si se quiere una información detallada del cálculo, puede ser pedido con la opción PRINT. Las tablas de salida de mayor utilidad son:

- composición de los materiales,
- volumen y masa de las celdas,
- información de secciones eficaces,
- variables de posición y dirección para las 50 primeras historias,
- tabla resumen del problema,
- actividad en cada celda,
- resultado de los tallies y
- análisis estadístico.

Además, los resultados también pueden representarse gráficamente gracias a la herramienta MCNPLOT.

1.5 Construcción del fichero de entrada

La ejecución del código necesita un fichero de entrada en el que se describe el problema y que se divide en tres zonas: zona de implementación de celdas, zona de definición de superficies y zona de datos. El esquema de la estructura del fichero es el siguiente:

Bloque de texto (opcional)
<i>línea en blanco</i> (opcional)
Línea de título del problema
Instrucciones de celda [bloque 1]
<i>línea en blanco</i>
Instrucciones de superficies [bloque 2]
<i>línea en blanco</i>
Instrucciones de datos y <i>tallies</i> [bloque 3]
<i>línea en blanco</i> (opcional)

El bloque inicial, que es opcional, sirve de título y/o comentarios explicativos. Al menos una línea de título del problema sí es necesaria y no puede omitirse. Después de este bloque, todas las líneas que quieran introducirse como comentarios deben ir precedidas de una letra *c*.

Los bloques 1 y 2 especifican la geometría del problema y están separados por líneas en blanco. El primer bloque define las regiones del espacio (celdas, en lenguaje de MCNPX) y el material que contienen (número identificador del material y densidad del mismo). El segundo bloque describe las superficies necesarias para delimitar esas regiones. Cada celda y superficie cuenta con un número identificador único.

El resto de las especificaciones se dan en el bloque 3, que es el bloque de datos: el tipo de partículas, la posición y características de la fuente de radiación, la descripción de los materiales, el nivel de detalle de los modelos físicos de interacción de la radiación con la materia, las técnicas de reducción de varianza, la selección de las librerías de secciones eficaces, el tipo de resultado que se desea obtener y la condición de final de la simulación.

1.5.1 Descripción de la geometría y materiales

La unidad básica de MCNPX para construir una geometría es la celda. En nuestro caso la descripción de los distintos elementos de la geometría se ha realizado mediante la definición de celdas limitadas por superficies cilíndricas y planas, y con el uso de operadores booleanos que permiten realizar uniones e intersecciones entre ellas. Cada celda está rellena con un material, el cual se define mediante su densidad y composición. La estructura de la implementación de celdas en el código es la siguiente:

$$ID_celda \quad ID_m_i \quad densidad \quad delimitación$$

valores que se corresponden con el número identificador de la celda, el número que indica el material que llena la celda, la densidad del material, que puede darse como densidad atómica (átomos/cm³), si el número es positivo, o como densidad másica (g/cm³), si es negativo, y las superficies que delimitan la celda. La unión de todas las celdas debe cubrir todo el espacio, es decir, no pueden quedar regiones sin definir en la geometría de simulación.

Cada superficie delimitadora de las celdas se define de acuerdo a una línea de código con la siguiente estructura:

ID_superficie tipo_superficie parámetros

valores que indican el número identificador de la superficie, el nombre identificativo del tipo de superficie y los valores de los parámetros que definen la ecuación de la superficie.

Para la descripción geométrica de millones de celdas repetidas, como es el caso del maniquí tomográfico que nosotros hemos usado en algunos de nuestros cálculos, se utiliza una característica de MCNPX que es la repetición de estructuras, que hace posible describir una sola vez cualquier estructura que aparezca repetida a lo largo de la geometría del problema. Para ello, el usuario puede especificar que una celda está rellena con un cierto *universo*. Un universo puede ser un conjunto de celdas o una red. Cada universo tiene un número identificativo, de forma que cada celda que pertenezca a ese universo está asociada a ese número. Las instrucciones de MCNPX relacionadas con la repetición de estructuras son *LIKE m BUT*, para hacer una celda equivalente a otra excepto en alguna característica, *U*, que especifica a qué universo pertenece la celda, *FILL*, que especifica con qué universo se rellena una celda, *TRCL*, que define celdas idénticas pero trasladadas en el espacio, y *LAT*, que sirve para definir una serie de prismas.

Con la ayuda de estas instrucciones, definimos una red de prismas que cubra el total del cuerpo. Cada una de las posiciones está ocupada por un cubo del tamaño del vóxel de la tomografía con un cierto universo en su interior. Todos los cubos son iguales, salvo en el material que contienen, que será el correspondiente al órgano identificado en el proceso de segmentación de las imágenes. Usando la repetición de estructuras, cada vóxel de la información anatómica segmentada está relacionado con una celda, que está asociada a un número de universo, que a su vez representa un cierto tejido.

Un ejemplo sencillo de maniquí tomográfico sería el representado en la figura 1.2, que ha sido modelado definiendo celdas cúbicas que son llenadas del material adecuado que simularía el tejido u órgano. Estas celdas pueden repetirse de acuerdo a la distribución espacial deseada hasta rellenar toda la geometría. Este tipo de construcción geométrica es especialmente interesante para la descripción de problemas en los que los objetos y sus límites no se pueden definir mediante formulaciones geométricas sencillas. MCNPX tiene capacidad suficiente para manejar geometrías descritas con un número enorme de vóxeles con unos tiempos y requisitos de memoria razonables.

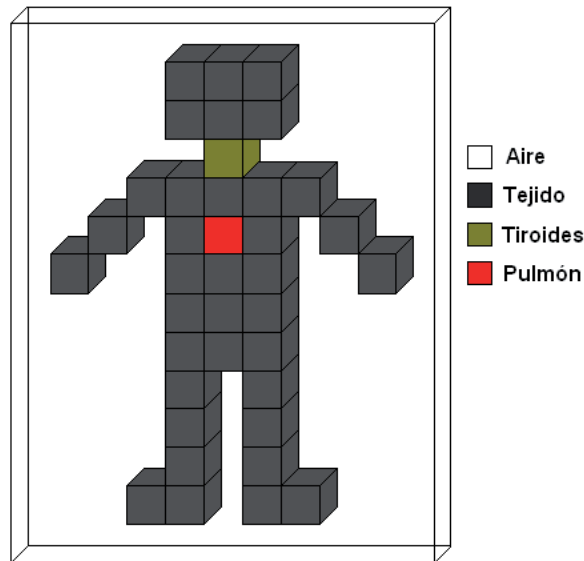


Figura 1.2: Repetición de celdas para generar la geometría de un maniquí

Las características que definen un órgano en MCNPX quedan definidas por los materiales que lo componen y se describen en un bloque de datos, mediante fracciones atómicas o másicas de los elementos que lo forman, los cuales se identifican por un número identificador $ZZZAAA.ID$, siendo ZZZ el número atómico, AAA el másico e ID el identificador de la librería de secciones eficaces. Así, por ejemplo, el material m8, correspondiente en nuestras simulaciones a los riñones, sería definido por los componentes de la tabla 1.2.

Tabla 1.2: Materiales que componen el riñón junto con su porcentaje según ICRU (1989).

Elementos	
1001.60c	-0.103
6000.60c	-0.132
7014.60c	-0.03
8016.60c	-0.724
11023.60c	-0.002
15031.60c	-0.002
16000.60c	-0.002
17000.60c	-0.002
19000.60c	-0.002
20000.60c	-0.001

El porcentaje de cada elemento que conforma el órgano correspondería a: 10.3% de ^1H , 13.2% de C natural, 3% de ^{14}N , 72.4% de ^{16}O , 0.2% de ^{23}Na , 0.2% de ^{31}P , 0.2% de S, 0.2% de Cl, 0.2% de K, y 0.1% de Ca, estos últimos cuatro naturales.

Los números que acompañan al número atómico corresponden al número másico y son necesarios para identificar el isótopo, que para transporte de fotones y electrones no hace falta, pero sí para neutrones. El signo negativo de la fracción hace ver que se trata de fracciones másicas. El identificador 60 indica la librería ENDF para neutrones y la letra “c” corresponde a tablas de datos para energías en el continuo. El valor de la densidad del material se indica en la definición de la celda.

1.5.2 Definición de la fuente

Para definir la fuente, se utiliza la instrucción general *SDEF*. Un ejemplo para la simulación de una fuente de fotones sería:

$$SDEF \quad X=D1 \quad Y=D2 \quad Z=D3 \quad CEL=D4 \quad PAR=2 \quad ERG=D5$$

donde X , Y y Z son las coordenadas de la posición de la fuente, CEL identifica la celda, PAR es el parámetro que indica el tipo de partícula emitida por la fuente ($PAR=2$ significa fuente de fotones) y ERG es la energía de la partícula emitida. Este parámetro puede tener un valor único o bien llevar asociada una cierta distribución en la que la variable puede tomar diferentes valores especificados por una distribución SI_i , con probabilidades asociadas dadas en SP_i .

En nuestro caso particular, para simular las fuentes de electrones de los aceleradores estudiados se ha supuesto una fuente uniformemente distribuida en la superficie número 1 de un cilindro de 0.05 cm de radio, ubicada a 100 cm del isocentro, y dirigida en la dirección $-z$. La energía del haz es simulada mediante una función gaussiana con determinados valores para el centroide y la FWHM (13.7729 y 0.96, respectivamente, en el caso que se muestra). La instrucción completa que define la fuente sería:

$$\begin{aligned} SDEF \quad POS= \quad 0 \quad 0 \quad 100 \quad SUR=1 \quad RAD=D2 \quad VEC=0 \quad 0 \quad 1 \quad DIR=-1 \quad ERG=D1 \quad PAR=3 \\ SP1 \quad -4 \quad 0.96 \quad 13.7729 \\ SI2 \quad 0 \quad 0.05 \end{aligned}$$

1.5.3 Reacciones (e,γ) , (γ,n) y (n,γ)

Particularmente para nuestros cálculos, el transporte acoplado $e-\gamma-n$ es esencial y su uso requiere de modelos detallados para cada una de las reacciones nucleares involucradas.

En las reacciones (e,γ) , la descripción de la física del transporte de electrones se hace mediante la instrucción *PHYS:E*, seguida de una serie de valores de los parámetros:

$$PHYS:E \quad EMAX \quad IDES \quad IPHOT \quad IBAD \quad ISTRG \quad BNUM \quad XNUM \quad RNOK \quad ENUM \quad NUMB$$

donde *EMAX* es el valor máximo de energía de los electrones, *IDES* controla la producción de electrones debido a fotones, *IPHOT* controla la producción de fotones debida a electrones, *IBAD* controla el tipo de distribución angular Bremsstrahlung indicando

si es detallada o simplificada, *ISTRG* especifica el tratamiento de pérdida continua de energía del electrón en cada paso, como resultado de sus múltiples colisiones individuales, *BNUM*, *XNUM*, *RNOK* y *ENUM* son parámetros para introducir un cierto sesgo para determinadas energías de los electrones o procesos de producción de fotones, tales como los fotones de Bremsstrahlung, los fotones de rayos *X*, los electrones *knock-on* y la generación de electrones secundarios y *NUMB* permite considerar la generación de radiación de Bremsstrahlung en cada desplazamiento del electrón.

Para las reacciones (γ, n) se hace necesario el modelo de la física fotonuclear cuya descripción se hace con la instrucción *PHYS:P*, que lleva implícito el transporte detallado de fotones:

PHYS:P EMCPF IDES NOCOH ISPN NODOP

donde *EMCPF* indica el límite superior de energía para el tratamiento detallado (por encima de este valor se usa el modelo simple), *IDES* controla la generación de electrones debida a fotones si la fuente es de sólo electrones, *NOCOH* indica si se incluye el scattering coherente, *ISPN* es el parámetro de control de producción de neutrones por reacciones (γ, n) y *NODOP* permite la inclusión del ensanchamiento Doppler en energías debido a la velocidad de los electrones ligados.

La generación de electrones en la interacción de fotones con el medio debe controlarse cuando se simula el transporte acoplado e- γ -n. En general caben tres opciones: pueden crearse electrones que serán almacenados para su posterior transporte; puede suponerse la creación de electrones, pero asumiendo que son inmediatamente absorbidos, con la consiguiente emisión de fotones de Bremsstrahlung, y, por último, puede suponerse que no hay creación de electrones y asumir un depósito local de energía.

La descripción de la física del transporte de neutrones se hace mediante la instrucción *PHYS:N*, seguida de los correspondientes parámetros:

PHYS:N EMAX EAN IUNR DNB TABL FISM RECL

donde *EMAX* es el valor máximo de energía de los neutrones, *EAN* es el valor límite de energía del neutrón (para valores menores habrá captura analógica y para valores mayores habrá captura implícita), *IUNR* controla el tratamiento de la resonancia, cuando existan datos disponibles, *DNB* controla la producción de neutrones retardados generados desde fisión, *TABL* controla el corte de la energía del neutrón, basado en la física del problema, *FISM* controla la producción de neutrones desde fisión y *RECL* es el número de iones ligeros (protones, deuterones, tritones, y alfas) que son creados en cada evento de dispersión elástica.

El tratamiento elegido para la física de las distintas partículas influirá drásticamente en el tiempo de ejecución de la simulación, especialmente cuando se selecciona el transporte de electrones, que puede resultar en un tiempo de cálculo 40 veces mayor que

cuando sólo se realiza el transporte de fotones. A la hora de elegir el tipo de simulación, en general, hay que valorar si el esfuerzo del cálculo revierte en una mejor estimación de la magnitud que queremos evaluar o no.

La instrucción *MODE* se utiliza seguida del indicador de la/s partícula/s para especificar qué partículas son transportadas; por ejemplo, *MODE N,P,E* indica que las únicas partículas que transportamos son neutrones, fotones y electrones.

1.5.4 Librerías de secciones eficaces

La información de las secciones eficaces se organiza en librerías de datos que se localizan en el mismo directorio que el fichero XSDIR. Este fichero tiene formato ASCII y en el se recogen todas las tablas de datos disponibles para cada isótopo y se indica dónde encontrarlas. Si no se especifica la librería a utilizar, el programa usará la primera que encuentra en el fichero XSDIR.

1.5.5 Resultados producidos por el código

Los tres estimadores que hemos usado en este trabajo, se han definido previamente. El primero es el *tally* F4 con el que se ha evaluado la fluencia de fotones alrededor del maniquí, al igual que el espectro en órganos. En segundo lugar, se ha utilizado el *tally* F5 para estimar la fluencia en detectores y el espectro de neutrones; además ha servido para optimizar la geometría de contaje. El *tally* F6 se ha utilizado para obtener la dosis debida a neutrones y fotones en los maniquíes usados.

La instrucción del estimador F4 se especifica mediante el comando:

$$F4:pl \ C1 \ C2 \ \dots$$

donde *pl* hace referencia al tipo de partícula y *C_i* es la celda sobre la que se evalúa la fluencia de partículas. Este *tally* se puede modificar con el comando *En* (donde *n* hace referencia al número del *tally* al que se aplica) para introducir los intervalos energéticos de interés.

La instrucción del estimador F5 se especifica mediante el comando:

$$F5:pl \ X \ Y \ Z \ R\dots$$

donde *X Y Z* son coordenadas de posición del detector y *R* es el radio del anillo o esfera que forma el detector. Este *tally* se modifica con los comandos *En* y *FTn* para introducir los intervalos energéticos y el ensanchamiento gaussiano necesarios para reproducir la respuesta física del detector.

La instrucción del estimador F6 se especifica mediante el comando:

$$F6:pl \ C1 \ C2 \ \dots$$

donde *C_i* es la celda sobre la que se evalúa el kerma asociado al tipo de partícula.

1.5.6 Reducción de varianza

Son múltiples las técnicas de reducción de varianza usadas por MCNPX para mejorar los resultados. En nuestros cálculos sólo un par de ellas fueron usadas.

La primera es la definición de regiones de cálculo mediante la opción *IMP*, usada para terminar la historia de una partícula, y que tiene el siguiente formato:

$$IMP:pl\ C1\ C2.\dots\ Cn$$

donde C_i corresponde a la celda de cálculo, cuya inclusión se hace mediante 0/1. Esta opción es aplicada principalmente a problemas de transporte acoplado en el que se debe especificar de manera independiente la *IMP* en cada celda y para cada una de las partículas.

La segunda es *ELPT*, usada para establecer la energía mínima hasta la cual es transportada cada partícula y que tiene el siguiente formato:

$$ELPT:pl\ E1\ E2.\dots\ En$$

donde E_i indica la energía de corte correspondiente a la partícula pl en la correspondiente celda de cálculo. Si se incluye esta opción se debe especificar el corte de energía para todas y cada una de las celdas involucradas en la geometría y para cada una de las partículas.

1.5.7 Número de historias

La instrucción que impone el número de historias a simular es *NPS* y tiene el siguiente formato:

$$NPS\ N$$

donde N indica ese número. En nuestras simulaciones y para todos los casos se ha simulado un total de 5×10^{10} historias, suficiente para obtener incertidumbres inferiores al 5%.

1.5.8 Ejecución

Antes de iniciar la ejecución, la geometría se puede verificar usando el programa *VISED*, suministrado con el código, con el visor de geometría del propio código o, si la geometría es muy compleja, con el programa *SABRINA*. En algunos casos, como ocurre en este trabajo, suele ser imposible ver la geometría completa, así que sólo pueden visualizarse los diferentes planos 2D con el visor del código, con lo que se puede comprobar que el conjunto maniquí-sistema de detección se ha descrito de forma adecuada y sin errores de solapamientos o volúmenes sin definir.

SABRINA y VISED utilizan el mismo fichero de entrada que MCNPX y proporcionan una vista tridimensional de la geometría del problema. Otro de los programas que son utilizados para la visualización y construcción de geometrías para MCNPX es MCAM.

Es conveniente realizar una primera ejecución de control con un número bajo de historias para, en primer lugar, comprobar que no hay errores en la definición del problema y, en segundo lugar, tener una estimación del tiempo de cálculo requerido para obtener una cierta precisión en el resultado. Si el tiempo es muy elevado, es conveniente revisar el problema e introducir alguna técnica de reducción de varianza que mejore la eficiencia de cálculo.

Capítulo 2

Dosimetría física

En este capítulo, se describe el estudio dosimétrico realizado en un maniquí de tejido equivalente al tejido humano (tejido ICRU), para la radiación de los neutrones producidos por aceleradores de uso clínico de alta energía (10, 15, 18 y 20 MeV), que son utilizados para tratamientos de teleterapia. En particular se evalúa la fluencia, el espectro de energía, la dosis absorbida, y el equivalente de dosis debida a fotoneutrones, en diferentes puntos del maniquí, dentro y fuera del campo de tratamiento. Los resultados derivados de los estudios hechos en este capítulo han dado lugar al trabajo Martínez et al. (2010a).

2.1 Maniquí ICRU

El maniquí usado en este estudio corresponde a tejido ICRU (ICRU, 1989), tiene dimensiones $100 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$ y está compuesto por 10.1 % de H, 11.1 % de C, 2.6 % de N y 76.2 % de O. En algunos de nuestros cálculos este maniquí simula al paciente. La figura 2.1 muestra esquemáticamente la mitad de este maniquí, tal y como se utiliza en las simulaciones.

En gris oscuro, aparecen las celdas en las que se han llevado a cabo las determinaciones que como vemos son todas las del eje y las situadas en posiciones trasversales fuera del eje, entre 0 y 48 cm, y a 0.1, 5.5, 10.5 y 17.1 cm de profundidad. Con el fin de mejorar la estadística, la distribución de las celdas con la profundidad en el eje del haz de radiación aumenta proporcionalmente con la profundidad, desde $2.0 \times 2.0 \times 0.1 \text{ cm}^3$, en la superficie, hasta $2.0 \times 2.0 \times 2.4 \text{ cm}^3$, a 30 cm de profundidad. En todos los casos este maniquí se situó de manera que la distancia fuente superficie fue de 100 cm.

2.2 Descripción de los aceleradores

En este trabajo han sido estudiadas tres marcas de aceleradores. Los modelos simulados corresponden a los aceleradores Varian Clinac 2100 C/D para las configuraciones de 10,

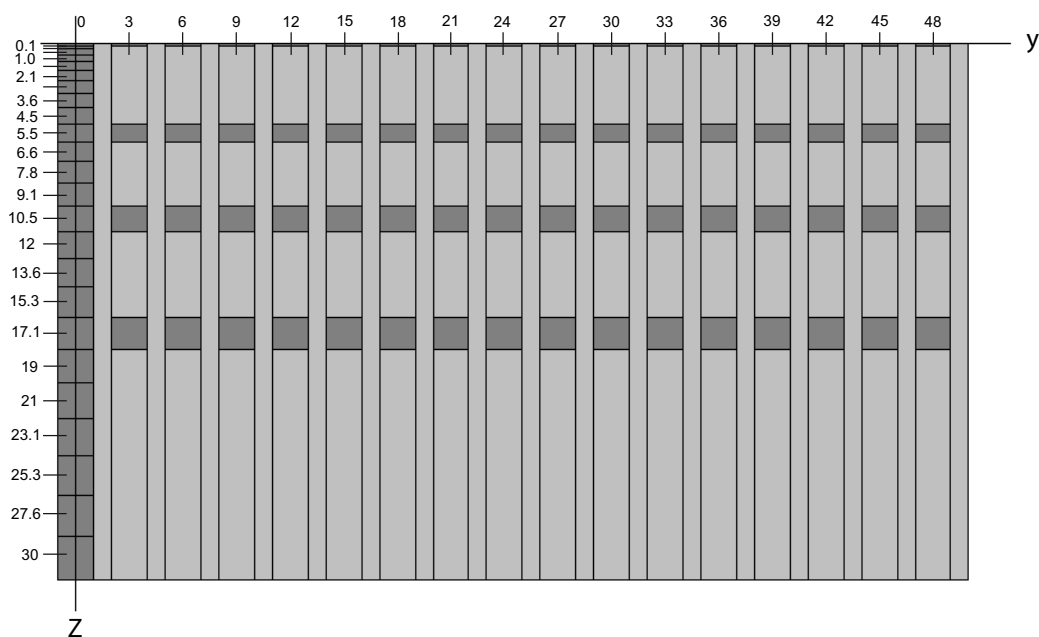


Figura 2.1: Esquema del maniquí ICRU indicando la posición de las celdas en dirección al eje de radiación z y posición de celdas fuera del eje y .

15, 18, y 20 MV, un Elekta Inor de 15 MV, un Elekta SL25 de 18 MV, un Siemens KDS de 18 MV y la configuración de electrones del acelerador Siemens KDS, para 18 MeV. Las geometrías fueron construidas de acuerdo con las especificaciones técnicas de los fabricantes y siguiendo algunas recomendaciones de trabajos previos. Tanto las mordazas como el sistema multiláminas (MLC), fueron ajustados en todos los casos hasta conseguir un campo de tratamiento de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con el que se realizaron todas las simulaciones.

Las diferencias entre marcas de aceleradores están relacionadas, principalmente, con los materiales usados en la construcción de cada una de las partes que integran el cabezal, como el blanco para la producción de rayos X, que normalmente va incrustado dentro de un material envolvente que por lo general es Cu, el filtro o filtros aplanadores, pues algunos modelos de los estudiados aquí integran un doble filtro aplanador construido por materiales diferentes según la marca, el MLC y las mordazas, que suelen ser construidas de W, y el blindaje exterior, que usualmente suele ser de Pb y Fe. Todos estos componentes, algunos en mayor proporción que otros, son responsables de la producción de neutrones en el cabezal del acelerador. Los materiales que componen cada uno de estos elementos y sus densidades para los aceleradores estudiados aquí se encuentran resumidos en la tabla 2.1.

Los materiales usados en la construcción de éstos componentes juegan un papel importante en la producción de neutrones en los diferentes modelos de aceleradores lineales. La evaluación de esta producción no puede despreciarse si se tiene en cuenta

Tabla 2.1: Materiales de los elementos que componen los diferentes cabezales de los aceleradores estudiados junto con su porcentaje y densidad.

		Siemens KDS	Elekta Inor	Elekta SL25	Varian Clinac		
		18 MV	15MV	18 MV	15 MV	18 MV	20 MV
blanco	materiales	Au	W/Re	W/Ni/Fe	W		
	composición [%]	100	90/10	95/3.75/1.25	100		
	densidad [g cm ⁻³]	19.3	19.4	18.0	19.3		
envolvente del blanco	materiales	Cu		Cu	Cu		
	composición [%]	100		100	100		
	densidad [g cm ⁻³]	8.96		8.96	8.96		
colimador primario	materiales	W	W/Ni/Fe	Pb/Sb	W		
	composición [%]	100	95/3.75/1.25	96/4	100		
	densidad [g cm ⁻³]	19.3	18.0	11.12	19.3		
filtro aplanador	materiales	Cr/Fe/Ni		Cr/Ni/Fe	W	Ta/Fe	
	composición [%]	18/74/8		18/74/8	100	-	
	densidad [g cm ⁻³]	8.03		8.03	19.3	16.65/7.874	
colimador secundario	materiales	W	W/Ni/Fe	Pb/Sb	W		
	composición [%]	100	95/3.75/1.25	96/4	100		
	densidad [g cm ⁻³]	19.3	18.0	11.12	19.3		
MLC	materiales		W/Ni/Fe	Pb/Sb	W		
	composición [%]		95/3.75/1.25	96/4	100		
	densidad [g cm ⁻³]		18.0	11.12	19.3		
mordazas	materiales	W	W/Ni/Fe	Pb/Sb	W		
	composición [%]	100	95/3.75/1.25	96/4	100		
	densidad [g cm ⁻³]	19.3	18.0	11.12	19.3		

que estos equipos producen del orden de 10^{12} neutrones por Gy de tratamiento (Followill et al., 2003). Por otro lado se ha de mostrado en estudios anteriores (Mao et al., 1997; Pena et al., 2005; Becker et al., 2007; Ma et al., 2008; Kry et al., 2008) que efectivamente los materiales usados definen la producción neutrónica por su respectivo umbral a las reacciones fotonucleares. Por ejemplo, se observa que los modelos Varian usan para la construcción de los elementos del cabezal (ver tabla 2.1) materiales con Z más elevados que los utilizados por los demás modelos. Este aspecto se verá reflejado en la producción de neutrones en los diferentes cabezales.

El mecanismo que permite la generación de neutrones es principalmente la reacción (γ, n) , que depende de la energía incidente de los fotones sobre estos materiales. El umbral de energía del fotón incidente para que se produzca este tipo de reacción es de 7.6, 6.2, 6.7, 13.1, 7.6 y 8.1 MeV para Ta, W, Pb, Al, Fe, y Au, respectivamente (McCall et al., 1979), que son los principales componentes del blanco, filtro aplanador, mordazas, sistemas MLC y blindajes de los diferentes equipos estudiados. Es decir que el mecanismo de fotoproducción está plenamente garantizado para aceleradores con energías mayores de 10 MV.

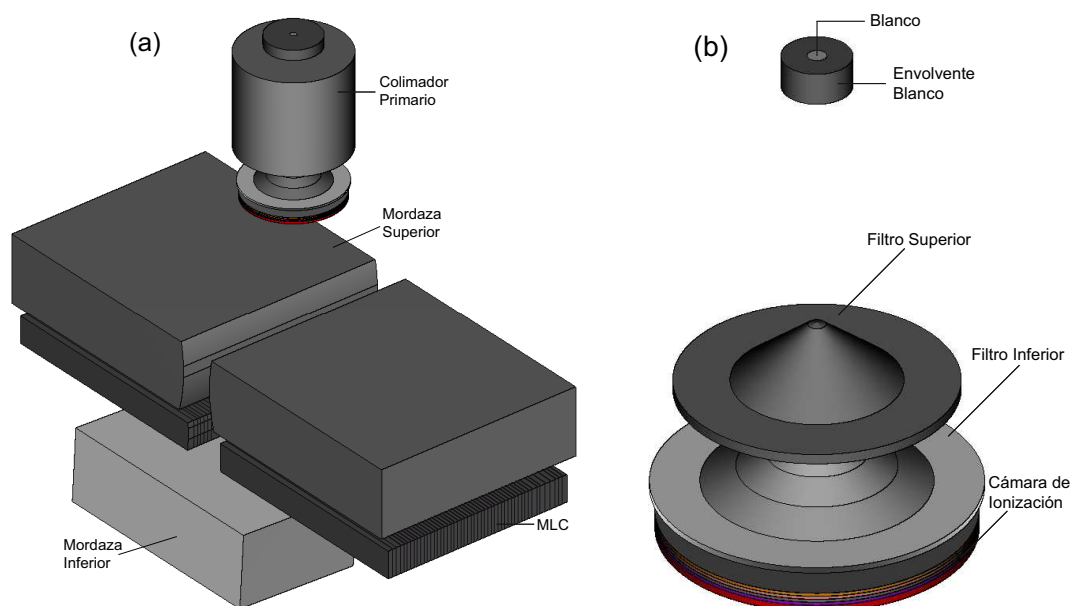


Figura 2.2: Geometría con SABRINA de los aceleradores Elekta SL

En el panel (a) de la figura 2.2 se muestra la geometría de los aceleradores Elekta Inor y Elekta SL25. En este caso, las geometrías de los dos equipos tienen las mismas características en cuanto a dimensiones de los distintos elementos; las diferencias se encuentran en los materiales usados en la construcción del blanco, sistema MLC y mordazas como se puede ver en la tabla 2.1. En el panel (b) de la figura 2.2 se muestran

el blanco (de 1 mm de diámetro) y su envoltente junto con el sistema de doble filtro aplanador, construidos de acero inoxidable.

Cada uno de los aceleradores estudiados requiere un proceso de sintonización previo, con el fin de establecer la energía de los electrones incidentes adecuada para los cálculos. Este proceso se lleva a cabo mediante comparación entre las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) simuladas y las experimentales, suministradas estas últimas por cada uno de los servicios de radiofísica de los hospitales en los que se encuentra el respectivo modelo estudiado. Sin embargo, para los modelos Varian Clinac 2100 C/D de 10 MV y 20 MV, que no fue posible conseguir los PDD experimentales.

El proceso comienza calculando para valores de la energía alrededor del valor de energía nominal del acelerador. Para cada una de estas energías se calcula la magnitud $TPR_{20,10}$, que es la magnitud recomendada por los protocolos de dosimetría basados tanto en patrones de kerma en aire como en patrones de dosis absorbida en agua (Schulz et al., 1983; IPSM, 1990; IAEA, 2000). Esta magnitud se define como la razón de las dosis absorbidas en el eje del haz a 20 cm y a 10 cm de profundidad en un maniquí de agua, obtenidas con una distancia fuente detector constante de 100 cm y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en la posición del detector. Una vez determinados los valores de $TPR_{20,10}$ para las energías consideradas se establece una recta de calibrado de la que es posible obtener la energía de sintonización a partir del valor experimental de $TPR_{20,10}$.

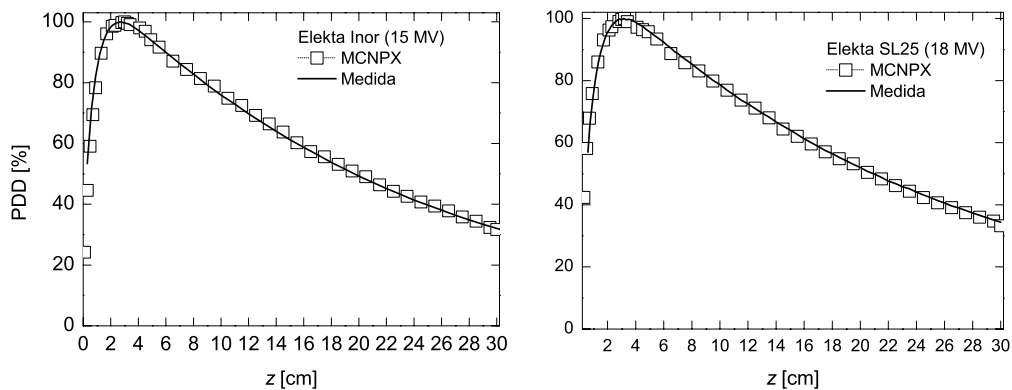


Figura 2.3: Comparación de los PDD calculados con MCNPX para los aceleradores Elekta Inor de 15 MV (izquierda) y Elekta SL25 de 18 MV (derecha) con los medidos experimentalmente.

En la figura 2.3 se comparan los PDD experimentales, que fueron medidos en los hospitales Ramón y Cajal de Madrid y Hospital Río Hortega de Valladolid, con los obtenidos tras la sintonización para los aceleradores Elekta Inor de 15 MV y SL25 de 18 MV. Como vemos el acuerdo es excelente.

A partir del PDD simulado se extrae el valor de la dosis máxima debida a fotones que suministra el acelerador en la región del *build-up*. En el caso de los aceleradores Elekta, estos valores máximos son 6.06×10^{-16} y 1.09×10^{-15} Gy de fotones por electrón emitido, y se encuentran a 3.0 y 3.2 cm de profundidad, respectivamente. Estas profundidades

están en buen acuerdo con las establecidas en el BIR-25 (1996) para aceleradores de estas energías. Los valores de dosis encontrados en el *build-up* son el valor de referencia respecto del cual se expresa el equivalente de dosis debida a fotoneutrones.

Digamos, para terminar, que para los modelos Elekta, el haz de electrones incidente sobre el blanco es simulado mediante una gaussiana de 13.77 MeV de valor medio y 0.8 MeV de FWHM para el Elekta Inor, y 16.1 MeV y 1.5 MeV, para el Elekta SL25.

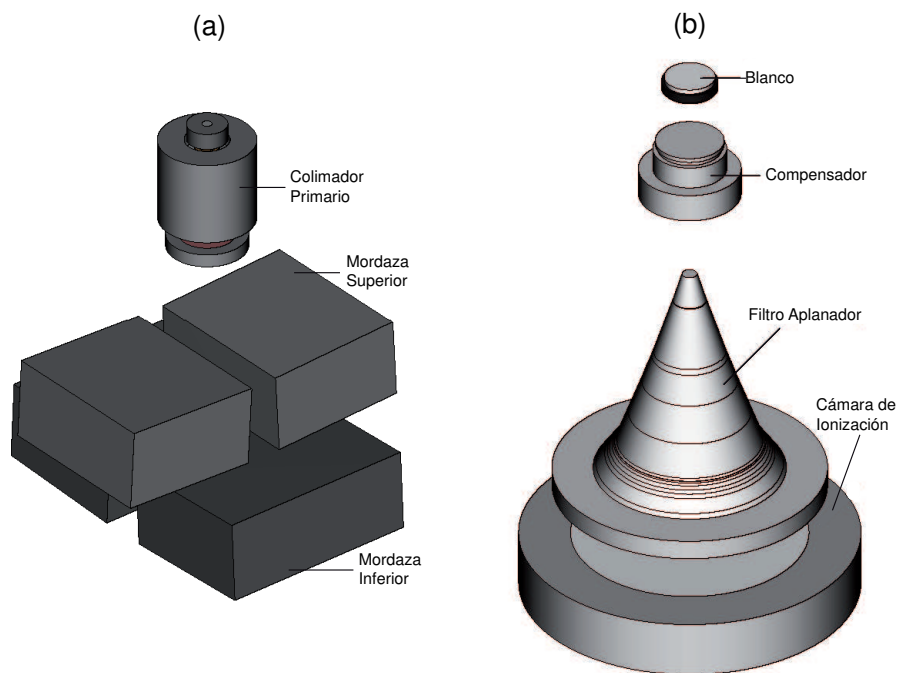


Figura 2.4: Geometría con SABRINA del acelerador Siemens KDS, configuración 18 MV de fotones.

El siguiente acelerador estudiado es el Siemens Mevatron KDS. Como ya se ha dicho antes, en este modelo se consideraron dos configuraciones, una para tratamientos con fotones de 18 MV y otra para tratamientos con electrones de 18 MeV. Esta segunda configuración ha sido incluida para estudiar la producción de neutrones en las configuraciones para tratamientos con electrones, ya que en estudios previos se ha concluido que es muy baja frente a la producción fotonuclear (Scott et al., 1955; NCRP-79, 1984; Konefal et al., 2008).

En el acelerador Siemens KDS en la configuración de 18 MV (figura 2.4), el haz de electrones que impacta sobre el blanco (también de 1 mm de diámetro) se ha simulado mediante una gaussiana de 13.5 MeV de valor medio y 1.5 MeV de FWHM. Esta energía es seleccionada, previa sintonización del acelerador mediante el PDD experimental suministrado por el Hospital Universitario San Cecilio de Granada (figura 2.5). Este modelo de acelerador no está equipado con sistema MLC. La máxima dosis debida a fotones que suministra este acelerador en la región del *build-up* es de 4.48×10^{-15} Gy

de fotones por electrón emitido y se encuentra a 3.2 cm de profundidad.

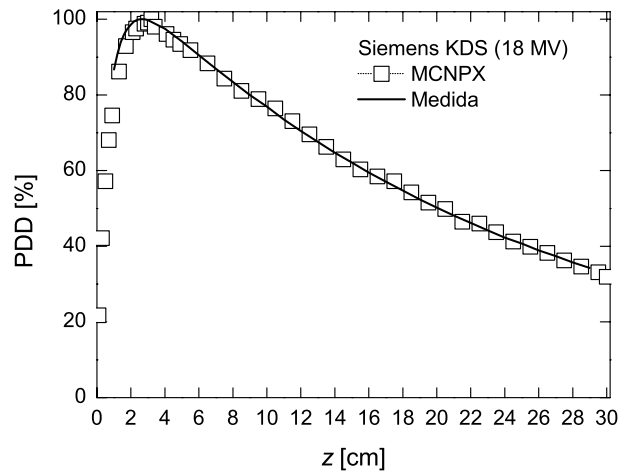


Figura 2.5: Comparación del PDD calculado con MCNPX para el acelerador Siemens KDS de 18 MV y el medido experimentalmente.

En el panel (a) de la figura 2.4 se muestra la distribución de los principales componentes del acelerador; en el panel (b) se muestran los componentes internos al colimador primario que consta de un filtro aplanador de acero y está provisto de un compensador de aluminio, cuando se trabaja con altas energías.

La segunda configuración estudiada para el acelerador Siemens KDS, que es la configuración para tratamientos con electrones de 18 MeV, puede verse en la figura 2.6.

El haz de electrones que impacta sobre la ventana de Ti, que tiene 1 mm de diámetro, es simulado mediante una gaussiana de 18 MeV de valor medio y 1.2 MeV de FWHM. La energía de sintonización fue fijada mediante el PDD experimental suministrado por el Hospital Universitario San Cecilio de Granada, y su comparación se muestra en la figura 2.7. El proceso de sintonización es similar al seguido para las configuraciones de fotones, pero ahora el parámetro que se ha utilizado es R_{50} . La máxima dosis debida a electrones que suministra este acelerador en la región del *build-up* es de 1.22×10^{-13} Gy de electrones por partícula emitida, y se encuentra a 3.1 cm de profundidad.

En el panel (a) de la figura 2.6 se muestran los principales componentes del acelerador. A diferencia de las configuraciones de fotones, en las configuraciones de electrones no hay blanco. En cambio este modelo cuenta con dos láminas de Ti refrigeradas con agua sobre las que impacta el haz de electrones, una lámina dispersora de Au y una segunda lámina dispersora de Al. Son precisamente éstos, y eventualmente las mordazas, los principales componentes que consideramos podrían generar la escasa producción neutrónica. En el panel (b) de la misma figura se muestran a mayor escala estos componentes.

El último acelerador estudiado y uno de los más comúnmente encontrados con energías duales de 6 y 15 MV o bien de 6 y 18 MV, es el acelerador Varian Clinac

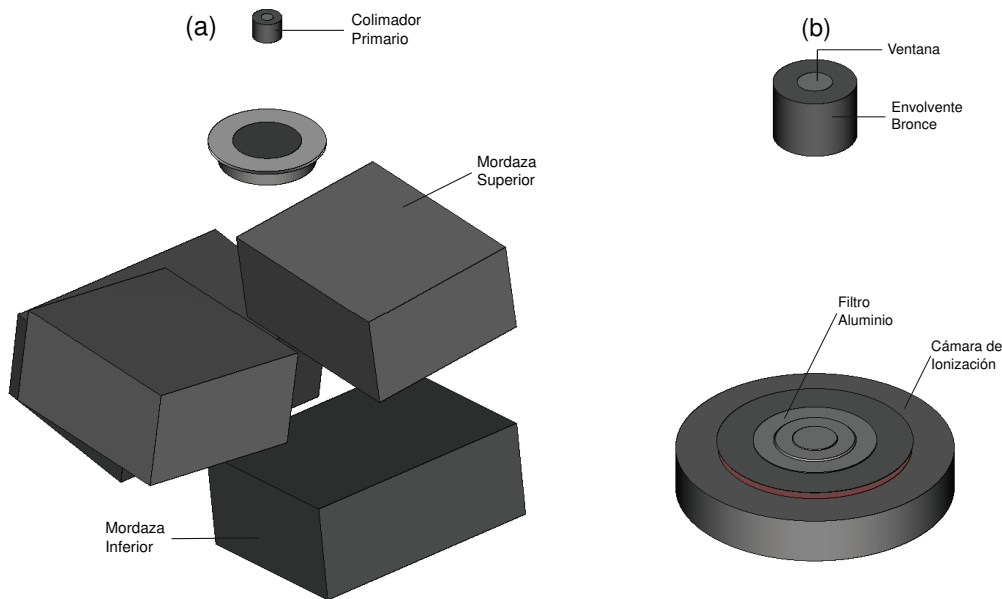


Figura 2.6: Geometría con SABRINA del acelerador Siemens KDS, configuración 18 MeV de electrones.

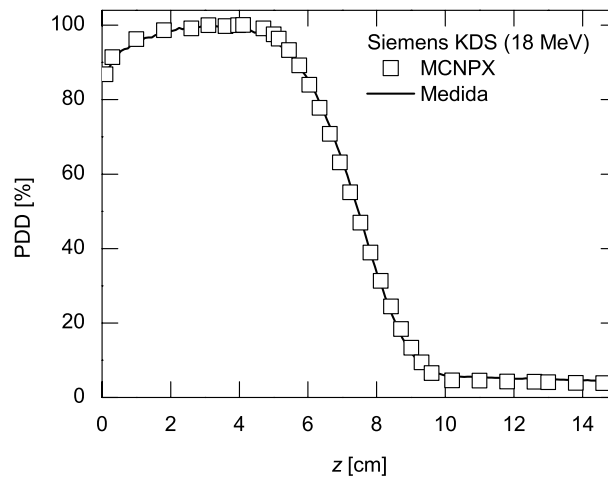


Figura 2.7: Comparación del PDD calculado con MCNPX para el acelerador Siemens KDS de 18 MeV y el medido experimentalmente.

2100 C/D. En la figura 2.8 se muestra la geometría correspondiente a las configuraciones de 10, 15, 18 y 20 MV de fotones. En este caso el haz de electrones que incide sobre el blanco de 1 mm de diámetro es simulado, respectivamente, mediante un haz monodireccional y monoenergético de 10.5, 15.04, 18.3 y 20.5 MeV. Estas energías se obtienen en la sintonización de cada uno de los aceleradores, mediante comparación con los PDDs experimentales, que fueron suministrados por el Hospital Clínico Universitario de Valladolid (para 15 MV) y por el Hospital Virgen de las Nieves de Granada

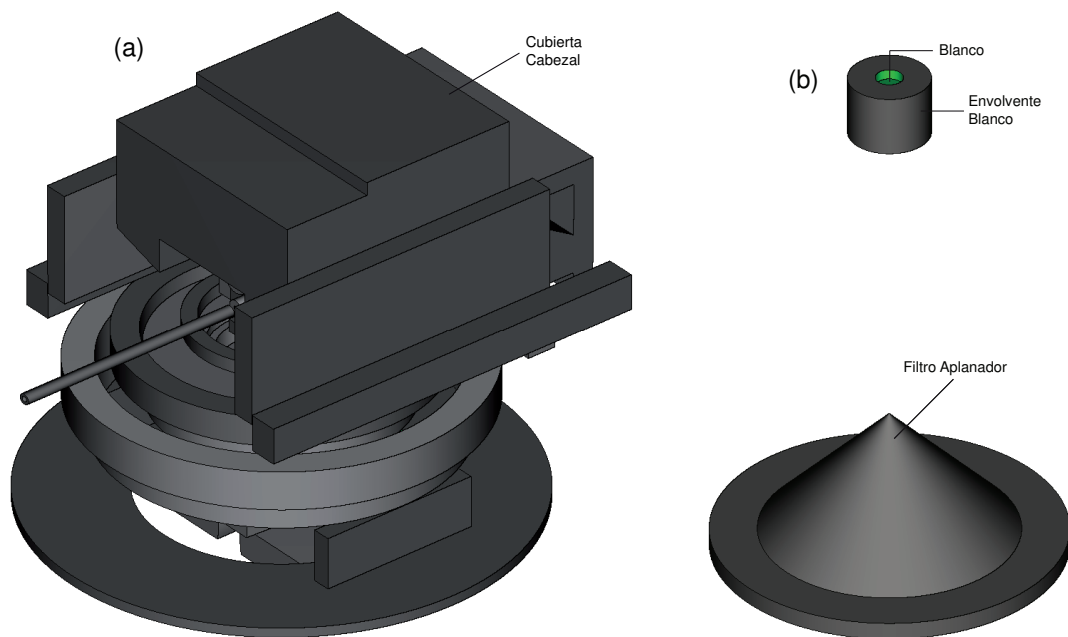


Figura 2.8: Geometría con SABRINA de los aceleradores Varian Clinac 2100C/D.

(para 18 MV). Las energías de sintonización para los aceleradores de 10 y 20 MV fueron tomadas de Mao et al. (1997), quienes simularon estos modelos. Las máximas dosis debidas a fotones que suministran estos aceleradores en la región del *build-up* son de 2.78×10^{-16} , 4.85×10^{-16} , 6.57×10^{-16} y 1.18×10^{-15} Gy de fotones por electrón emitido, y se encuentran a 2.8, 3.0, 3.2, y 3.4 cm de profundidad, respectivamente, para las cuatro configuraciones analizadas.

En la figura 2.9 se muestran los diferentes PDDs de sintonización para cada uno de los aceleradores Varian estudiados.

Como vemos en el panel (a) de la figura 2.8, la geometría conserva las mismas dimensiones para las cuatro configuraciones estudiadas, excepto por los materiales usados en los componentes (ver tabla 2.1). En el panel (b) se muestran, a mayor escala, el blanco y su envolvente y el filtro aplanador. Estos aceleradores están equipados de sistema MLC, al igual que los modelos Elekta estudiados.

Es importante señalar en este caso que la geometría usada en las simulaciones fue construida a partir de 93 cuerpos geométricos entre los que se incluyen conos, cilindros, esferas, conos truncados, paralelepípedos, prismas triangulares, pirámides triangulares, y pirámides cuadrangulares. Se incluyó, en algunas simulaciones, la cubierta de blindaje del acelerador. Para los demás modelos estudiados no fue posible conseguir datos relativos a las dimensiones de dicha cubierta, por lo que la cubierta exterior del blindaje del Varian fue usada en el acelerador Elekta para el cálculo del equivalente de dosis ambiental y personal, considerando que los materiales usados por las diferentes marcas

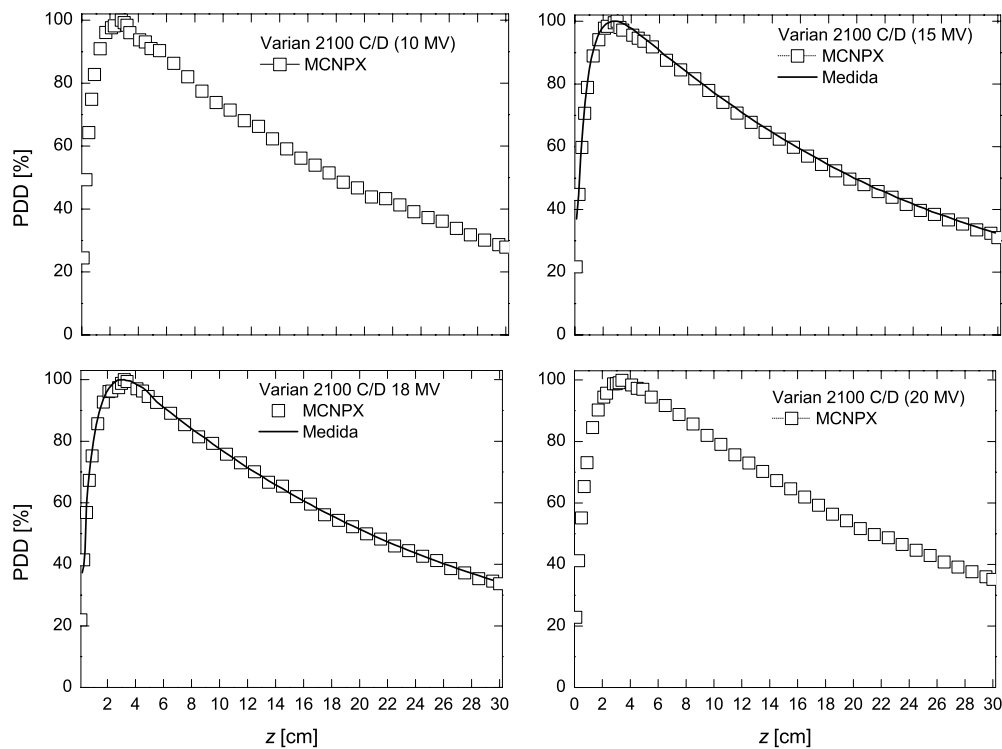


Figura 2.9: PDD calculados con MCNPX, para los aceleradores Varian Clinac 2100 C/D de 10, 15, 18, y 20 MV. Los correspondientes a 15 y 18 MV se comparan con los medidos experimentalmente.

para el blindaje del cabezal son similares. En lo que sigue hemos denominado geometrías completas a aquéllas en las que se ha incluido esta cubierta de blindaje. Cuando no sea así nos referiremos a la correspondiente geometría como simplificada

El objetivo de estudiar geometrías completas y geometrías simplificadas obedece a los planteamientos entorno al blindaje de los aceleradores ante la radiación de neutrones. Trabajos como el de Mao et al. (1997) establecen diferencias mínimas en cuanto a usar geometrías simplificadas y geometrías completas para el cálculo de fotoneutrones. Esto ha hecho que la mayoría de autores consideren geometrías simplificadas de los aceleradores usados en este tipo de cálculos (Ongaro et al., 2000; Lin et al., 2001; Chibani y Ma, 2003; Zanini et al., 2004b; Pena et al., 2005; Barquero et al., 2005a; Mesbahi, 2006). En este trabajo, y aprovechando que se dispone de la geometría completa de los aceleradores Varian Clinac 2100 C/D, hemos estudiado la influencia de la cubierta de blindaje.

2.3 Simulación Monte Carlo

Como ya se ha dicho antes, una vez llevada a cabo la sintonización de cada acelerador se busca, a partir del PDD simulado, la profundidad a la cual se obtiene el máximo

de dosis absorbida debida a fotones en la región del *build-up*. Este valor se utiliza de referencia para expresar todos los cálculos referidos aquí a dosimetría de neutrones.

2.3.1 Fluencia de neutrones en un maniquí de tejido ICRU

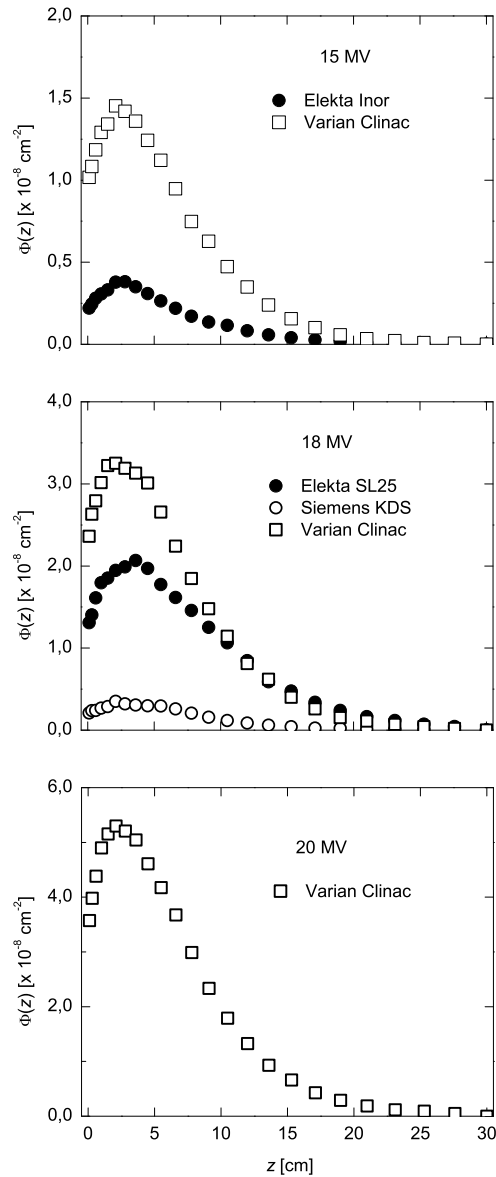


Figura 2.10: Fluencia de neutrones por electrón emitido en función de la profundidad en el maniquí de tejido ICRU, para cada uno de los aceleradores. $z = 0$ corresponde a la superficie del maniquí.

En primer lugar se calculó la fluencia de neutrones debida a cada uno de los aceleradores como función de la profundidad en el maniquí en el eje de radiación.

En la figura 2.10 se muestran los resultados obtenidos para los seis aceleradores es-

tudiados en este trabajo. Los cuadrados blancos corresponden a los aceleradores Varian, los círculos negros a los aceleradores Elekta y los círculos blancos al acelerador Siemens. Los resultados han sido agrupados en cada panel de acuerdo a la energía. Como vemos, la forma de la curva de fluencia en función de la profundidad en el maniquí es similar en todos los aceleradores. Las diferencias entre ellos se han resumido en la tabla 2.2 donde se muestran los máximos valores de fluencia, ϕ_{\max} , y la profundidad a la cual se alcanza este máximo, d_{\max} . Como vemos, esta profundidad varía entre 2.03 y 2.55 cm en todos los casos excepto para el Elekta SL25 de 18 MV para el cual el máximo se sitúa en 3.61 cm.

Tabla 2.2: Fluencia máxima, ϕ_{\max} y profundidad a la que se alcanza este máximo, d_{\max} , para los distintos LINACs estudiados.

LINAC	ϕ_{\max} [neutrons \cdot cm $^{-2}$ \cdot electron $^{-1}$]	d_{\max} [cm]
Siemens KDS 18 MV	$0.37 \cdot 10^{-8}$	2.20
Elekta Inor 15 MV	$0.39 \cdot 10^{-8}$	2.55
Elekta SL25 18 MV	$2.07 \cdot 10^{-8}$	3.61
Varian Clinac 15 MV	$1.46 \cdot 10^{-8}$	2.32
Varian Clinac 18 MV	$3.25 \cdot 10^{-8}$	2.03
Varian Clinac 20 MV	$5.30 \cdot 10^{-8}$	2.22

La fluencia máxima de neutrones crece con la energía para los aceleradores del mismo modelo. Como vemos, la fluencia máxima en el Varian de 20 MV es 1.6 veces mayor que en el Varian de 18 MV y en el Varian de 18 MV y en éste es 2.2 veces mayor que en el Varian de 15 MV. La diferencia es aún mayor entre los Elekta, en los que la fluencia máxima del SL25 es 5.3 veces mayor que la del Inor. Por otro lado, los modelos Varian Clinac muestran una fluencia considerablemente mayor que la de los modelos Elekta y Siemens de la misma energía. De hecho el máximo de fluencia del Varian Clinac de 18 MV es 1.6 veces mayor que el del SL25 de 18 MV y 5.6 veces mayor que el encontrado en el Siemens KDS de 18 MV. Para energías de 15 MV, la máxima fluencia encontrada en el Varian Clinac es 3.7 veces mayor que la fluencia encontrada para el Elekta Inor.

La producción de neutrones debida a fotones en cada acelerador parece estar vinculada a los elementos materiales del blanco y, en menor proporción, a los restantes elementos del cabezal. Como se observa en la tabla 2.1, el blanco en el caso de los Varian Clinac es de W, en el Siemens KDS es de Au, mientras en los modelos Elekta es una mezcla de W y otros elementos más ligeros. Además, el filtro aplanador, tanto en el KDS como en los modelos Elekta están hechos de materiales más ligeros que los filtros de los Varian Clinac. Las mandíbulas y multilaminas incluyen materiales pesados en todas las linacs analizados.

Los neutrones emitidos desde el blanco presentan energías promedio de entre 1 y 1.5

MeV. A estas energías, la probabilidad de captura de neutrones es insignificante y los neutrones sufren principalmente colisiones elásticas (con hidrógeno), perdiendo energía hasta que se convierten en neutrones térmicos. Debido a esto se produce un aumento de la fluencia hasta alcanzar el máximo a una profundidad de entre 2-3 cm. Cuando se alcanza este máximo, el espectro de neutrones está más termalizado y empiezan a desaparecer neutrones por procesos de captura, $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ y $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$, mucho más probables a energías térmicas, y la fluencia se reduce monótonamente con la profundidad. Se puede considerar que a partir de 2-3 cm de profundidad, en general, la fluencia neta disminuye de forma moderada con un espesor de semirreducción de entre 7 y 10 cm; sin embargo existe también una cierta dependencia de las dimensiones del maniquí.

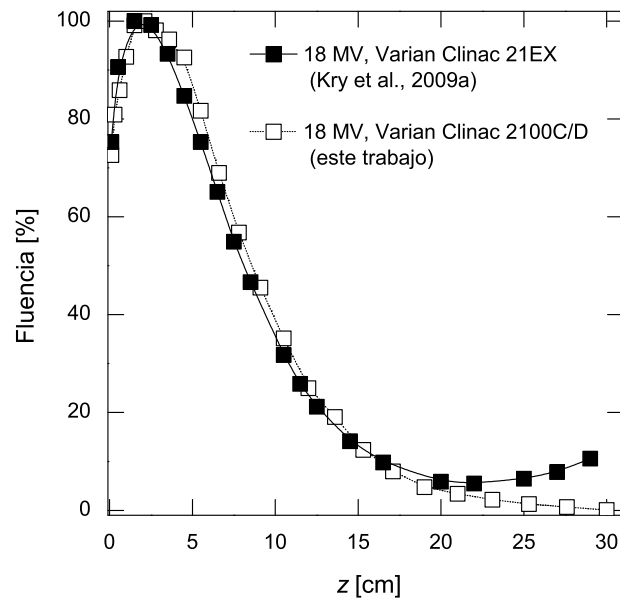


Figura 2.11: Comparación de la fluencia de neutrones en un acelerador Varian Clinac 21EX a 18 MV (Kry et al., 2009a) y la obtenida para un acelerador Varian Clinac 2100C/D, en este estudio.

En la figura 2.11 se compara la fluencia para dos modelos diferentes de aceleradores, de la misma marca, operados a 18 MV. Por un lado se muestran los resultados de Kry et al. (2009a) para un acelerador Varian Clinac 21EX (cuadrados negros). Por otro, los resultados que hemos obtenido aquí para el Varian Clinac 2100C/D. En ambos casos los valores de fluencia están normalizados con respecto al máximo.

El maniquí usado en los dos cálculos es de tejido ICRU y de las mismas características geométricas y, como vemos, se tiene cierto acuerdo hasta 17 cm, pero; para puntos más profundos, próximos a la base del maniquí, se observa un aumento en la curva de Kry et al. (2009a). Este hecho puede deberse a que en su simulación se incluye la mesa de tratamiento, pudiendo producirse retrodispersión de neutrones en la misma, que podrían

contribuir a la fluencia total en la zona más profunda del maniquí.

2.3.2 Maniquí ICRU como fuente de neutrones

Seguidamente hemos estudiado el comportamiento del maniquí ICRU como posible fuente adicional de neutrones. El efecto puede ser estudiado si se calcula la fluencia de neutrones justo antes del maniquí y dentro del mismo. Para tal fin se ubica un detector en aire a 10 cm de la superficie del maniquí, en el eje del haz, y otro a 1 cm dentro del maniquí, también en el eje del haz. Este es el mecanismo seguido para el cálculo en todos los casos.

Los espectros de energía encontrados se muestran en la figura 2.12, en la que los histogramas con líneas continuas corresponden al espectro en aire, mientras los histogramas con líneas punteadas corresponden al espectro dentro del tejido ICRU.

Podemos destacar algunos aspectos importantes. Se observa, en todos los casos, que el pico más acusado a alta energía corresponde al espectro de fluencia en aire. Este pico se debe a los neutrones rápidos que son emitidos directamente desde el cabezal.

La energía de estos neutrones rápidos está dentro del rango de energía de entre 0.1 y 2 MeV propuesto por NCRP-79 (1984) e ICRU-40 (1986), excepto en el caso del acelerador Elekta SL25 de 18 MV, que emite neutrones significativamente más energéticos que los demás aceleradores estudiados.

Se observa también que a bajas energías el pico térmico en tejido es mayor que el pico térmico en aire, en todos los casos. Este comportamiento obedece al aumento de neutrones térmicos que son originados por la interacción de los neutrones rápidos principalmente con el hidrógeno del maniquí. El intervalo de energía térmico puede considerarse, según la figura 2.12, entre 19 meV y 0.28 eV para todos los aceleradores estudiados.

Entre estos dos picos descritos que presentan los espectros, aparecen los neutrones epitérmicos, con energías entre 0.28 eV y 350 keV, tanto para aire como para tejido.

En general se observa que al pasar del aire al maniquí se produce, en todos los aceleradores, una considerable disminución de neutrones rápidos y el consiguiente aumento, en todos los casos, tanto de neutrones térmicos como de neutrones epitérmicos. Se concluye así que el maniquí se comporta como una fuente directa de neutrones térmicos, debido a su elevado contenido de ^1H , exactamente el 11.1 % del total del maniquí ICRU, con un umbral de producción térmica de sólo 2.2 MeV (D'Errico et al., 2001).

2.3.3 Dosis absorbida debida a neutrones

Para matizar la “calidad” de la radiación absorbida por el maniquí ICRU, se calculó el *kerma*, que estima la radiación absorbida por el medio si hay equilibrio de partículas cargadas y que en adelante llamaremos dosis absorbida, $D(z)$.

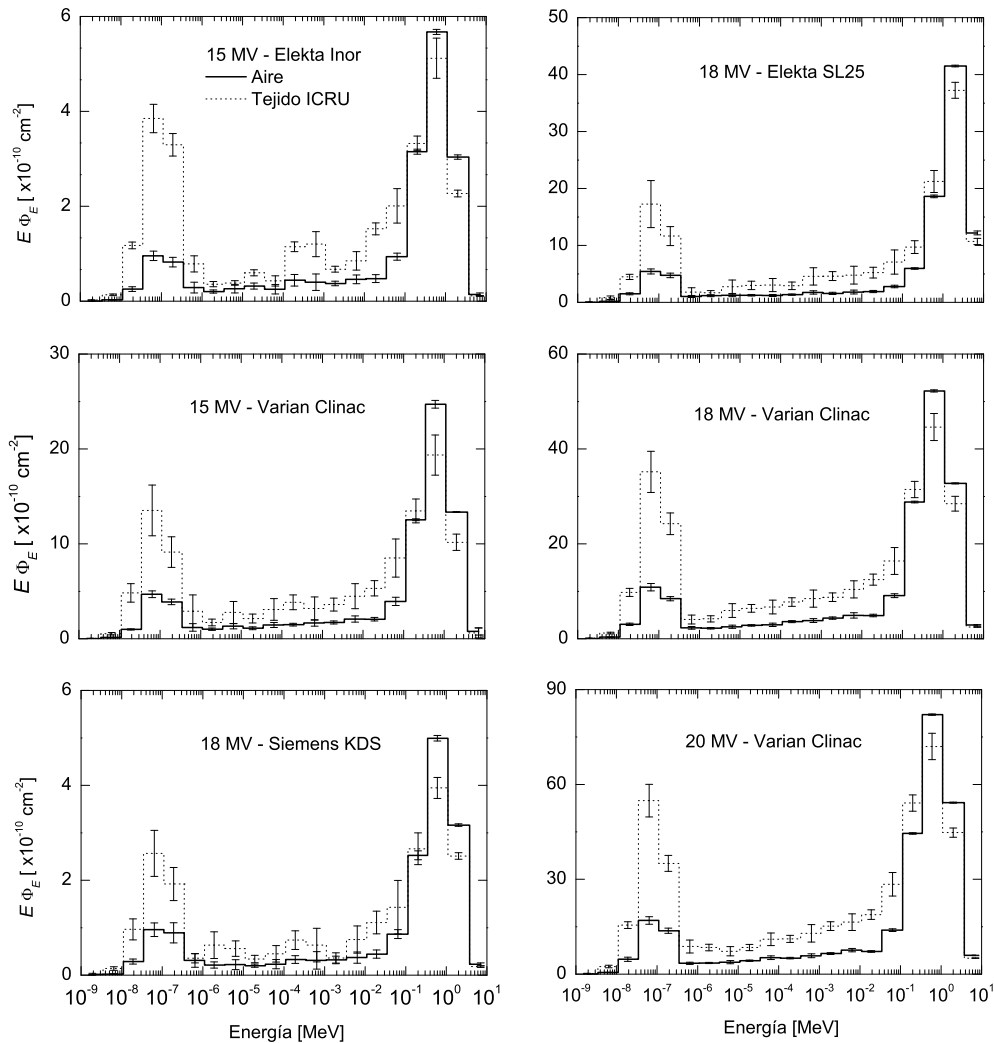


Figura 2.12: Espectro energético de los neutrones en aire, a 1 cm por encima del maniquí (líneas continuas) y, a 1 cm dentro del maniquí (líneas de puntos).

La $D(z)$ debida a neutrones se determinó para todos los aceleradores. Los valores obtenidos para las distintas configuraciones se muestran en la figura 2.13. La dosis absorbida debida a neutrones en cada caso está normalizada al máximo de dosis absorbida debida a fotones (figura 2.10); sin embargo, se observa que la dosis absorbida es ligeramente mayor en el acelerador Varian Clinac de 18 MV que en el de 20 MV, aunque la fluencia es mayor para este último. Esto se debe a que los valores de dosis absorbida debida a neutrones están normalizados al máximo de dosis absorbida debida a fotones.

Como podemos ver en la figura 2.13, en la superficie del maniquí, que simularía la piel, la dosis absorbida para cada configuración es diferente. En el caso del Varian de 15 MV es 6.2 veces mayor que para el Elekta Inor, en el caso del Varian de 18 MV es 1.7 veces mayor que para el Elekta SL25 y 7 veces mayor que para el Siemens KDS.

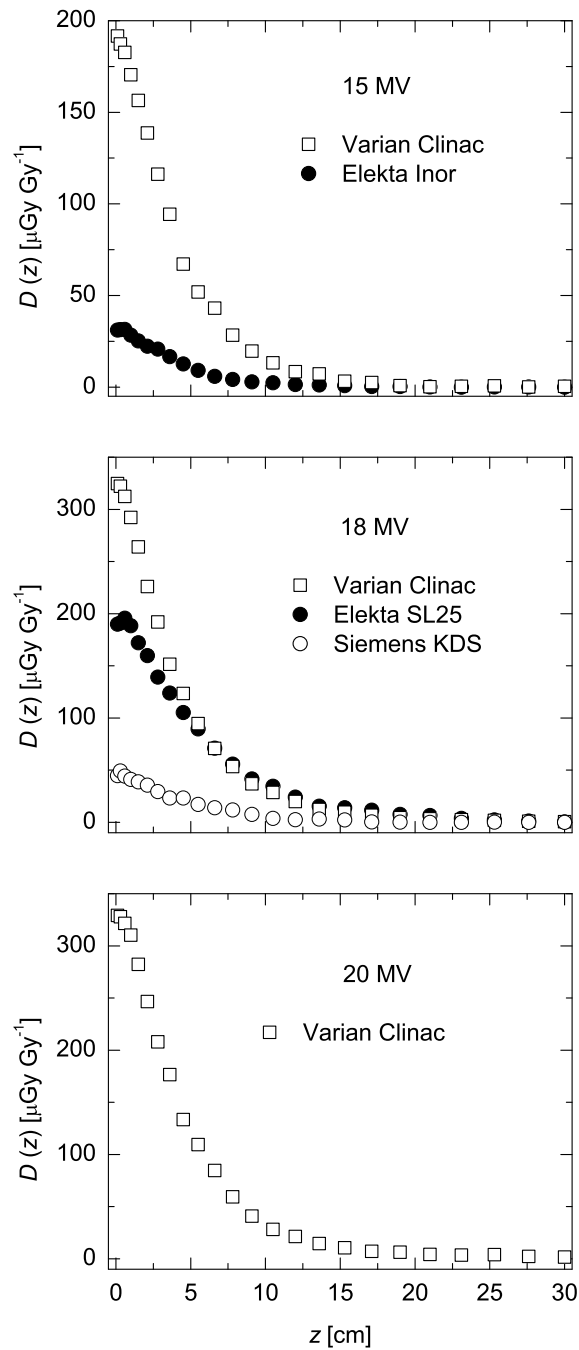


Figura 2.13: Dosis absorbida debida a neutrones en función de la profundidad en tejido ICRU, para los diferentes aceleradores. Los valores están normalizados al máximo de dosis absorbida debida a fotones.

La dosis absorbida se reduce con la profundidad en todos los casos. Para caracterizar esta reducción, se ha determinado la profundidad en el tejido a la cual la dosis absorbida se reduce en un 10% con respecto al valor en piel. Para los modelos Varian, esta profundidad es de ~ 9.5 cm. En el caso de los modelos Elekta muestran bastante

diferencia: ~ 8.5 cm para el linac Inor y ~ 12.5 cm para el SL25. Por último, para el KDS se encontró que esa distancia es de ~ 10 cm.

Estas diferencias tan marcadas están relacionadas, como venimos argumentando, con los materiales de Z alto usados en la construcción de los principales componentes de los equipos, lo que redundará en la mayor o menor generación de reacciones fotonucleares.

La dosis absorbida disminuye exponencialmente en los primeros 15 cm en todos los casos, confirmando que, en un tratamiento convencional con un acelerador lineal, los órganos que estén más cerca de la superficie recibirán una mayor dosis debida a neutrones que los órganos más profundos.

2.3.4 Equivalente de dosis debido a neutrones.

Debido a que la cantidad de radiación absorbida puede causar efectos biológicos muy diferentes, en función del tipo de partícula o agente que produzca la radiación, el valor de la dosis absorbida D se suele multiplicar por los factores de calidad asociados a la radiación de neutrones, para hallar la equivalencia en energía absorbida debida a este tipo de radiación. La cantidad resultante se denomina equivalente de dosis, H .

El equivalente de dosis es la cantidad que realmente determina el daño biológico al tejido. Los cálculos de H son expresados en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, es decir, relativos a la máxima dosis absorbida debida a fotones que suministra cada acelerador en la región del *build-up* y luego convertidos a *Unidades Monitor* (UM), siendo 1 UM= 1 cGy. De acuerdo con Kry et al. (2009a), tenemos:

$$H = \sum_E D(E) \cdot Q_n(E), \quad (2.1)$$

donde $D(E)$ es la dosis absorbida en tejido, debida a neutrones y calculada a partir del *tally* 6 de MCNPX, y $Q_n(E)$ es el factor de calidad para neutrones de energía E , en el medio material correspondiente, en nuestro caso tejido ICRU (Siebert and Schuhmacher, 1995).

Igualmente H puede calcularse a partir del espectro de fluencia mediante

$$H = \sum_E \Phi(E) \cdot k(E) \cdot Q_n(E), \quad (2.2)$$

donde $\Phi(E)$, es la fluencia de neutrones, calculada mediante *tally* 4 de MCNPX, $k(E)$ es el factor de kerma para neutrones de energía E en tejido, calculados por Caswell et al. (1980), y $Q_n(E)$ son los factores de calidad para H, C, N, y O, calculados por (Siebert and Schuhmacher, 1995). El producto $\Phi(E) \cdot k(E)$, representa la dosis absorbida $D(E)$.

En la figura 2.14, se muestran los valores del equivalente de dosis calculados para los aceleradores estudiados, calculados con la ecuación (2.1). Si consideramos la celda de la superficie de dimensiones $2.0 \times 2.0 \times 0.1$ cm³, que simularía la piel de espesor 0.1

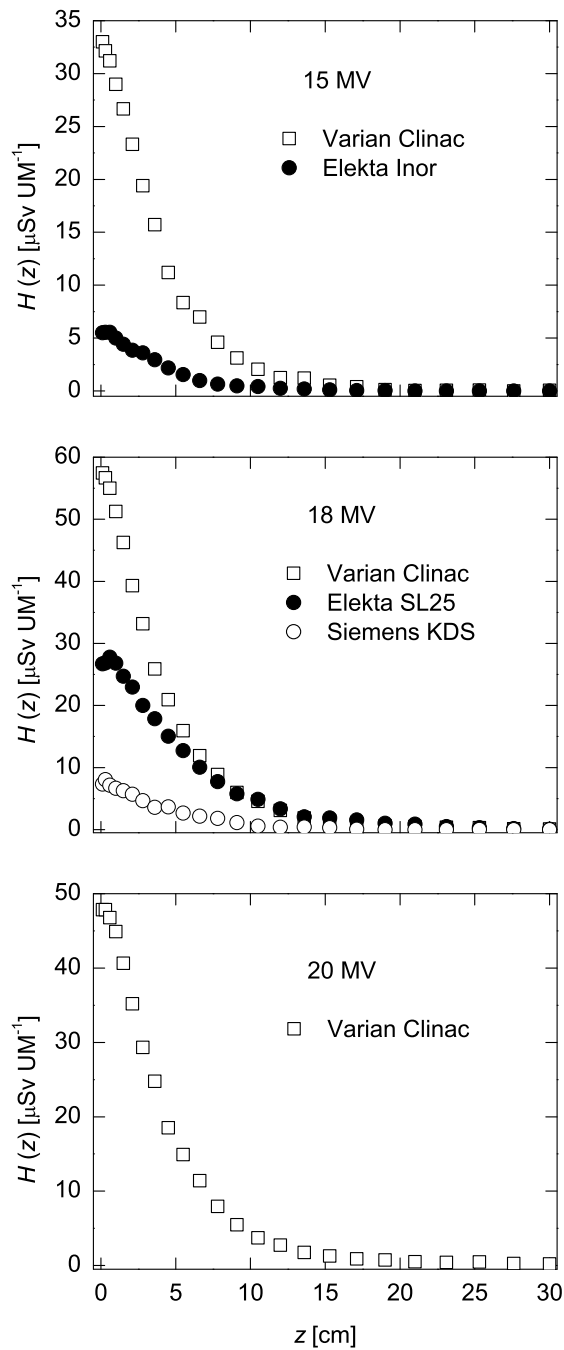


Figura 2.14: Equivalente de dosis por unidad monitor en función de la profundidad según la dirección del haz incidente.

cm, podemos calcular el equivalente dosis que recibiría esta pequeña porción de tejido debido a cada acelerador que es 5.49, 7.34, 26.71, 33.01, 47.8 y 57.4 $\mu\text{Sv/UM}$ para los equipos Elekta Inor, Siemens KDS, Elekta SL25 Varian Clinac de 15, 20 y 18 MV, respectivamente. Como puede verse el mayor valor corresponde al acelerador Varian

Clinac de 18 MV y el menor al Elekta Inor seguido del acelerador Siemens KDS. Se observa además que $H(z)$ disminuye apreciablemente después de 20 cm de profundidad en todos los casos.

El comportamiento mostrado por $H(z)$ en función de la profundidad en el maniquí sugiere una dependencia exponencial, lo que permite ajustar a los datos una función de la forma:

$$H(z) = H_0 \exp(-\lambda \cdot z), \quad (2.3)$$

donde H_0 es el máximo del equivalente de dosis en superficie y z indica la profundidad. Los resultados obtenidos de este ajuste se resumen en la tabla 2.3.

Un primer aspecto importante que merece señalar es el hecho de que los valores de λ son bastante similares en todos los casos, oscilando entre 0.178 y 0.263 cm^{-1} . Ambos coeficientes H_0 y λ dependen del espectro primario de neutrones que se producen en primera generación en el blanco y en el filtro aplanador de cada equipo por reacciones fotón-neutrón, que a su vez depende de la energía de los electrones que inciden en el blanco y desde luego de los componentes del blanco. El coeficiente λ depende de los fenómenos de interacción de estos neutrones primarios con el tejido ICRU, siendo predominante la dispersión elástica con hidrógeno.

Tabla 2.3: Valores de los parámetros de ajuste de la función 2.3 obtenidos para el equivalente de dosis correspondiente a cada uno de los linacs analizados en este trabajo. Se indica también χ^2 por grado de libertad.

	H_0 [$\mu\text{Gy} \cdot (\text{UM})^{-1}$]	λ [cm^{-1}]	χ^2
Varian Clinac 15 MV	37.0±0.9	0.263±0.007	1.45
Elekta Inor 15 MV	6.3±0.2	0.26±0.01	1.18
Varian Clinac 18 MV	64.0 ±1.0	0.251±0.004	1.52
Elekta SL25 18 MV	31.0±0.9	0.178±0.006	2.26
Siemens KDS 18 MV	8.5±0.3	0.224±0.009	0.95
Varian Clinac 20 MV	54.5±1.3	0.242± 0.006	2.81

La sección eficaz de colisión elástica del hidrógeno con los neutrones depende de forma inversa de la energía de éstos, siendo de 0.3 cm^{-1} para 1 MeV y entre 0.1 y 0.2 cm^{-1} para 3 MeV. Obsérvese la similitud de éstos valores con el coeficiente λ mostrado en los ajustes para todas las curvas en la tabla 2.3.

En la figura 2.15 se comparan los equivalentes de dosis en profundidad obtenidos para tres aceleradores Varian operando a 18 MV: el Clinac 2100 C/D estudiado por nosotros, el Clinac 21EX considerado por Kry et al. (2009a) y un Varian genérico simulado por D'Errico et al. (2001) mediante un haz monoenergético de neutrones incidiendo perpendicularmente en agua. Aquí los valores de $H(z)$ se han normalizado al máximo,

H_{\max} . Como vemos, nuestros resultados (cuadrados blancos) están ligeramente por encima de los de los otros autores en la zona de profundidad intermedia, entre 5 y 10 cm, aproximadamente.

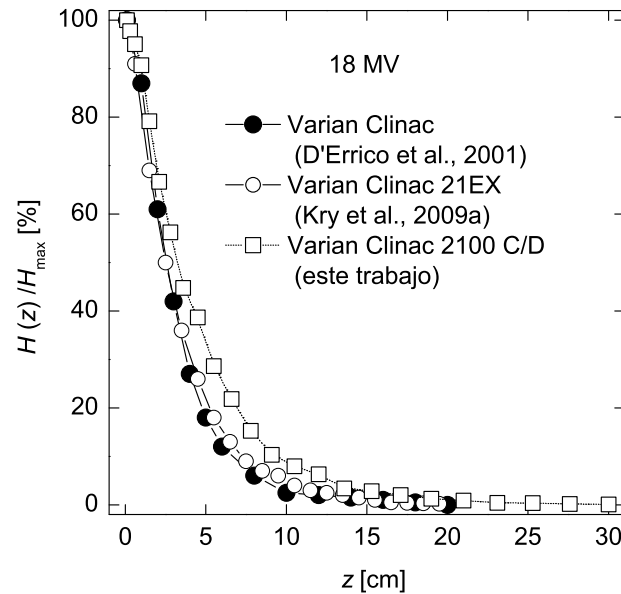


Figura 2.15: Comparación del equivalente de dosis normalizado al máximo, debido a neutrones calculado en este trabajo, con los resultados publicados por D'Errico et al. (2001) y Kry et al. (2009a).

Estas diferencias pueden estar relacionadas con los siguientes aspectos. El acelerador estudiado por Kry et al. (2009a) es un Varian Clinac 21EX, equipado con un MLC Milenium de 120 láminas. En nuestro caso, el MLC es uno de 80 láminas. Pero además de esta diferencia, la energía de sintonización obtenida por Kry et al. (2009a) fue de 18.0 MeV, que difiere de la fijada en nuestro caso (18.3 MeV). Esta diferencia en la energía de los electrones iniciales produce variaciones en la dosis absorbida debida a fotones γ , más concretamente, en su valor en el isocentro, lo que, como ya se ha visto antes, puede dar lugar a diferencias en los valores de H .

Las diferencias con el cálculo de D'Errico et al. (2001) son más evidentes ya que estos autores, como se ha indicado, consideran un haz monoenergético de neutrones de 0.24 MeV incidiendo sobre agua. Tanto el hecho de que el material de maniquí sea diferente, como el que no se haya considerado el espectro real de los neutrones incidentes en él, son aspectos muy relevantes.

Analizamos ahora el perfil de H fuera del eje del haz. Esto es importante debido a que, en un tratamiento real, el paciente recibe radiación neutrónica en todo el cuerpo, como se mostrará en el siguiente capítulo. En la figura 2.16 se muestran los resultados de los perfiles del equivalente de dosis como función de la distancia desde el eje central, a

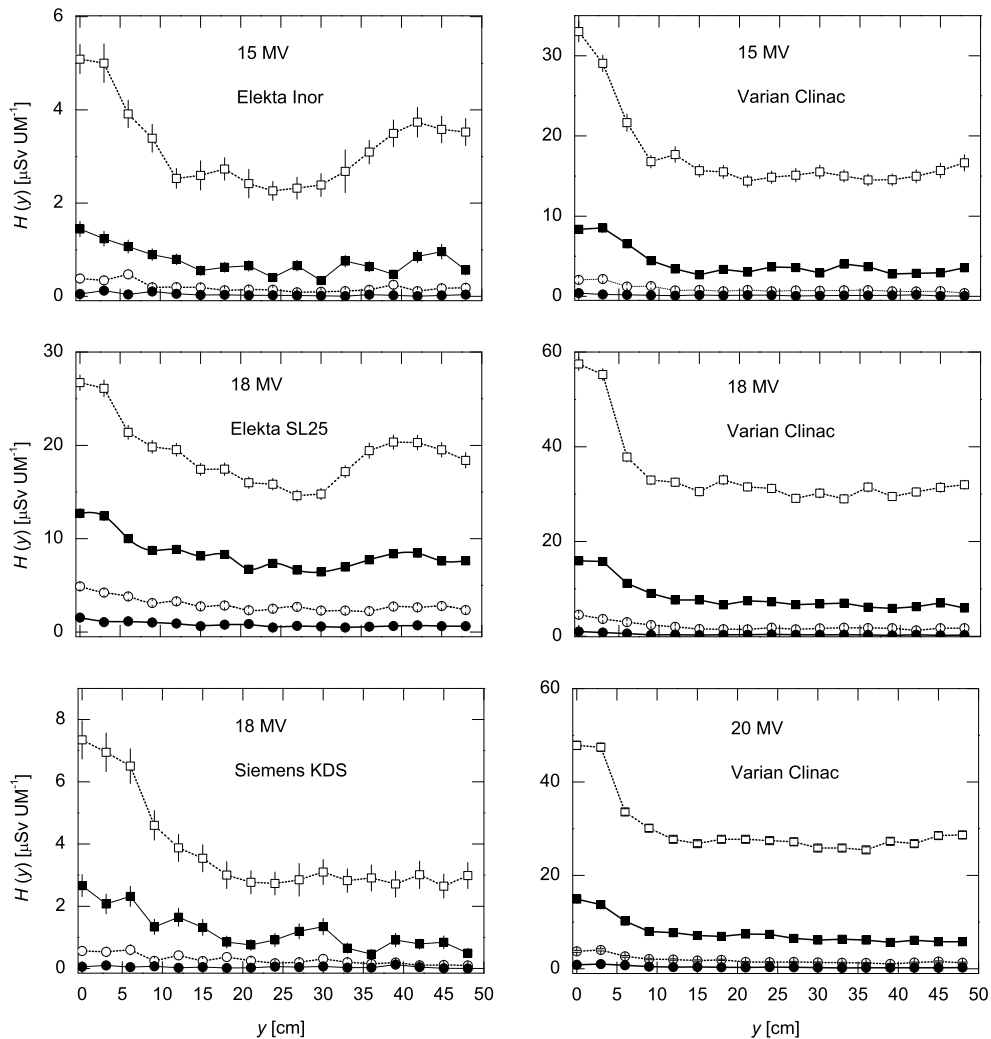


Figura 2.16: Perfiles de H a profundidades de 0.1 (cuadrados blancos), 5.5 (cuadrados oscuros), 10.5 (círculos blancos) y 15.3 (círculos oscuros) cm dentro del maniquí, en dirección transversal al eje del haz.

profundidades de 0.1 (cuadrados blancos), 5.5 (cuadrados oscuros), 10.5 (círculos blancos) y 15.3 (círculos oscuros) cm en el maniquí ICRU y para los diferentes aceleradores estudiados.

En todos los casos se observa una tendencia general: el equivalente de dosis se reduce rápidamente en unos pocos centímetros de distancia desde el eje del haz, hasta alcanzar cierta uniformidad. La región en la cual se produce dicha reducción depende del tipo de acelerador, pero está fundamentalmente relacionada con el tamaño de campo de radiación. En efecto una parte importante de H es transferida por neutrones con energías entre 200 keV y la máxima energía disponible, 1-3 MeV. Para distancias mayores a 5 cm fuera del eje del haz (recordemos que nuestro campo de radiación es de $10 \times 10 \text{ cm}^2$), los neutrones no llegan directamente al maniquí, sino que deben atravesar las mordazas

y en general el blindaje. Esto produce una reducción de su energía que dependerá de los materiales componentes del cabezal y de la distancia que deben atravesar dentro de estos materiales.

En el caso de los aceleradores Elekta, el equivalente de dosis se incrementa a distancias superiores a 30 cm fuera del eje, lo que no ocurre en los demás aceleradores, al menos con tanta claridad. Cabe señalar aquí que los linacs Elekta analizados presentan un doble filtro aplanador, a lo que se suma también el hecho de que una parte de su sistema de colimación secundario está orientado perpendicularmente al eje de radiación (ver figura 2.2), lo que no ocurre con los demás equipos.

Digamos para terminar que el equivalente de dosis tiende a ser mucho más uniforme y más pequeño cuando la profundidad en el maniquí crece. Este es un aspecto importante que debe tenerse en cuenta para el cálculo de los equivalentes de dosis en órganos.

2.3.5 Comparación de simulaciones y medidas experimentales

Si analizamos los cálculos Monte Carlo y las mediciones experimentales se observan diferencias que pueden explicarse si se tienen en cuenta los grandes problemas existentes a la hora de medir la fluencia de neutrones. La sensibilidad de los detectores empleados depende considerablemente de la energía de los neutrones y ello influye notablemente en la determinación experimental del equivalente de dosis H .

En la figura 2.17 se comparan mediciones experimentales de H realizadas con detectores de burbuja y detectores de trazas CR-39 por D'Errico et al. (1998b, 2001) y por Lin et al. (2007) en agua, con cálculos Monte Carlo del equivalente de dosis en función de la profundidad en la dirección del eje central. En el panel inferior se muestran los resultados para aceleradores de 18 MV junto con los resultados obtenidos en nuestros cálculos para los aceleradores Varian Clinac, Elekta SL25 y Siemens KDS y en el panel superior los correspondientes a los aceleradores de 15 MV.

Para el acelerador Siemens Primus de 15 MV se observa que las medidas de Lin et al. (2007) en superficie son similares a los resultados de los cálculos hechos para el Varian Clinac de 15 MV de este trabajo; sin embargo, con el aumento de la profundidad, estos resultados experimentales presentan valores muy superiores a los obtenidos por D'Errico et al. (1998b, 2001), que son algo más consistentes con los cálculos Monte Carlo realizados en este trabajo, sobre todo para 15 MV.

Esta es la situación general para todos los sistemas de medida empleados sin que se tenga a la fecha el detector ideal que pueda dar respuesta en todo el rango de energía deseado. Es aquí donde Monte Carlo una vez más se convierte en la herramienta adecuada para este tipo de estudios.

En la figura 2.18 comparamos los perfiles del equivalente de dosis $H(y)$ medidos con los calculados en este estudio, en función de la distancia al eje de incidencia, y , para varios aceleradores de 15 (panel superior) y 18 (panel inferior) MV.

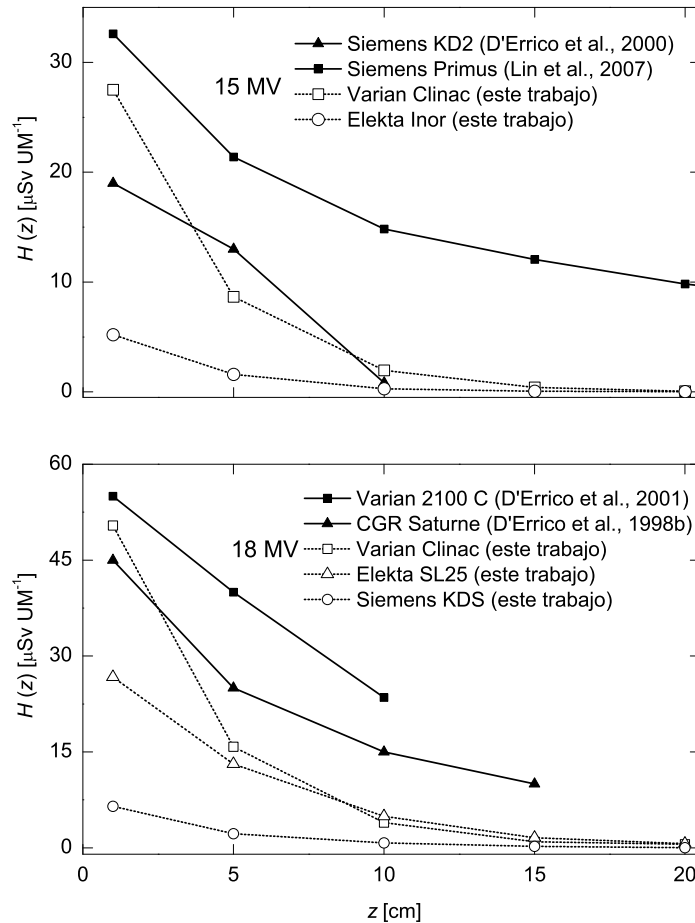


Figura 2.17: Equivalente de dosis H en función de la profundidad calculado en aceleradores de 15 y 18 MV, comparados con mediciones en un Siemens Primus de 15 MV (Lin et al., 2007), en un Siemens KD2 de 15 MV (D'Errico et al. 2000), en un Varian Clinac 2100 C de 18 MV (D'Errico et al., 2001) y en un CGR Saturne de 18 MV (D'Errico et al., 1998b).

El comportamiento del perfil de $H(y)$ es muy similar en todos los casos, con disminución rápida en los primeros 10 cm, a partir de la cual se tienen pequeñas variaciones, excepto en los aceleradores Siemens KDS de 18 MV y Elekta INOR de 15 MV, debido a su escasa producción de fotoneutrones, según se ha demostrado anteriormente.

En el panel superior se observa alguna concordancia entre los resultados experimentales para el acelerador Siemens Primus y los de las simulaciones correspondientes al acelerador Varian Clinac analizado en este estudio. Esto hace pensar que los detectores de burbuja BD-PND usados presentan respuestas aceptables en superficie, como lo mencionáramos antes, lo que no ocurre con los detectores de burbuja BDT usados en profundidad para la medición de neutrones térmicos por Lin et al. (2007). En general se observa que a partir de los 10 cm fuera del eje, $H(y)$ presenta pequeñas variaciones, comportamiento muy similar al encontrado en los perfiles estudiados en la figura 2.16.

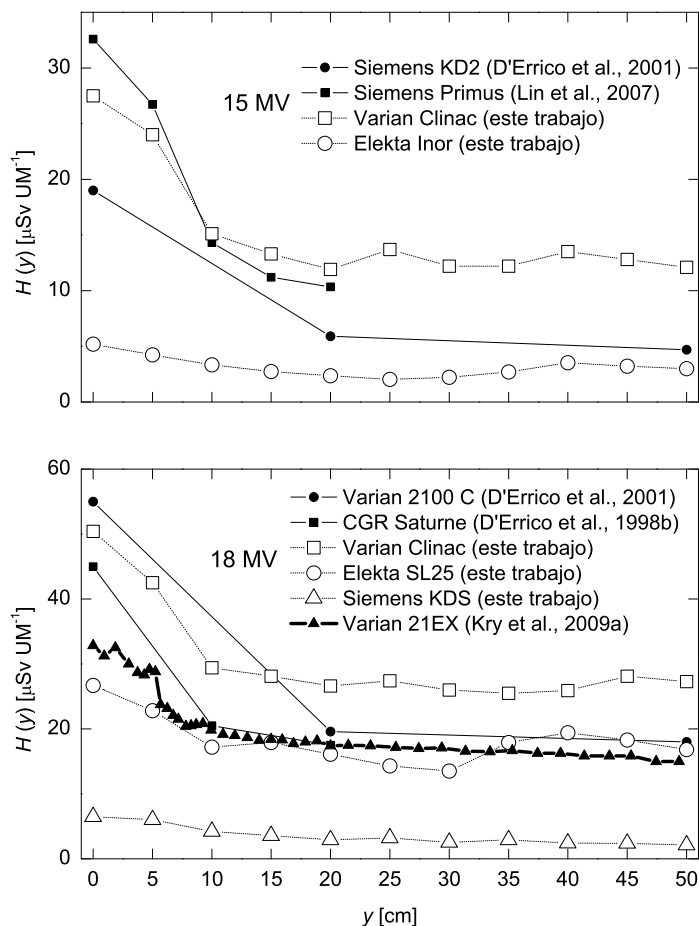


Figura 2.18: Perfiles del equivalente de dosis a $z = 1$ cm dentro del maniquí ICRU, como función de la distancia transversal y al eje del haz, para linacs de 15 y 18 MV, comparados con mediciones para un Siemens Primus de 15 MV (Lin et al., 2007), para un Siemens KD2 de 15 MV (D'Errico et al., 2001), Varian Clinac 2100C de 18 MV (D'Errico et al., 2001) y CGR Saturne de 18 MV (D'Errico et al., 1998b) y con los cálculos para un Varian Clinac 21EX de 18 MV (Kry et al., 2009a).

2.3.6 Producción de neutrones en aceleradores para tratamientos con electrones

Hasta este punto hemos conseguido demostrar que la producción de fotoneutrones en ningún caso puede ser despreciada y que, además, está condicionada al tipo o modelo de acelerador usado y a la energía de operación.

Con el objeto de comprobar y corroborar la escasa producción de neutrones en aceleradores usados para tratamientos con electrones, se ha hecho el mismo estudio que el realizado para los aceleradores en configuración de fotones para el acelerador Siemens KDS en la configuración de 18 MeV de electrones, siendo éste el único acelerador del que se tienen datos relativos a su geometría (que ya ha sido descrita con detalle en la

figura 2.6). El maniquí y todas las condiciones de simulación fueron exactamente las mismas usadas en las simulaciones con fotones.

Cabe esperar que el equivalente de dosis H en estas configuraciones sea muy pequeño, ya que la producción de neutrones está gobernada por las reacciones (e, n) cuya probabilidad de ocurrencia es muy baja comparada con la reacción (γ, n) ; por lo tanto, la producción de neutrones en este caso se realiza también vía reacciones (γ, n) , donde ahora los fotones que intervienen son los producidos en las interacciones electrónicas con los elementos del cabezal del acelerador. Se usó en este cálculo un campo de $25 \times 25 \text{ cm}^2$; esto permitió analizar con más certeza las premisas planteadas, debido a que se produce un aumento de H en la medida que el campo de tratamiento aumenta (Kry et al., 2009a).

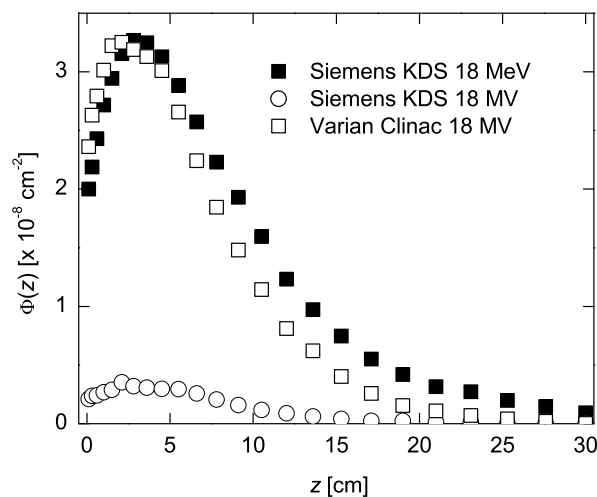


Figura 2.19: Fluencia de neutrones en acelerador Siemens KDS de 18 MeV, comparada con la fluencia de neutrones de los aceleradores Siemens KDS de 18 MV y Varian Clinac de 18 MV.

El primer estudio realizado consistió en calcular la fluencia de neutrones sobre el eje del haz y en función de la profundidad en el maniquí. Los resultados encontrados son comparables con los obtenidos para la configuración de 18 MV de fotones del acelerador Varian Clinac, como se observa en la figura 2.19. También se muestra en la misma gráfica la fluencia obtenida para la configuración de 18 MV de fotones del Siemens KDS, que como ya vimos es la más baja de todos los aceleradores estudiados.

Este resultado no parece coherente con los planteamientos hechos, pues no se esperaba obtener una fluencia de neutrones tan elevada. Como vemos, la fluencia de neutrones en superficie es hasta 10 veces superior a la fluencia en superficie del mismo acelerador en 18 MV. Pero esto no es todo, ya que es importante conocer el espectro de energía que tienen los neutrones generados.

En la figura 2.20 se comparan los espectros en aire y tejido producidos por el acele-

rador en este modo de electrones. De los espectros podemos sacar algunas conclusiones importantes. En primer lugar, el pico de alta energía es muy pequeño comparado con el de los espectros obtenidos para los aceleradores en modo de fotones (ver figura 2.12). El pico térmico en aire resulta mayor que el pico de altas energías en aire, contrariamente a lo que sucede con los espectros en el modo de fotones de todos los aceleradores estudiados. Esto indica que casi la totalidad de neutrones que emergen del cabezal son térmicos o epitérmicos, con una muy baja producción de neutrones rápidos.

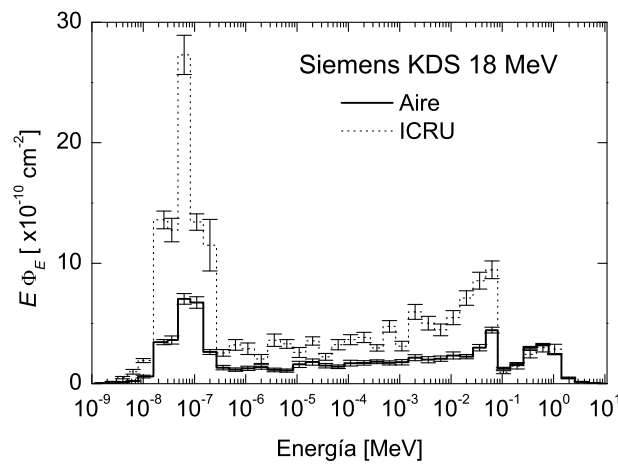


Figura 2.20: Espectro de fluencia de neutrones por electrón emitido para acelerador Siemens KDS operando en modo de electrones a 18 MeV.

El espectro en tejido presenta un pico de alta energía de muy baja fluencia, que disminuye muy poco respecto al obtenido en aire debido a los pocos neutrones rápidos que inciden. La fluencia de neutrones térmicos y epitérmicos se ve aumentada considerablemente, observándose un pico acusado que podría dar lugar, al menos en principio, a alguna aportación de H en los tratamientos.

En este caso los neutrones se pueden estar generando principalmente en la lámina dispersora de Au, cuya energía mínima para que existan reacciones fotonucleares es de 8.1 MeV; sin embargo, las láminas de Ti que componen la ventana de entrada del haz de electrones pueden estar haciendo un importante aporte en la producción, si se tiene en cuenta que con haces de electrones superiores a 14 MeV se consiguen reacciones de foto-desintegración en estos materiales (Scott et al., 1955; Sherwood y Turchinets, 1962). También, aunque con escasa probabilidad de fotoproducción, el filtro de Al hace algún aporte a la producción neutrónica, para el que son necesarios fotones con energías superiores a 13.1 MeV. Queda claro entonces con estos resultados, que la producción de neutrones es tan alta como la que se presenta en aceleradores de fotones, pero que los neutrones generados aquí son mucho menos energéticos que los generados en los aceleradores de fotones.

Para analizar la dosis que pueden estar impartiendo estos aceleradores, se calculó el

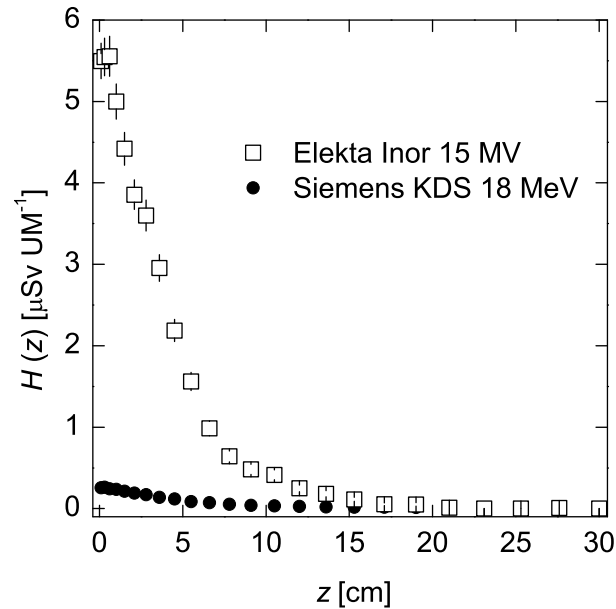


Figura 2.21: Equivalente de dosis $H(z)$, en tejido ICRU, debido a neutrones producidos en acelerador Siemens KDS 18 MeV, comparado con los valores obtenidos para un acelerador Elekta SL INOR de 15 MV.

$H(z)$, en profundidad y en la dirección del eje central. La figura 2.21 muestra los resultados obtenidos. Como comparación se muestra la curva de $H(z)$ del acelerador Elekta Inor, que es el que menos equivalente de dosis produce. Tal como se puede apreciar, los valores de $H(z)$ correspondientes a este acelerador son muy inferiores a los de los aceleradores para tratamientos con fotones.

Se puede concluir, por tanto, que la contribución a la dosis que recibe el paciente de los neutrones producidos en los aceleradores clínicos en modo de electrones es prácticamente despreciable.

Capítulo 3

Dosimetría clínica

En las últimas décadas han ocurrido mejoras sustanciales en el campo de la radioterapia, debido al desarrollo tecnológico en imagen y equipos que permiten una mejor distribución de la dosis impartida a los pacientes. Pero también existe la preocupación por tener una mejor comprensión de los procesos radiobiológicos, para tener control local en los inaceptables efectos secundarios, ya que son y seguirán siendo de interés para la comunidad científica y para la propia práctica radioterápica. Las dosis debidas a neutrones, que son recibidas por pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia, constituyen uno de los efectos secundarios que presenta especial interés debido al riesgo de provocar en el paciente neoplasias secundarias a largo plazo (Barquero et al., 2005a; Harrison, 2007; Kry et al., 2009b).

El código MCNPX ha sido ampliamente utilizado para este tipo de cálculos (Barquero et al., 2005a; Chibani y Ma, 2003; Harrison, 2007; Kry et al., 2009a). En algunos de estos trabajos no se utiliza en las simulaciones una descripción detallada de los elementos del cabezal del acelerador, componentes que contribuyen a la producción de neutrones o la moderación de los neutrones producidos; sólo son involucrados en las geometrías los principales componentes como el blanco, mordazas, colimador primario, filtros, y sistemas de colimación, que son simulados como bloques a los que se atribuyen las principales fuentes de fotoneutrones (Mao et al., 1997; Pena et al., 2005; Kry et al., 2008; Ma et al., 2008).

Por otra parte, muchos de estos estudios simulan al paciente usando modelos antropomórficos que se basan en simplificaciones de maniqués matemáticos (Eckerman et al., 1996, Olsher y Van Riper, 2005), para estimar la exposición a neutrones en los pacientes. Adicional a este hecho, sólo se han venido calculando dosis absorbidas y equivalentes de dosis en los 22 órganos y tejidos considerados previamente por ICRP-103 (2007), para la evaluación de riesgos estocásticos.

En este trabajo se ha utilizado la geometría detallada del cabezal de uno de los aceleradores lineales estudiados en el capítulo anterior, usado en un tratamiento de radioterapia, junto con maniqués voxelizados que simulan de forma realista el cuerpo

humano. Usando MCNPX, determinamos la dosis absorbida en todos los órganos de referencia de dos maniqués, que representan a un hombre y a una mujer, sometidos a un tratamiento pélvico con un acelerador Varian Clinac 2100C/D operado a 18 MV. La dosis absorbida es usada para estimar posteriormente el equivalente de dosis en órganos. Parte de los resultados presentados en este capítulo figuran en el trabajo Martínez et al. (2010b).

3.1 Maniqués numéricos.

Dado que los equivalentes de dosis en los órganos del paciente no pueden ser medidos de manera directa, se debe acudir a procedimientos alternativos. Uno de ellos es hacer mediciones en maniqués contruidos con materiales que simulan, con buena aproximación, la geometría y el tejido equivalente de cada uno de los órganos. Otro método más económico, y que ha demostrado ser muy eficaz, es la realización de cálculos en maniqués numéricos.

Un maniqué numérico (o computacional) es una representación analítica de la anatomía humana, que puede ser expresada mediante ciertas relaciones matemáticas. El rango de posibilidades va desde los maniqués simples con formas geométricas tipo esfera o cilindro, hasta maniqués complejos que representan de forma realista las características anatómicas. Una revisión de los maniqués usados en distintos campos de la medicina y en protección radiológica se presenta en ICRU-48 (1992).

El uso de maniqués numéricos ofrece algunas ventajas sobre los maniqués físicos convencionales usados en calibración. De entre ellas cabe destacar:

1. Permite disponer de gran cantidad de maniqués sin los requisitos de espacio de almacenaje y de coste económico que conllevan los convencionales.
2. No implican el manejo de fuentes radiactivas.
3. Son fácilmente intercambiables a la hora de hacer comparaciones entre laboratorios.
4. Pueden construirse directamente a partir de un individuo real, con un alto grado de detalle, y así tener maniqués personalizados adecuados a cada caso.
5. Pueden retocarse para estudiar el efecto sobre la calibración de variaciones en la densidad de los tejidos o en su tamaño.
6. Permiten cualquier patrón de distribución de la radiación, desde suponer una distribución homogénea, hasta localizarla en partes de órganos o considerar fuentes puntuales.

Existen dos tipos de maniqués numéricos: los *matemáticos* y los *tomográficos*. Veamos sus características particulares.

3.1.1 Maniqués matemáticos

Es un tipo de maniquí que utiliza expresiones matemáticas para representar superficies planas, cilíndricas, elípticas o esféricas, con las que se describen los órganos y tejidos. La expresión cuadrática más usada en estos modelos matemáticos es del tipo:

$$\alpha \left(\frac{x - X_0}{a} \right)^2 + \beta \left(\frac{y - Y_0}{b} \right)^2 + \gamma \left(\frac{z - Z_0}{c} \right)^2 \leq 1, \quad (3.1)$$

donde α , β , y γ son constantes que valen 0 o 1 según la forma geométrica que representen. El más conocido es el modelo desarrollado por Medical International Radiation Dose Committee, comúnmente llamado MIRD-5 (Snyder et al., 1978); se trata de un maniquí adulto hermafrodita construido con fines dosimétricos y en el que se distinguen tres secciones principales: un cilindro elíptico que representa el torso, brazos y caderas, conos truncados para las piernas y un cilindro elíptico para la cabeza y cuello. Está basado en un paciente de referencia de 70 kg de peso y 170 cm de altura. Este maniquí tiene modelados más de 40 órganos y tejidos, con tres materiales de distintas densidades: hueso, tejido blando y pulmón.

Desarrollos posteriores resultaron en una serie de maniqués que derivaron del MIRD-5, entre los que cabe señalar el de Rosenstein et al. (1979), Adam y Eva creados por Kramer et al. (1982), el de Jones y Wall (1985), los de Cristy y Eckerman (1987), que corresponden a un recién nacido, niños de 1, 5, 10 y 15 años y un adulto, y los de Jones and Shrimpton (1991) y Hart et al. (1994). Una vista de un maniquí matemático se muestra en la figura 3.1.

Las expresiones que describen los órganos de un maniquí matemático pueden incorporarse fácilmente en un programa de simulación y tanto sus dimensiones como sus posiciones geométricas pueden ser variadas de manera sencilla. Su utilización en un código de cálculo conlleva unos requisitos mínimos de memoria y de tiempo de cálculo; sin embargo, la complejidad del cuerpo humano difícilmente puede representarse mediante el uso de ecuaciones matemáticas.

En conclusión, los maniqués matemáticos sirven para representar al hombre de referencia en cuanto a tamaños y volúmenes medios de los órganos; sin embargo son descripciones aproximadas y muy simplificadas del cuerpo humano.

3.1.2 Maniqués tomográficos.

Los maniqués tomográficos (o tipo vóxel) se han desarrollado recientemente y se basan en imágenes médicas de tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM), o combinación de estas dos, para producir una representación digital y tridimensional del cuerpo humano a partir de imágenes de alta resolución. Estos maniqués proporcionan un alto grado de detalle y representan la anatomía humana con enorme precisión, lo cual es muy importante en cálculos de H en órganos de geometría irregular, como es el

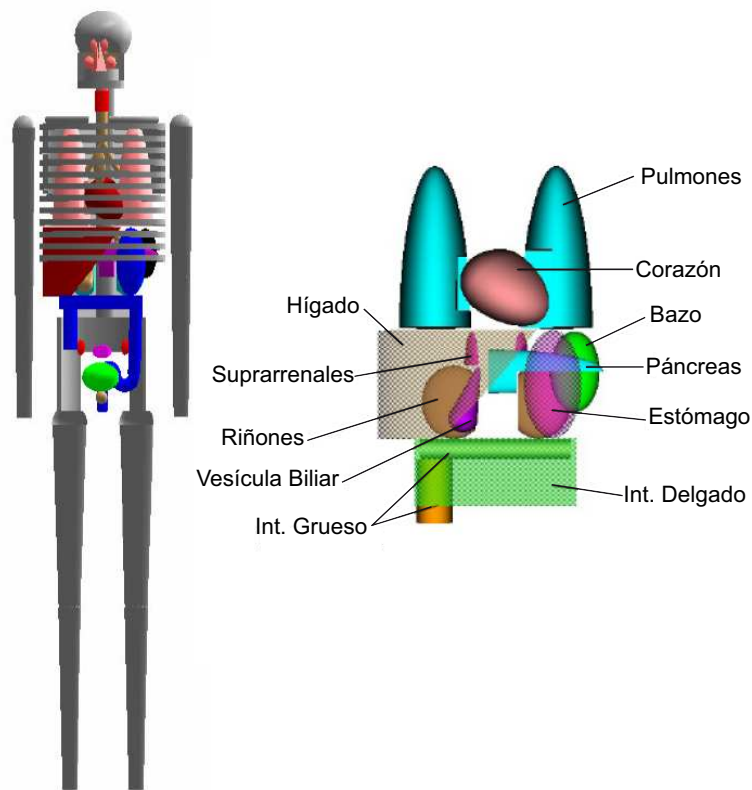


Figura 3.1: Maniquí matemático.

caso de radionucleidos emisores de fotones de baja energía depositados en órganos de geometrías complejas, como la tiroides, que al ser fuertemente atenuados a su paso por la materia, son muy dependientes de los detalles de la geometría del maniquí.

El proceso completo de construcción de un maniquí tomográfico comprende tres etapas:

- Adquisición de las imágenes.
- Identificación y segmentación de órganos.
- Asignación de las propiedades físicas de los tejidos.

En la primera etapa se obtienen una serie de cortes contiguos a lo largo de un eje con imágenes en dos dimensiones del cuerpo. La información se almacena en tantos ficheros como cortes transversales, con las coordenadas (x, y) de cada dato. Los diferentes niveles de grises de las imágenes representan las distintas densidades de los tejidos. Estos ficheros están en formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), que es el estándar usado en la comunidad médica para comunicación e intercambio de este tipo de imágenes. Contienen también información sobre el número de píxeles, de imágenes y otros datos relativos al paciente.

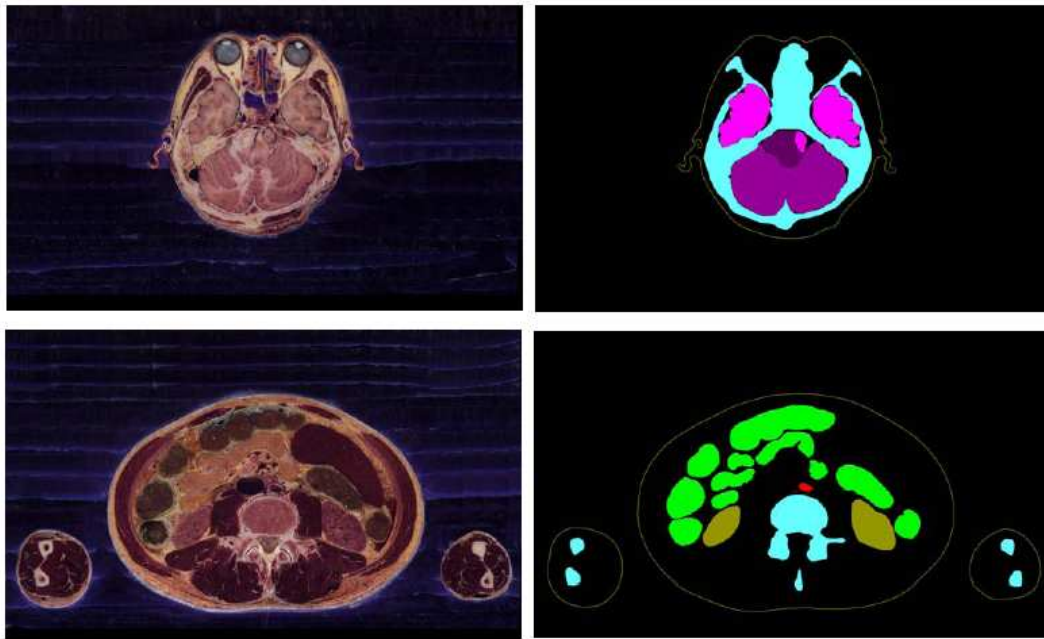


Figura 3.2: Imágenes de fusión PET-TC (izquierda) e imágenes segmentadas (derecha).

La siguiente etapa es la discretización de la anatomía. A partir de las imágenes hay que delinear las superficies y los órganos internos, que se diferencian por los distintos tonos de grises de los tejidos. Mediante un proceso que se denomina segmentación, se relaciona cada vóxel con el órgano al que pertenece y se le asigna un número de identificación de tejido; este identificador lleva asociadas unas propiedades de atenuación uniformes para todos los vóxeles que conforman un órgano determinado. La figura 3.2, muestra ejemplos de imágenes antes y después de la segmentación.

El proceso de segmentación se realiza con la ayuda de programas de procesado y análisis de imágenes; en nuestro caso hemos usado el software ImageJ 1.40g, de libre distribución, con el que se siguieron una serie de pasos.

Los archivos DICOM de los maniqués MAX06 y FAX06, que nos proporcionaron sus creadores (Kramer et al., 2006), se importaron en ImageJ, modificando la resolución de píxeles de las imágenes en anchura y altura, ya que no se puede manipular el maniquí con el tamaño de vóxel original por el elevado número de vóxeles que contiene. A continuación, se modifica la profundidad de color mediante un escalado lineal a 256 niveles de gris, que proporciona una clara y buena imagen en la mayoría de los casos. Seguidamente se selecciona un perímetro alrededor del objeto de interés para eliminar estructuras exteriores (por ejemplo, sujeciones del cuerpo a la hora de tomar las imágenes de TC). Mediante la función *Histogram* se muestran los niveles de grises que aparecen en la imagen y el número de píxeles que se corresponden con cada uno de esos niveles. Se ajustan el brillo y el contraste de la imagen para mejorar la calidad de la misma y se seleccionan rangos de grises, asignando un color homogéneo a todos los

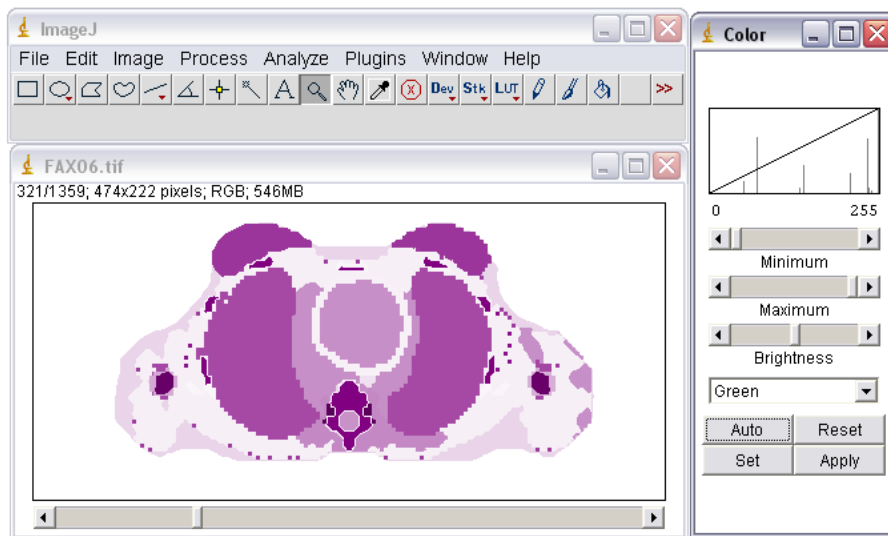


Figura 3.3: Ejemplo de tratamiento con ImageJ. Se muestra un corte a la altura del pecho del maniquí FAX06 usado en este trabajo.

vóxeles cuyo gris original está en el rango definido. La figura 3.3 muestra un ejemplo de la segmentación del maniquí FAX06.

Finalmente, las imágenes se guardan como una pila en formato TIFF para poder visualizarlas. El resultado también se guarda como fichero ASCII para poder manipularlo y convertirlo a una entrada válida para el código MCNPX. En la figura 3.4, se muestran cortes transversales de los maniqués FAX06 (mujer) y MAX06 (hombre), usados en este trabajo.

Los primeros modelos del cuerpo humano construidos a partir de TC se usaron con fines médicos (Gibbs et al., 1984; Williams et al., 1986). En la bibliografía se pueden encontrar distintos maniqués tomográficos, que han venido evolucionando de la mano de los métodos de adquisición de imágenes. A continuación se indican algunos de los más relevantes.

El maniquí de Zubal et al. (1994) fue generado a partir de imágenes de TC y RM de un hombre de peso y dimensiones similares al hombre de referencia definido en ICRP (2003a), que tiene 176 cm de altura y 73 kg de peso. El tamaño de vóxel es de $4 \times 4 \times 4$ mm³ y el maniquí consta de casi 4 millones de vóxeles.

El maniquí Norman (Jones, 1998) fue creado originalmente para estudios en campos electromagnéticos. Se generó a partir de imágenes de RM de un hombre y se dimensionó para ajustarse al tamaño del hombre de referencia. Está descrito por unos 8 millones de vóxeles cúbicos de 2 mm de lado. La información del maniquí ocupa alrededor de 36 MByte.

La colección de maniqués del GSF (Instituto de Radioprotección Alemán) (Zankl y Wittmann, 2001; Petoussi-Hens et al., 2002) se desarrolló a partir de TCs de individuos reales. Incluye dos maniqués pediátricos y cinco adultos de ambos sexos con diferentes

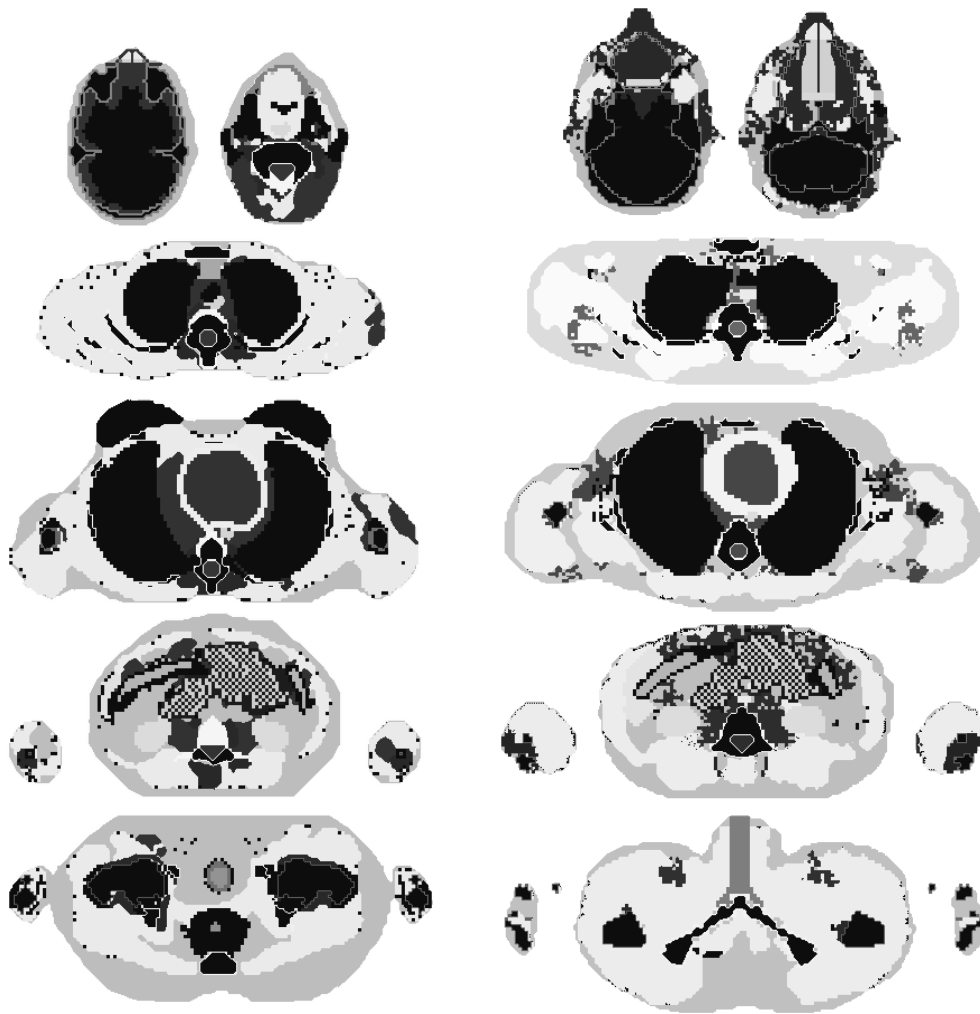


Figura 3.4: Cortes transversales con ImageJ del maniquí de mujer (FAX06), a la izquierda, y del de hombre (MAX06), a la derecha, usados en este trabajo.

edades y estaturas. El tamaño de vóxel de estos maniqués varía entre 3 y 35 mm³ y el detalle en cuanto a número de órganos representados también es diferente.

El maniquí VIP-MAN (Xu et al., 2000) fue construido a partir de imágenes de TC, RM y fotografías en color obtenidas de la biblioteca de imágenes médicas del proyecto *Visible Human Project*. Cuenta con una resolución de 0.33 mm × 0.33 mm × 1 mm y un total de 3.7 billones de vóxeles.

3.1.3 Características de los maniqués MAX06 y FAX06

Los maniqués tomográficos utilizados en la realización de este trabajo son el MAX06 y el FAX06, maniqués a los cuales se han venido introduciendo mejoras hasta las versiones más recientes (Kramer et al., 2006). Se trata de actualizaciones de los maniqués MAX y FAX, creados por ellos mismos. El tamaño original de los archivos en formato TIF

Tabla 3.1: Parte A. Composición de los tejidos elementales usados en los maniqués MAX06 y FAX06 basados en ICRU (1989).

Átomo	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Ca	Mg	Fe	Ar
Órgano	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
Piel	10	20.4	4.2	64.5	0.2	0.1	0.2	0.3	0.1	–	–	–	–
Hueso Cortical Columna	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso (Costillas+Claviculas+Esternón+ Escápula)	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso Cortical Pelvis	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Corazón	10.4	13.9	2.9	71.8	0.1	0.2	0.2	0.2	0.3	–	–	–	–
Músculo	10.2	14.3	3.4	71	0.1	0.2	0.3	0.1	0.4	–	–	–	–
Conducto Nasal Anterior	–	0.0124	75.5268	23.1781	–	–	–	–	–	–	–	–	1.2827
Hígado	10.3	18.6	2.8	67.1	0.2	0.2	0.3	0.2	0.3	–	–	–	–
Riñones	10.3	13.2	3	72.4	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	–	–	–
Faringe	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Esófago	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Conducto Nasal Posterior	–	0.0124	75.5268	23.1781	–	–	–	–	–	–	–	–	1.2827
Intestino Delgado (Contenido)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Laringe	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	–	–	–	–	–
Cavidad Oral	–	0.0124	75.5268	23.1781	–	–	–	–	–	–	–	–	1.2827
Tejido Adiposo	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1	–	0.1	0.1	–	–	–	–	–
Gas	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Timo	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Bazo	10.3	11.3	3.2	74.1	0.1	0.3	0.2	0.2	0.3	–	–	–	–
Vejiga Urinaria (Contenido)	10.5	9.6	2.6	76.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	–	–	–	–
Heces	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Cráneo (Hueso cortical)	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Vesícula Biliar (Contenido)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Vejiga Urinaria (Pared)	10.5	9.6	2.6	76.1	0.2	0.2	0.2	0.3	0.3	–	–	–	–
Hueso superior brazo izquierdo - UABL	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso inferior brazo izquierdo -LABL	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso superior brazo derecho - UABR	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso inferior brazo derecho - LABR	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso superior pierna izquierda - ULBL	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso inferior pierna izquierda - LLBL	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	–	–	22.5	0.2	–	–
Hueso superior pierna derecha - ULBR	3.5	15.6	4.3	43.6	0.2	10.4	0.4	–	–	22.6	0.3	–	–
Hueso inferior pierna derecha - LLBR	3.6	15.7	4.4	43.7	0.3	10.5	0.5	–	–	22.7	0.4	–	–
Médula Espinal	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–
Tejido Blando	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	–	–	–	–

Tabla 3.2: Parte B. Composición de los tejidos elementales usados en los maniqués MAX06 y FAX06 basados en ICRU (1989).

Átomo Órgano	H [%]	C [%]	N [%]	O [%]	Na [%]	P [%]	S [%]	Cl [%]	K [%]	Ca [%]	Mg [%]	Fe [%]	Ar [%]
LLBR (Tejido esponjoso)	8.7	40.6	2.10	36.9	0.3	3.6	0.2	0.2	0.1	7.6	0.1	0.1	-
UABL - Hueso medular amarillo	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
LABL - Hueso medular amarillo	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
UABR - Hueso medular amarillo	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
LABR - Hueso medular amarillo	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
ULBL - Hueso medular amarillo	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
LLBL - Hueso medular amarillo	11.6	64.5	0.8	23.2	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
ULBR - Hueso medular amarillo	11.7	64.6	0.9	23.3	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
LLBR - Hueso medular amarillo	11.8	64.7	0.10	23.4	0.1	-	0.1	0.1	-	-	-	-	-
Columna (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
RCSS (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
Pelvis (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
Cráneo (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
UABL (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
LABL (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
UABR (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
LABR (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
ULBL (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
LLBL (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
ULBR (Cartílago)	9.6	9.9	2.3	74.5	0.6	2.3	0.9	0.3	-	-	-	-	-
LLBR (Cartílago)	9.6	9.9	2.4	74.6	0.7	2.4	0.9	0.3	-	-	-	-	-
Mandíbula (Cartílago)	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	2.2	0.9	0.3	-	-	-	-	-
Testículos	10.6	9.9	2.0	76.6	0.2	0.11	0.2	0.2	0.2	-	-	-	-
Próstata	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Pene	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Ovarios	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	-	-	-	-
Mamas	11.6	51.9	36.5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Cristalino	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1	0.1	0.3	0.1	-	-	-	-	-
Útero	10.6	31.5	2.4	54.7	0.1	0.2	0.2	0.1	0.2	-	-	-	-
Mandíbula (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-

Tabla 3.3: Parte C. Composición de los tejidos elementales usados en los maniqués MAX06 y FAX06 basados en ICRU (1989).

Átomo	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	Ca	Mg	Fe	Ar
Órgano	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]	[%]
Tejido Periarticular (parte del tejido conectivo)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Tiroides	10.4	11.9	2.4	74.5	0.2	0.1	0.1	0.2	0.1	-	-	-	-
Vesícula (Paredes)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Estómago (Paredes)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Intestino Delgado (Paredes)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Mandíbula - hueso cortical	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	10.3	0.3	-	-	22.5	0.2	-	-
Glándulas Salivales Parótidas	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Colon (Contenido)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Paladar Duro	7.3	25.5	3.1	47.9	0.3	5.1	0.2	0.1	0.1	10.2	-	-	-
Cerebro	10.7	14.5	2.2	71.2	0.2	0.4	0.2	0.3	0.3	-	-	-	-
Páncreas	10.6	16.9	2.2	69.4	0.2	0.3	0.1	0.2	0.2	-	-	-	-
Glándulas Salivales Sublinguales	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Colon (Paredes)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Pulmones	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	-	-	-	-
Tendones (parte del tejido conectivo)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Glándulas Salivales Submandibulares	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Suprarrenales	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Fascia (parte del tejido conectivo)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Nervio óptico	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Ganglios Linfáticos	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Ojos	9.6	19.5	5.7	64.6	0.1	0.1	0.3	0.1	-	-	-	-	-
Tráquea	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Estómago (Contenido)	10.5	25.6	2.7	60.2	0.1	0.2	0.3	0.2	0.2	-	-	-	-
Dientes	7.3	25.5	3.1	47.9	0.3	5.1	0.2	0.1	0.1	10.2	-	-	-
Columna Vertebral (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
RCSS (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
Pelvis (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
Cráneo (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
UABL (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
LABL (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
UABR (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
LABR (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
ULBL (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
LLBL (Tejido esponjoso)	8.5	40.4	2.8	36.7	0.1	3.4	0.2	0.2	0.1	7.4	0.1	0.1	-
ULBR (Tejido esponjoso)	8.6	40.5	2.9	36.8	0.2	3.5	0.2	0.2	0.1	7.5	0.1	0.1	-

que se han manipulado es de 146 y 136 MByte, respectivamente. Los modelos usados tienen órganos con masas ajustadas a las de referencia definidas en ICRP-89 (2003a). En las tablas 3.1, 3.2 y 3.3 aparece la composición de los tejidos según ICRU-44 (1989) usados en este trabajo para estos dos maniqués.

El modelo del MAX06 se construyó con 1461 imágenes transversales, cada una de las cuales tiene 474×222 píxeles, para un total de 153738108 vóxeles, de los cuales 41461410 son llenados con tejido humano. El FAX06 fue construido a partir de 1539 imágenes transversales de la misma resolución, para un total de 143004852 vóxeles de los cuales 34208854 fueron llenados con tejido. La masa de los órganos y tejidos del maniqué FAX06 excede en 193 g los 60 kg de la mujer de referencia según ICRP, con 1 kg menos de grasa. El MAX06 tiene 500 g menos que el hombre de referencia según ICRP. Estas diferencias se deben a la introducción de nuevos tejidos como el cartílago para el esqueleto, los ganglios linfáticos, las vías respiratorias, la médula espinal, etc, las cuales no figuran en la tabla de órganos y tejidos de ICRP-89 (2003a).

Los maniqués originales están contruidos con vóxeles de $1.2 \times 1.2 \times 1.2 \text{ mm}^3$. Para ser manipulados con MCNPX fue necesario ampliarlos a $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$; esto implica que pueden darse sobreestimaciones en los cálculos en piel. Detalles particulares de los maniqués pueden ser consultados en Kramer et al. (2006).

3.2 Acelerador y tratamientos simulados.

El acelerador simulado fue el Varian Clinac 2100C/D, ubicado en el Hospital Virgen de las Nieves de Granada. Se construyó en su totalidad la geometría detallada del cabezal y una buena aproximación del sistema multiláminas (ver figura 3.5), según las especificaciones del fabricante. En concreto se consideraron las 80 láminas del sistema MLC, según la posición indicada en las placas radiográficas correspondientes a los tratamientos que se simularon. El posicionamiento de cada lámina ha de hacerse de forma individual hasta conseguir reproducir las cuatro configuraciones estudiadas. En la figura 3.5, se muestra la configuración del multiláminas en una de las configuraciones para tratamiento anteroposterior (AP).

Las mordazas son simuladas como bloques de tungsteno que delimitan campos rectangulares de $17.7 \times 24.6 \text{ cm}^2$ en AP y $13.5 \times 25.5 \text{ cm}^2$ en tratamiento lateral derecho (RL) para el maniqué FAX06, y de $24.5 \times 17.7 \text{ cm}^2$ en AP y $25.5 \times 13.6 \text{ cm}^2$ en RL para el MAX06. La figura 3.6 muestra las placas radiográficas consideradas en estos tratamientos.

Una de las cuatro geometrías completas usadas para las simulaciones se muestra en la figura 3.7; esta corresponde a la orientación AP del maniqué FAX06. Para cada una de las orientaciones fueron necesarios meses de cálculo paralelizado. En cada caso se simularon un total de 2×10^{10} historias.

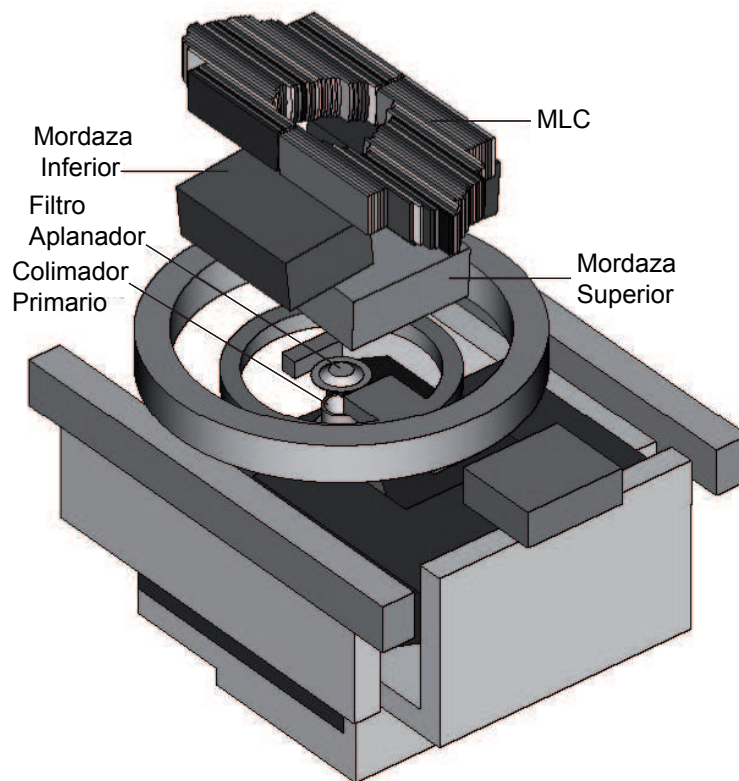


Figura 3.5: Geometría con SABRINA del sistema MLC del LINAC Varian 2100C/D, en una configuración AP.

Para determinar la geometría del maniquí que se utilizó en las simulaciones, se partió del maniquí modificado al que antes se ha hecho referencia y, una vez determinadas las coordenadas de posición, se procedió nuevamente a la segmentación del maniquí, disminuyendo el tamaño del vóxel hasta obtener una geometría adecuada a nuestras exigencias.

Para las orientaciones RL se amputaron los brazos de los maniqués con el fin de evitar sobreestimar H en órganos internos (Ferrari y Gualdrini, 2008). Además, no se incluye la geometría del búnker, por considerar que no induce aportes significativos al H debido a neutrones que recibe el paciente (Pena et al., 2005).

3.3 Cálculos Monte Carlo

Mediante el transporte acoplado electrón-fotón-neutrón, fue calculada para todos los órganos de los maniqués FAX06 y MAX06, la fluencia de neutrones mediante el *tally* F4 y la dosis absorbida debida a neutrones, mediante el *tally* F6. Es muy importante, durante el proceso de segmentación, calcular las masas de cada uno de los órganos para poder estimar la dosis absorbida.

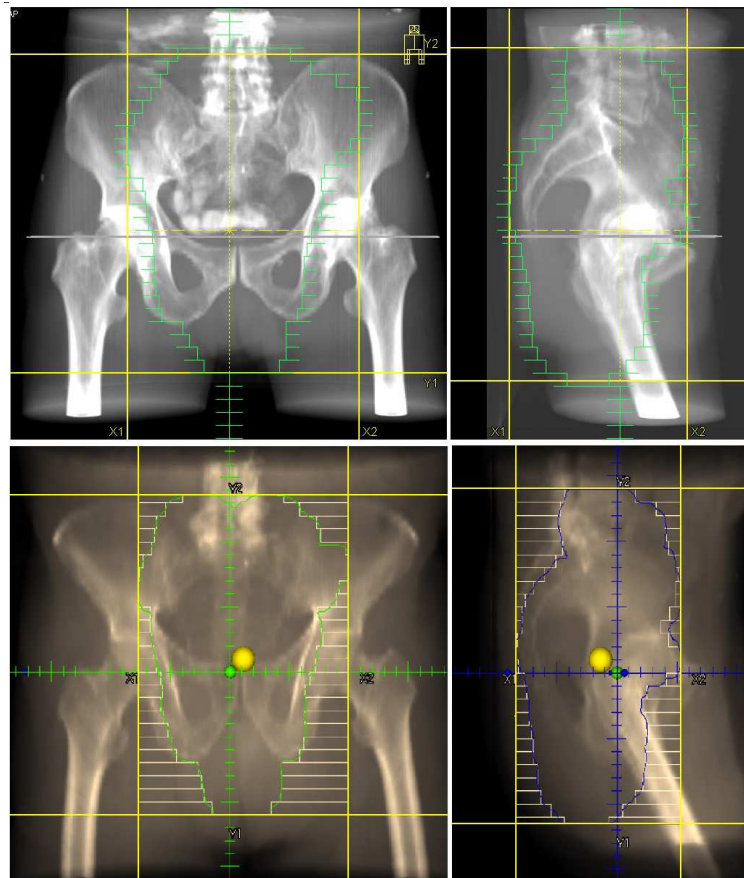


Figura 3.6: Placas radiográficas usadas en la configuración del sistema MLC, en cada una de las simulaciones. Los paneles izquierdos corresponden a AP y los derechos a RL.

Para conocer la dosis absoluta debida a neutrones en cada uno de los tratamientos, se calculó la dosis absorbida por partícula emitida, que debe ser convertida a dosis absorbida por Gy de fotones, al igual que en los cálculos del capítulo anterior. Esta dosis absorbida debida a fotones es considerada constante para cualquier tamaño de campo estudiado (Kry et al., 2007).

La energía de corte para los fotones se estableció en 1 keV y la de los neutrones en 0.001 eV en todos los elementos de la geometría, incluido el maniquí. Para los electrones se fijó en 7.12 MeV excepto en el maniquí, el blanco y su envolvente y el filtro aplanador donde se eligió 1 keV. Se considera el corte en 7.12 MeV para electrones, ya que es la energía mínima necesaria para que se produzcan reacciones fotonucleares con el tungsteno, componente mayoritario del blanco, del filtro aplanador, de las mordazas y del sistema MLC de este acelerador (Zanini et al., 2004b).

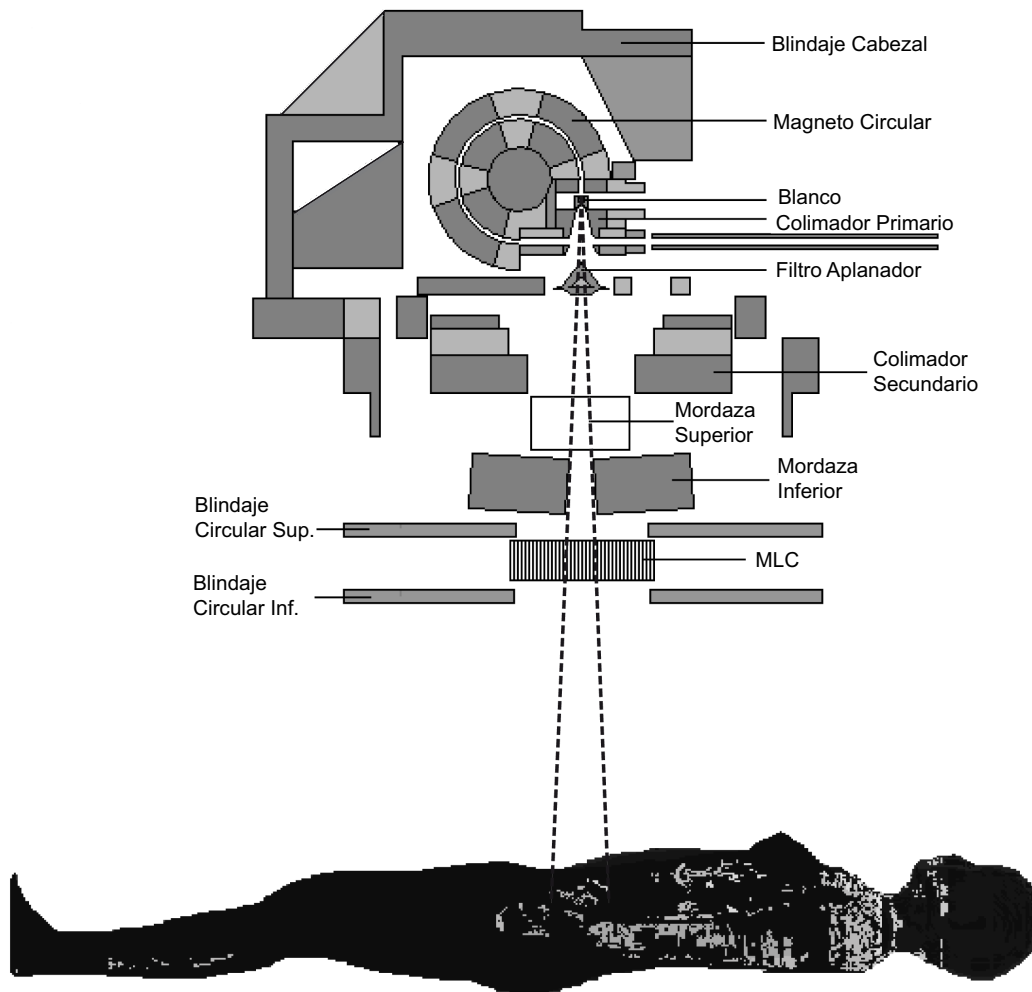


Figura 3.7: Geometría completa no a escala de la simulación en una de las orientaciones (AP).

3.3.1 Espectro de fluencia de neutrones en órganos

Para analizar la interacción de los neutrones con los órganos es muy importante conocer el espectro energético dentro del órgano, puesto que las secciones eficaces para las distintas reacciones dependen fuertemente de la energía de los neutrones y del medio con el cual interactúan.

En la figura 3.8 se muestra el espectro de fluencias de neutrones, en orientación AP, para algunos de los órganos críticos en cada uno de los maniqués, escogidos aleatoriamente según presentan incertidumbres inferiores al 1%. Se observan neutrones con energías desde térmicos hasta rápidos en todos los órganos. El pico de alta energía en todos los casos corresponde a neutrones rápidos que son emitidos directamente desde el cabezal y que llegan al órgano. Como era de esperar, aparece en todos los casos un pico muy acusado a baja energía que corresponde a neutrones térmicos.

El aumento considerable del pico térmico es claro y se corresponde con los plantea-

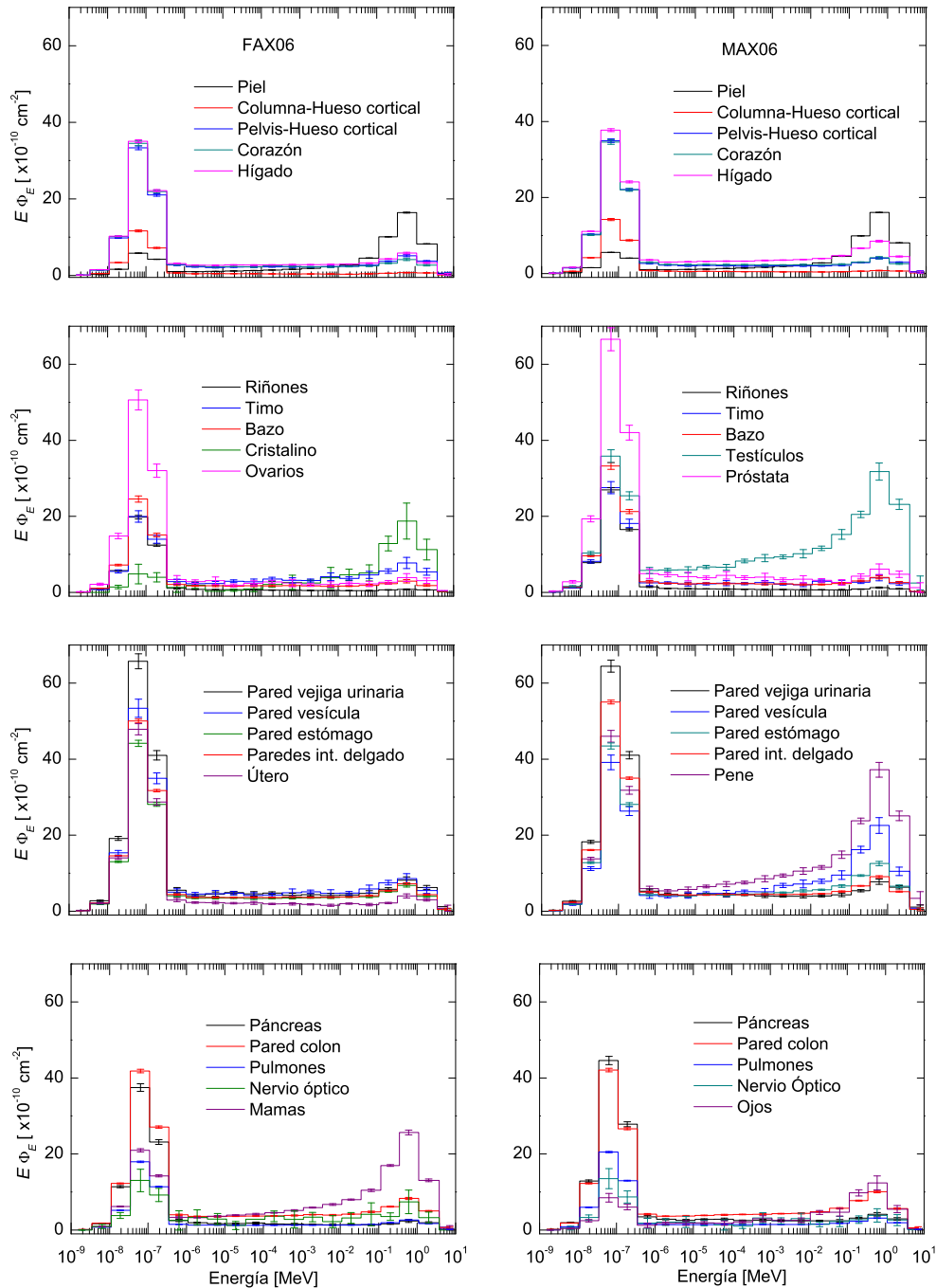


Figura 3.8: Espectro de fluencia de neutrones. Los paneles izquierdos, corresponden a órganos del maniquí FAX06 y los paneles derechos del MAX06.

mientos hechos hasta ahora. Estos neutrones térmicos son, en su mayoría, producto de la interacción de los neutrones con el maniquí, que por su alto contenido de hidrógeno se comporta como una fuente de neutrones térmicos. Entre los dos picos señalados se encuentran neutrones epitérmicos, cuya distribución cambia notablemente de un órgano a

otro. El aspecto más importante de estos espectros es que la contribución al equivalente de dosis va a estar gobernada principalmente por los neutrones térmicos.

Las secciones eficaces de los materiales que conforman los órganos del cuerpo juegan un papel importante en la distribución energética de los neutrones. En la figura 3.9 se muestran las secciones eficaces totales de colisión de neutrones con H, C, N y O, principales componentes del cuerpo humano, y para el rango de energías de los neutrones que alcanzan los órganos de este estudio.

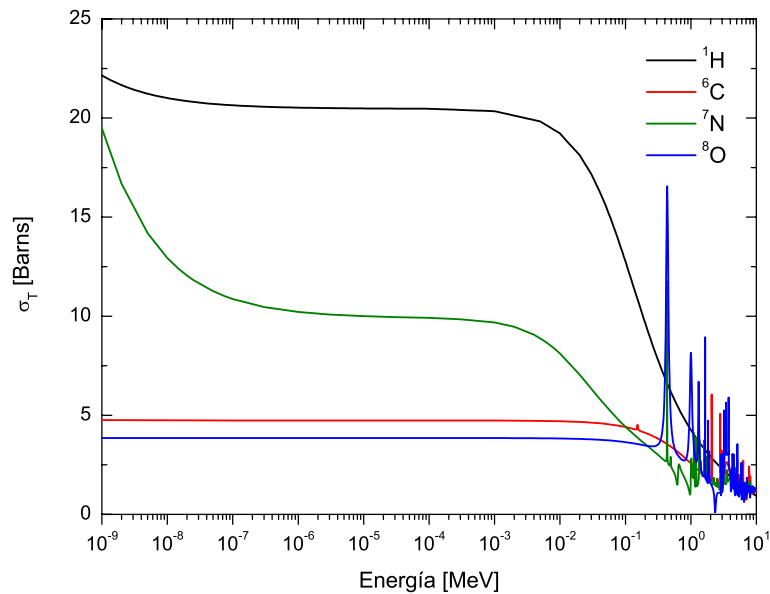


Figura 3.9: Sección eficaz total de interacción de neutrones con H, C, N y O para el rango de energías encontrado en los órganos de los maniqués (LANL, 2010).

Como podemos ver, los neutrones rápidos tienen prácticamente la misma probabilidad de interactuar con cualquiera de los componentes principales del cuerpo humano, mientras que los neutrones térmicos y epitérmicos, que son la mayoría, interactúan fundamentalmente con átomos de H y, en menor proporción, de N, siendo relativamente baja la probabilidad de interacción con C y O.

Los tipos de reacciones también dependen de la energía de los neutrones incidentes. Para energías en el rango térmico, entre 10 meV y 1 keV, las reacciones predominantes son la captura por hidrógeno en un 85 %, $^1\text{H}(n,\gamma)^2\text{H}$, produciéndose fotones de 2.2 MeV, y la captura por nitrógeno en un 15 %, $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$, produciéndose protones de 600 keV. Para energías de los neutrones superiores a los 50 keV, la interacción dominante en el tejido es la colisión elástica con el hidrógeno que está presente en la mayoría de los órganos en un 10 %, lo que hace que órganos y tejidos sean excelentes moderadores. Por esta razón, los neutrones rápidos son termalizados en los primeros centímetros del medio.

Tabla 3.4: Parte A. Dosis absorbida para las configuraciones AP y RL en los órganos de los maniqués MAX06 y FAX06, junto con la incertidumbre relativa asociada.

Órgano	D [$\mu\text{Gy} \cdot \text{UM}^{-1}$]			
	AP		RL	
	MAX06	FAX06	MAX06	FAX06
Bazo	0.30(0.03)	0.22(0.04)	0.01(0.22)	0.01(0.19)
Cavidad Oral	0.41(0.04)	0.39(0.04)	0.16(0.06)	0.25(0.04)
Cerebro	0.07(0.03)	0.11(0.03)	0.11(0.03)	0.20(0.02)
Colon (Contenido)	0.76(<0.01)	0.59(<0.01)	0.18(0.03)	0.21(0.02)
Colon (Paredes)	0.70(<0.01)	0.59(<0.01)	0.18(0.02)	0.26(0.02)
Columna Vertebral (Tejido esponjoso)	0.06(0.03)	0.06(0.03)	0.05(0.03)	0.07(0.03)
Columna (Cartílago)	0.09(0.04)	0.09(0.05)	0.03(0.07)	0.05(0.06)
Conducto Nasal Anterior	0.21(0.07)	0.22(0.07)	0.09(0.11)	0.12(0.08)
Conducto Nasal Posterior	0.35(0.04)	0.29(0.04)	0.16(0.07)	0.17(0.05)
Corazón	0.31(0.02)	0.32(0.02)	0.03(0.08)	0.03(0.07)
Costillas+Clavículas+Esternón+Escápula	0.14(<0.01)	0.15(<0.01)	0.10(<0.01)	0.16(<0.01)
Cráneo (Hueso cortical)	0.08(0.02)	0.11(0.02)	0.07(0.02)	0.15(<0.01)
Cráneo (Tejido esponjoso)	0.15(0.02)	0.23(0.02)	0.16(0.02)	0.35(0.02)
Cráneo (Cartílago)	0.13(0.05)	0.25(0.05)	0.15(0.05)	0.30(0.04)
Cristalino	–	1.05(0.08)	–	0.48(0.16)
Dientes	0.40(0.04)	0.71(0.03)	0.16(0.06)	0.41(0.04)
Esófago	0.11(0.06)	0.16(0.06)	0.02(0.17)	0.04(0.13)
Estómago (Paredes)	0.81(<0.01)	0.49(0.02)	0.04(0.08)	0.04(0.09)
Estómago (Contenido)	0.74(0.02)	0.43(0.02)	0.02(0.10)	0.03(0.11)
Faringe	0.27(0.05)	0.44(0.05)	0.08(0.10)	0.23(0.07)
Fascia (parte del tejido conectivo)	0.80(<0.01)	0.61(<0.01)	0.77(<0.01)	0.43(<0.01)
Ganglios Linfáticos	0.59(<0.01)	0.69(<0.01)	0.14(0.02)	0.30(<0.01)
Gas	0.74(0.03)	0.52(0.03)	0.18(0.06)	0.32(0.04)
Glándulas Salivales Parótidas	0.39(0.04)	0.85(0.03)	0.26(0.05)	0.52(0.03)
Glándulas Salivales Sublinguales	0.53(0.07)	0.94(0.05)	0.23(0.10)	0.53(0.06)
Glándulas Salivales Submandibulares	0.83(0.04)	0.84(0.04)	0.20(0.08)	0.43(0.05)
Hígado	0.56(<0.01)	0.40(<0.01)	0.35(<0.01)	0.48(<0.01)
Heces	0.13(0.09)	0.14(0.08)	0.08(0.11)	0.07(0.11)
Hueso Cortical Columna	0.04(0.02)	0.04(0.02)	0.03(0.03)	0.04(0.02)
Hueso Cortical Pelvis	0.15(<0.01)	0.18(<0.01)	0.11(0.02)	0.12(<0.01)
Hueso superior brazo izquierdo - UABL	0.13(0.03)	0.16(0.03)	–	–
Hueso inferior brazo izquierdo - LABL	0.31(0.02)	0.30(0.02)	–	–
Hueso superior brazo derecho - UABR	0.15(0.02)	0.19(0.02)	0.17(0.02)	0.21(0.02)
Hueso inferior brazo derecho - LABR	0.35(<0.01)	0.35(0.02)	–	–
Hueso superior pierna izquierda - ULBL	0.15(0.02)	0.17(0.02)	0.01(0.06)	0.01(0.07)
Hueso inferior pierna izquierda - LLBL	0.22(<0.01)	0.21(<0.01)	0.06(0.02)	0.05(0.03)
Hueso superior pierna derecha - ULBR	0.16(0.02)	0.20(0.02)	0.44(<0.01)	0.23(0.02)
Hueso inferior pierna derecha - LLBR	0.23(<0.01)	0.23(<0.01)	0.31(<0.01)	0.21(<0.01)
Intestino Delgado (Contenido)	0.66(<0.01)	0.53(<0.01)	0.15(0.03)	0.20(0.02)
Intestino Delgado (Paredes)	0.63(<0.01)	0.53(<0.01)	0.14(0.03)	0.20(0.02)
LABL (Tejido esponjoso)	0.67(0.02)	0.68(0.02)	–	–
LABL - Hueso medular amarillo	0.77(0.04)	0.73(0.04)	–	–
LABL (Cartílago)	0.78(0.03)	0.74(0.04)	–	–
LABR (Tejido esponjoso)	0.76(0.02)	0.81(0.02)	–	–
LABR - Hueso medular amarillo	0.94(0.03)	0.87(0.04)	–	–
LABR (Cartílago)	0.95(0.03)	0.79(0.04)	–	–
Laringe	0.68(0.04)	0.71(0.05)	0.08(0.12)	0.23(0.08)
LLBL (Tejido esponjoso)	0.48(0.02)	0.43(0.02)	0.11(0.04)	0.06(0.05)
LLBL - Hueso medular amarillo	0.88(0.02)	0.73(0.03)	0.12(0.06)	0.08(0.07)
LLBL (Cartílago)	0.48(0.02)	0.41(0.03)	0.19(0.04)	0.14(0.04)

Tabla 3.5: Parte B. Dosis absorbida para las configuraciones AP y RL en los órganos de los maniqués MAX06 y FAX06, junto con la incertidumbre relativa asociada.

Órgano	$D [\mu\text{Gy} \cdot \text{UM}^{-1}]$			
	AP		RL	
	MAX06	FAX06	MAX06	FAX06
LLBR (Tejido esponjoso)	0.48(0.02)	0.48(0.02)	0.74(0.02)	0.46(0.02)
LLBR - Hueso medular amarillo	0.89(0.02)	0.69(0.03)	0.73(0.02)	0.48(0.03)
LLBR (Cartílago)	0.51(0.02)	0.46(0.03)	0.73(0.02)	0.49(0.02)
Médula Espinal	0.05(0.07)	0.06(0.07)	0.04(0.09)	0.08(0.05)
Músculo	0.45(<0.01)	0.40(<0.01)	0.41(<0.01)	0.34(<0.01)
Mamas	–	1.68(<0.01)	–	0.58(0.02)
Mandíbula - hueso cortical	0.24(0.03)	0.31(0.03)	0.11(0.04)	0.23(0.03)
Mandíbula (Tejido esponjoso)	0.68(0.03)	0.82(0.03)	0.27(0.05)	0.63(0.03)
Mandíbula (Cartílago)	0.33(0.08)	0.37(0.08)	0.15(0.10)	0.41(0.07)
Nervio óptico	0.26(0.14)	0.40(0.12)	0.13(0.20)	0.18(0.16)
Ojos	0.66(0.05)	0.82(0.04)	0.26(0.08)	0.33(0.06)
Ovarios	–	0.34(0.08)	–	0.11(0.12)
Páncreas	0.33(0.04)	0.21(0.05)	0.03(0.12)	0.05(0.11)
Paladar Duro	0.32(0.05)	0.51(0.04)	0.12(0.08)	0.27(0.04)
Pelvis (Tejido esponjoso)	0.20(0.02)	0.29(0.02)	0.17(0.02)	0.22(0.02)
Pelvis (Cartílago)	0.18(0.04)	0.31(0.04)	0.14(0.05)	0.15(0.05)
Pene	2.66(0.02)	–	0.60(0.03)	–
Piel	0.89(<0.01)	0.90(<0.01)	0.60(<0.01)	0.59(<0.01)
Próstata	0.57(0.07)	–	0.07(0.20)	–
Pulmones	0.23(<0.01)	0.20(<0.01)	0.12(<0.01)	0.22(<0.01)
RCSS (Tejido esponjoso)	0.24(<0.01)	0.29(<0.01)	0.19(<0.01)	0.37(<0.01)
RCSS (Cartílago)	0.03(0.08)	0.03(0.11)	0.05(0.08)	0.06(0.06)
Riñones	0.12(0.04)	0.08(0.05)	0.12(0.04)	0.20(0.03)
Suprarrenales	0.09(0.13)	0.04(0.16)	0.05(0.16)	0.08(0.13)
Tejido Adiposo	0.63(<0.01)	0.71(<0.01)	0.42(<0.01)	0.47(<0.01)
Tejido Blando	0.59(<0.01)	0.49(<0.01)	0.17(<0.01)	0.17(<0.01)
Tejido Periarticular (tejido conectivo)	0.42(<0.01)	0.21(<0.01)	0.50(<0.01)	0.15(<0.01)
Tendones (parte del tejido conectivo)	0.38(<0.01)	0.48(<0.01)	0.32(<0.01)	0.34(<0.01)
Testículos	2.33(0.02)	–	0.25(0.07)	–
Timo	0.28(0.07)	0.57(0.06)	0.02(0.31)	0.03(0.21)
Tiroides	0.57(0.05)	0.80(0.05)	0.03(0.16)	0.16(0.08)
Tráquea	0.23(0.05)	0.28(0.06)	0.02(0.19)	0.04(0.14)
Útero	–	0.36(0.05)	–	0.08(0.11)
UABL (Tejido esponjoso)	0.25(0.04)	0.35(0.04)	–	–
UABL - Hueso medular amarillo	0.32(0.05)	0.42(0.05)	–	–
UABL (Cartílago)	0.25(0.07)	0.35(0.06)	–	–
UABR (Tejido esponjoso)	0.30(0.03)	0.41(0.03)	0.49(0.03)	0.83(0.02)
UABR - Hueso medular amarillo	0.36(0.04)	0.45(0.05)	–	–
UABR (Cartílago)	0.31(0.07)	0.40(0.05)	0.28(0.06)	0.59(0.03)
ULBL (Tejido esponjoso)	0.25(0.02)	0.30(0.02)	0.03(0.08)	0.02(0.11)
ULBL - Hueso medular amarillo	0.25(0.04)	0.38(0.03)	0.02(0.13)	0.01(0.15)
ULBL (Cartílago)	0.42(0.04)	0.38(0.03)	0.06(0.11)	0.03(0.11)
ULBR (Tejido esponjoso)	0.28(0.02)	0.41(0.02)	1.09(<0.01)	0.56(0.02)
ULBR - Hueso medular amarillo	0.27(0.04)	0.42(0.03)	0.72(0.02)	0.43(0.03)
ULBR (Cartílago)	0.45(0.04)	0.45(0.03)	0.72(0.03)	0.43(0.03)
Vejiga Urinaria (Contenido)	0.66(0.03)	0.68(0.05)	0.09(0.10)	0.09(0.15)
Vejiga Urinaria (Pared)	0.68(0.03)	0.70(0.04)	0.07(0.10)	0.09(0.10)
Vesícula Biliar (Contenido)	0.92(0.03)	0.57(0.04)	0.15(0.07)	0.19(0.07)
Vesícula (Paredes)	1.34(0.03)	0.66(0.04)	0.23(0.08)	0.22(0.07)

3.3.2 Dosis absorbida en órganos

En general existen dos mecanismos que influyen en la dosis en órganos, que son la acumulación de neutrones rápidos y su atenuación con el espesor del medio, siendo la primera responsable de un incremento rápido de la dosis absorbida en la superficie y el segundo de la disminución exponencial de la dosis a medida que aumenta la profundidad. La energía de los neutrones disminuye considerablemente a medida que éstos se adentran en el maniquí, como se demostró en el capítulo anterior, aumentando la dosis absorbida debida a neutrones por los fotones de captura que se van produciendo.

La dosis absorbida en los órganos de cada uno de los maniquíes se calculó para los tamaños de campo definidos por las placas radiográficas de la figura 3.6, para las orientaciones AP y RL.

Sobre cada una de las regiones segmentadas de los maniquíes MAX06 y FAX06, se determinó (*tally* F6) el kerma debido a partículas cargadas, inducidas por la interacción de neutrones con los núcleos constituyentes del tejido. ICRP-92 (2003b) se refiere a éste como el KERMA genuino: se supone entonces que existe equilibrio electrónico en cada órgano y que la dosis absorbida puede estimarse a partir de este KERMA. Sin embargo, existe además otra componente de la dosis debida a neutrones: la dosis absorbida debida a los fotones generados por la reacción (n,γ) que son liberados dentro del maniquí. Esta contribución no se ha tenido en cuenta en este estudio.

En las tablas 3.4 y 3.5 se muestran los resultados de la dosis absorbida en los órganos de los maniquíes de hombre y mujer y la incertidumbre relativa asociada.

En general se observa que la mayor dosis absorbida aparece en el caso de las orientaciones AP; sin embargo, la dosis absorbida en algunos órganos depende de su tamaño. Por ejemplo, en el maniquí FAX06, el esófago, el corazón y el hígado, con volúmenes de 33.2, 231 y 1321 cm³, respectivamente, reciben 0.16, 0.32 y 0.4 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$. Por otra parte también la ubicación del órgano o tejido dentro del cuerpo influye drásticamente en la dosis. Es el caso de órganos como el nervio óptico, ovarios, tiroides, útero, colon y mamas, con volúmenes de 0.9, 11.8, 16.4, 72.3, 348.1 y 477 cm³ y que reciben 0.4, 0.8, 0.8, 0.36, 0.59 y 1.68 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$. Estos órganos, independientemente de su tamaño, reciben dosis comparables con las que reciben órganos más grandes. Un ejemplo notable es el nervio óptico que con 0.9 cm³ recibe 0.4 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$, mientras que los pulmones, con 3643 cm³, reciben sólo 0.2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$.

En tratamientos laterales, algunos órganos como el corazón, hígado, riñones y mamas reciben protección por las costillas y por otros órganos, lo que hace que la dosis en esta orientación sea más baja. La dosis total absorbida por todos los órganos asciende a 44.36 y 42.78 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$ en orientación AP, para hombre y mujer, respectivamente, mientras que en orientación RL estos valores se reducen a 17.45 y 20.33 $\mu\text{Gy}\cdot\text{UM}^{-1}$.

3.3.3 Cálculo del equivalente de dosis en órganos del maniquí

Tabla 3.6: Parte A. Equivalente de dosis para las configuraciones AP y RL para los órganos de los maniqués MAX06 y FAX06, junto con la incertidumbre relativa asociada.

Órgano	H [$\mu\text{Sv} \cdot \text{UM}^{-1}$]			
	AP		RL	
	MAX06	FAX06	MAX06	FAX06
Bazo	5.03(0.03)	3.69(0.04)	0.09(0.21)	0.16(0.18)
Cavidad Oral	6.57(0.04)	6.37(0.04)	2.65(0.06)	3.97(0.04)
Cerebro	1.16(0.03)	1.80(0.03)	1.78(0.03)	3.41(0.02)
Colon (Contenido)	12.74(<0.01)	9.75(<0.01)	3.00(0.03)	3.53(0.02)
Colon (Paredes)	11.67(<0.01)	9.91(<0.01)	3.00(0.02)	4.32(0.02)
Columna Vertebral (Tejido esponjoso)	1.00(0.03)	1.01(0.03)	0.78(0.03)	1.11(0.03)
Columna (Cartílago)	1.37(0.04)	1.42(0.04)	0.52(0.06)	0.87(0.05)
Conducto Nasal Anterior	3.38(0.07)	3.54(0.07)	1.42(0.11)	2.00(0.08)
Conducto Nasal Posterior	5.65(0.04)	4.69(0.04)	2.55(0.07)	2.75(0.05)
Corazón	5.18(0.02)	5.25(0.02)	0.46(0.07)	0.54(0.06)
Costillas+Clavículas+Esternón+Escápula	2.38(<0.01)	2.57(<0.01)	1.70(<0.01)	2.77(<0.01)
Cráneo (Hueso cortical)	1.37(0.02)	1.93(0.02)	1.17(0.02)	2.62(<0.01)
Cráneo (Tejido esponjoso)	2.47(0.02)	3.88(0.02)	2.68(0.02)	5.96(0.02)
Cráneo (Cartílago)	2.23(0.05)	4.06(0.04)	2.58(0.05)	5.08(0.04)
Cristalino	–	18.48(0.08)	–	8.23(0.15)
Dientes	6.82(0.04)	12.24(0.03)	2.73(0.06)	6.93(0.04)
Esófago	1.83(0.06)	2.56(0.06)	0.37(0.16)	0.66(0.12)
Estómago (Paredes)	13.81(<0.01)	8.12(0.02)	0.60(0.08)	0.56(0.08)
Estómago (Contenido)	12.49(0.02)	7.09(0.02)	0.39(0.10)	0.44(0.10)
Faringe	4.50(0.05)	7.35(0.05)	1.25(0.10)	3.92(0.07)
Fascia (parte del tejido conectivo)	13.89(<0.01)	10.36(<0.01)	13.38(<0.01)	7.37(<0.01)
Ganglios Linfáticos	9.93(<0.01)	11.59(<0.01)	2.27(0.02)	5.00(<0.01)
Gas	12.38(0.03)	8.71(0.03)	3.13(0.05)	5.35(0.04)
Glándulas Salivales Parótidas	6.61(0.04)	14.48(0.03)	4.61(0.05)	8.95(0.03)
Glándulas Salivales Sublinguales	8.83(0.07)	15.86(0.05)	3.83(0.10)	9.03(0.06)
Glándulas Salivales Submandibulares	14.14(0.04)	14.14(0.04)	3.47(0.08)	7.19(0.05)
Hígado	9.45(<0.01)	6.69(<0.01)	5.81(<0.01)	8.06(<0.01)
Heces	1.91(0.09)	2.21(0.08)	1.14(0.10)	1.10(0.10)
Hueso Cortical Columna	0.64(0.02)	0.57(0.02)	0.42(0.02)	0.59(0.02)
Hueso Cortical Pelvis	2.40(<0.01)	2.88(<0.01)	1.79(<0.01)	2.01(<0.01)
Hueso superior brazo izquierdo - UABL	2.13(0.03)	2.71(0.03)	–	–
Hueso inferior brazo izquierdo - UABL	5.28(0.02)	5.16(0.02)	–	–
Hueso superior brazo derecho - UABR	2.51(0.02)	3.13(0.02)	2.87(0.02)	3.55(0.02)
Hueso inferior brazo derecho - LABR	6.12(<0.01)	6.02(0.02)	–	–
Hueso superior pierna izquierda - ULBL	2.47(0.02)	2.81(0.02)	0.22(0.05)	0.16(0.07)
Hueso inferior pierna izquierda - LLBL	3.82(<0.01)	3.56(<0.01)	1.07(0.02)	0.86(0.03)
Hueso superior pierna derecha - ULBR	2.72(0.02)	3.29(0.02)	7.25(<0.01)	3.80(<0.01)
Hueso inferior pierna derecha - LLBR	3.94(<0.01)	3.86(<0.01)	5.25(<0.01)	3.52(<0.01)
Intestino Delgado (Contenido)	11.10(<0.01)	8.83(<0.01)	2.41(0.03)	3.22(0.02)
Intestino Delgado (Paredes)	10.63(<0.01)	8.81(<0.01)	2.24(0.02)	3.27(0.02)
LABL (Tejido esponjoso)	11.52(0.02)	11.73(0.02)	–	–
LABL - Hueso medular amarillo	13.39(0.04)	12.50(0.04)	–	–
LABL (Cartílago)	13.47(0.03)	12.60(0.04)	–	–
LABR (Tejido esponjoso)	13.08(0.02)	13.98(0.02)	–	–
LABR - Hueso medular amarillo	16.26(0.03)	15.03(0.04)	–	–
LABR (Cartílago)	16.43(0.03)	13.59(0.04)	–	–
Laringe	11.44(0.04)	11.94(0.05)	1.36(0.12)	4.04(0.08)
LLBL (Tejido esponjoso)	8.24(0.02)	7.24(0.02)	1.83(0.04)	1.07(0.05)
LLBL - Hueso medular amarillo	15.11(0.02)	12.25(0.03)	2.00(0.06)	1.39(0.07)
LLBL (Cartílago)	8.29(0.02)	7.00(0.03)	3.22(0.04)	2.46(0.04)

Tabla 3.7: Parte B. Equivalente de dosis para las configuraciones AP y RL para los órganos de los maniqués MAX06 y FAX06, junto con la incertidumbre relativa asociada.

Órgano	H [$\mu\text{Sv} \cdot \text{UM}^{-1}$]			
	AP		RL	
	MAX06	FAX06	MAX06	FAX06
LLBR (Tejido esponjoso)	8.21(0.02)	7.99(0.02)	12.56(<0.01)	7.78(0.02)
LLBR - Hueso medular amarillo	15.45(0.02)	11.57(0.03)	12.46(0.02)	8.17(0.03)
LLBR (Cartílago)	8.80(0.02)	7.80(0.03)	12.59(0.02)	8.36(0.02)
Médula Espinal	0.78(0.07)	0.97(0.07)	0.58(0.08)	1.23(0.05)
Músculo	7.57(<0.01)	6.65(<0.01)	6.87(<0.01)	5.66(<0.01)
Mamas	–	28.92(<0.01)	–	9.88(0.02)
Mandíbula - hueso cortical	4.19(0.03)	5.36(0.03)	1.87(0.04)	3.86(0.03)
Mandíbula (Tejido esponjoso)	11.74(0.03)	14.10(0.03)	4.65(0.05)	10.82(0.03)
Mandíbula (Cartílago)	5.50(0.08)	6.17(0.08)	2.47(0.10)	6.99(0.07)
Nervio óptico	4.51(0.14)	6.93(0.12)	2.34(0.21)	3.03(0.16)
Ojos	11.52(0.04)	14.12(0.04)	4.36(0.08)	5.60(0.06)
Ovarios	–	5.58(0.07)	–	1.72(0.12)
Páncreas	5.47(0.04)	3.41(0.05)	0.53(0.11)	0.74(0.09)
Paladar Duro	5.43(0.05)	8.81(0.04)	2.02(0.08)	4.71(0.04)
Pelvis (Tejido esponjoso)	3.22(0.02)	4.61(0.02)	2.76(0.02)	3.61(0.02)
Pelvis (Cartílago)	2.80(0.04)	4.85(0.03)	2.16(0.04)	2.26(0.04)
Pene	44.02(0.02)	–	9.93(0.03)	–
Piel	15.44(<0.01)	15.73(<0.01)	10.34(<0.01)	10.21(<0.01)
Próstata	8.89(0.06)	–	0.98(0.19)	–
Pulmones	3.75(<0.01)	3.25(<0.01)	1.93(<0.01)	3.71(<0.01)
RCSS (Tejido esponjoso)	4.14(<0.01)	4.98(<0.01)	3.29(<0.01)	6.34(<0.01)
RCSS (Cartílago)	0.43(0.08)	0.50(0.10)	0.71(0.08)	0.95(0.06)
Riñones	1.90(0.04)	1.33(0.04)	2.00(0.04)	3.31(0.03)
Suprarrenales	1.42(0.12)	0.63(0.17)	0.83(0.16)	1.34(0.13)
Tejido Adiposo	10.75(<0.01)	12.16(<0.01)	7.14(<0.01)	7.99(<0.01)
Tejido Blando	9.94(<0.01)	8.20(<0.01)	2.80(<0.01)	2.88(<0.01)
Tejido Periarticular (tejido conectivo)	7.22(<0.01)	3.48(<0.01)	8.38(<0.01)	2.51(<0.01)
Tendones (parte del tejido conectivo)	6.42(<0.01)	8.20(<0.01)	5.52(<0.01)	5.82(<0.01)
Testículos	38.49(0.02)	–	4.08(0.07)	–
Timo	4.62(0.06)	9.48(0.06)	0.25(0.25)	0.57(0.20)
Tiroides	9.67(0.05)	13.57(0.04)	0.58(0.16)	2.81(0.08)
Tráquea	3.77(0.05)	4.55(0.06)	0.29(0.17)	0.70(0.14)
Útero	–	5.61(0.04)	–	1.12(0.09)
UABL (Tejido esponjoso)	4.16(0.04)	5.84(0.04)	0.02(0.58)	0.01(0.57)
UABL - Hueso medular amarillo	5.34(0.05)	7.09(0.05)	–	–
UABL (Cartílago)	4.22(0.07)	6.04(0.06)	0.10(0.47)	0.02(0.52)
UABR (Tejido esponjoso)	5.03(0.03)	6.98(0.03)	8.44(0.03)	14.15(0.02)
UABR - Hueso medular amarillo	5.92(0.04)	7.48(0.05)	0.06(0.18)	6.87(0.03)
UABR (Cartílago)	5.25(0.06)	6.80(0.05)	4.67(0.06)	10.06(0.03)
ULBL (Tejido esponjoso)	4.20(0.02)	4.97(0.02)	0.42(0.07)	0.25(0.10)
ULBL - Hueso medular amarillo	4.03(0.04)	6.34(0.03)	0.27(0.13)	0.22(0.16)
ULBL (Cartílago)	7.12(0.03)	6.40(0.03)	0.88(0.10)	0.43(0.10)
ULBR (Tejido esponjoso)	4.69(0.02)	6.59(0.02)	17.87(<0.01)	8.95(0.02)
ULBR - Hueso medular amarillo	4.49(0.04)	7.08(0.03)	11.89(0.02)	7.21(0.03)
ULBR (Cartílago)	7.53(0.03)	7.40(0.03)	11.97(0.03)	7.12(0.03)
Vejiga Urinaria (Contenido)	10.34(0.03)	10.79(0.05)	1.17(0.10)	1.29(0.15)
Vejiga Urinaria (Pared)	10.91(0.03)	11.25(0.03)	0.98(0.09)	1.39(0.10)
Vesícula Biliar (Contenido)	15.71(0.03)	9.52(0.04)	2.43(0.07)	3.05(0.07)
Vesícula (Paredes)	23.15(0.03)	10.92(0.04)	3.92(0.08)	3.61(0.07)

Como ya sabemos, la dosis absorbida no pondera el daño biológico debido a neutrones, sino que es el equivalente de dosis la cantidad relevante en este sentido. En las tablas 3.6 y 3.7 se muestra el equivalente de dosis para los órganos considerados, junto con la incertidumbre relativa asociada, para los dos maniqués utilizados en nuestras simulaciones. En general los resultados encontrados son muy variables. Debido a la atenuación exponencial con la profundidad en el cuerpo, se encuentran valores más altos en las regiones anatómicas más superficiales y los valores más bajos en los órganos más profundos.

Se esperaba que el equivalente de dosis en piel tuviese los valores máximos; sin embargo, su valor se ha calculado como el promedio para el total de la superficie del cuerpo, con un espesor de 3 mm, por ser éste el tamaño del vóxel en el maniquí.

Se observan asimismo equivalentes de dosis de neutrones altas para órganos que se encuentran dentro del campo de tratamiento primario y cerca de la piel, por ejemplo, el colon, estómago, intestino delgado, vejiga urinaria, para hombre y mujer, y en todos los casos en orientación AP.

Los valores de equivalente de dosis para la orientación RL son sistemáticamente más bajos que para AP. La razón es, como ya lo mencionáramos antes, la ubicación de los órganos. En la proyección RL dichos órganos se encuentran más protegidos por músculos y tejidos del tronco y algunos están en posiciones relativamente más profundas. Por ejemplo, el equivalente de dosis para el corazón en orientación AP es $5.18 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ para el hombre y $5.25 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ para la mujer, mientras que en orientación RL resulta ser sólo de 0.46 y $0.54 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, respectivamente. De otra parte, todos los tejidos compuestos de hueso, cartílago y tejido esponjoso presentan equivalentes de dosis superiores respecto de los demás órganos, lo que se debe a los diferentes componentes constituyentes de cada uno de estos tejidos (ver tablas 3.1, 3.2 y 3.3).

En general el equivalente de dosis en órganos y tejidos tanto dentro como fuera del campo de tratamiento oscila entre 0.4 y $24 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, excepto para órganos superficiales como las mamas, el pene y los testículos, en los que se encontraron equivalentes de dosis de 28.92 , 44.02 y $38.49 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, respectivamente. Particularmente el cristalino en la mujer presenta un equivalente de dosis de $18.48 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, siendo este también un órgano superficial, al igual que los ojos en hombre y mujer que presentan equivalentes de dosis de 11.52 y $14.12 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, respectivamente.

Como queda dicho, la mayoría de los órganos, recibieron equivalentes de dosis inferiores a $24 \mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$. Esto equivale a $2400 \mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$, que equivaldrían, en fotones, a $2400 \mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Este valor vendría a ser 416 veces menor que la dosis máxima recibida en un tratamiento de radioterapia convencional, lo que representa una baja contribución terapéutica por parte de la contaminación por neutrones a la dosis total que recibiría el paciente.

3.4 Discrepancias entre cálculos del equivalente de dosis en órganos

Los cálculos previos de H en órganos han utilizado geometrías detalladas del acelerador, como en nuestro caso, pero los maniqués considerados han sido maniqués matemáticos con geometrías más o menos complejas. Por otro lado, sólo han considerado los órganos clásicos que ICRP asume que son de riesgo crítico a efectos estocásticos. En este trabajo, se ha modelado de una manera mucho más realista la geometría del cuerpo humano, tanto de hombre como de mujer, y se han considerado todos los órganos y tejidos. En la tabla 3.8 se comparan nuestros resultados con los escasos resultados disponibles de trabajos previos.

Tabla 3.8: Cuadro comparativo del H en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$, en tratamientos de cáncer de próstata con aceleradores de 18 MV reportados por varios autores: Ref. A (Kry et al., 2005a), Ref. B (Howell et al., 2006), Ref. C (Barquero et al., 2005a), Ref. D. (Vanhavere et al., 2004), Ref. E (Harrison et al., 2006), Ref. F (Kry et al., 2009b), y el H recibida por una mujer y un hombre sometidos a tratamientos para cáncer de colon en las orientaciones AP y RL.

Órgano	$H [\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}]$							
	Ref. A	Ref. B	Ref. C	Ref. D	Ref. E	Ref. F max-min	FAX06 AP-RL	MAX06 AP-RL
Bazo	-	-	9.27	-	5.67	-	3.69-0.16	5.03-0.09
Cerebro	-	-	3.31	-	4.59	-	1.80-3.42	1.16-1.78
Colon	12	2.27	31.85	21	6.08	2.4-1.2	9.91-4.30	11.67-3.0
Corazón	-	-	-	-	-	1.3	5.25-0.54	5.18-0.46
Esófago	7	0.5	2.47	2.1	5.4	1.1-7	2.56-0.62	1.83-0.37
Estomago	11.1	1.26	7.69	14.7	5.81	11.1-1.9	8.12-0.56	13.81-0.60
Hígado	11	2.9	8.38	8.4	5.67	11-1.2	6.69-8.06	9.45-5.81
Intestino delgado	-	-	187.51	-	6.08	-	8.81-3.82	10.63-2.24
Mamas	-	18.6	5.86	-	-	-	28.9-9.9	-
Médula ósea	-	1.88	6.44	-	5.67	-	11.57-8.17	15.45-12.46
Músculo	-	-	17.32	-	2.43	-	6.65-5.66	7.57-6.87
Ovarios	-	-	115.84	-	-	-	5.58-1.7	-
Páncreas	-	-	4.45	-	5.81	-	3.41-0.74	5.47-0.53
Piel	-	23	64.7	-	-	-	15.7-10.2	15.44-10.34
Próstata	-	-	-	-	-	1.2	-	8.89-0.998
Pulmones	9.1	0.65	1.35	3.4	5.4	1.7-9.1	3.25-3.71	3.75-1.93
Riñones	-	-	3.8	-	5.81	-	1.33-3.29	1.90-2.0
Suprarrenales	-	-	2.32	-	5.67	-	0.63-1.34	1.42-0.83
Testículos	-	-	-	-	-	4.3	-	38.49-4.08
Timo	-	-	2.47	-	2.7	-	9.48-0.49	4.62-0.25
Tiroides	12.7	18.6	5.95	8.8	5.13	2.3-12.7	13.6-2.85	9.67-0.58
Útero	-	-	61.67	-	-	-	5.61-1.12	-
Vesícula	-	3.45	170.01	-	6.48	-	10.9-3.61	23.15-3.92

Como se observa, los cálculos de H presentan diferencias significativas, si bien las condiciones en las cuales han sido hechos por cada uno de los autores varían ya que cambian los métodos de cálculo usados y, en general, las simplificaciones llevadas a cabo. Por ejemplo, nuestros cálculos y los publicados por Kry et al. (2009b) son relativamente parecidos, excepto para los testículos en orientación AP donde nuestros valores son mucho más elevados. De otro lado, las comparaciones con los cálculos de Barquero et al. (2005a) muestran notables discrepancias, particularmente para órganos como la vesícula, el intestino delgado, el útero, los ovarios y el colon. Los resultados de los demás autores presentan alguna concordancia con los resultados encontrados en este trabajo.

Se debe tener presente que medidas directas en este caso son imposibles de realizar, salvo las que podrían llevarse a cabo en maniqués antropomórficos con detectores adecuados incorporados, pero las mediciones experimentales de neutrones en aceleradores médicos presentan muchas dificultades. Los detectores usados para la detección de neutrones tienen una reducida sensibilidad debido a que son generalmente sensibles también a los fotones y las fluencias de éstos en los linacs clínicos son muy altas. Por otro lado, la naturaleza pulsada de los haces terapéuticos produce un apilamiento de pulsos que reduce la fiabilidad de estos detectores.

Capítulo 4

Dosimetría ambiental y personal

La inevitable producción de fotoneutrones en aceleradores de electrones cuando operan a energías superiores de 10 MV, no sólo genera dosis indeseadas al paciente, sino que también el personal trabajador que opera estos equipos y el público puede verse afectado por esta radiación cuando los blindajes no son los adecuados. Por esta razón se requiere un control eficaz ante la radiación neutrónica, para lo cual el diseño de los blindajes juega un papel relevante.

Lo ideal en estos casos sería evaluar el blindaje mediante técnicas Monte Carlo, como las que hemos desarrollado en este trabajo. Sólo de esta manera se puede corroborar con una buena aproximación que, además de cumplir con los límites establecidos, se garantiza la protección a personal y público en general.

Lo que normalmente suele hacerse para el cálculo de blindajes es usar relaciones matemáticas ya establecidas, con las que se calculan los espesores que deben ser interpuestos, tanto para barreras primarias como secundarias. Estos cálculos, por lo general, van más allá de los límites requeridos, por lo que no es extraño hacer sobreestimaciones, generalmente sobredimensionando espesores, con la consecuencia de recargar estructuras de instalaciones que pueden estar, por ejemplo, en pisos superiores. Estos inconvenientes podrían ser solucionados si los diseñadores consiguieran estimar los equivalentes de dosis personales y ambientales, dentro y fuera de las instalaciones, antes de la construcción de la instalación, mas no después de terminada ésta, como suele hacerse; además, esto podría generar beneficios para todas las partes involucradas.

El problema de la contaminación por fotoneutrones no se entiende con claridad y, además, existe una gran dificultad para medir los neutrones, particularmente fuera de la sala de tratamiento, donde la sensibilidad de los detectores, especialmente de neutrones térmicos, es deficiente. Aunque el espectro primario de fotoneutrones puede ser conocido, el efecto del blindaje contra fotones, alrededor del cabezal del acelerador, junto con la dispersión en las paredes del búnker, dan como resultado que las mediciones de fotoneutrones puedan presentar uno o más de los siguientes problemas:

- Respuestas inesperadas de los detectores de neutrones a los fotones de alta energía y, como resultado, mediciones de neutrones que pueden resultar demasiado elevadas.
- Utilización de un detector que mide la fluencia y realización de suposiciones incorrectas sobre el espectro de los neutrones que se está midiendo, quedando en entredicho la eficiencia del detector.
- Empleo de un detector de medición de equivalente de dosis y realización de suposiciones incorrectas similares a las anteriores, que dan lugar al mismo resultado que antes.
- Determinación del equivalente de dosis a partir de medidas de fluencia, ya que cualquier suposición errónea sobre parte o sobre todo el espectro que se mide, producirá un error en el equivalente de dosis calculado.
- Asunción de la ley del inverso del cuadrado para determinar la fluencia o el equivalente de dosis en un punto distante del acelerador, ya que en la geometría de alta dispersión de un búnker de hormigón, esta suposición no es válida.

Por estas y otras razones, una de las mejores opciones para determinar el equivalente de dosis ambiental y personal debido a neutrones en este tipo de instalaciones es mediante Monte Carlo, siempre y cuando los cálculos sean lo más realistas posible, involucrando, si se puede, hasta el propio paciente en las simulaciones, pues la mayor parte del tiempo de operación del acelerador, se hace con la presencia de éste. A esto hay que añadir los efectos que produce la presencia del tejido humano en el equivalente de dosis, ya que, como se demostrara en el capítulo anterior, el tejido, además de moderar los neutrones, también actúa como fuente de neutrones térmicos. Parte de los resultados obtenidos en este capítulo aparecen en Martínez et al. (2010c, 2010d)

4.1 Efectos del blindaje del cabezal del acelerador

Todos los acelerados cuentan con un blindaje, cuyo objeto es proporcionar protección contra fotones, y sistemas de colimación para el haz de radiación. A diferencia de la radiación de frenado, los neutrones se producen de forma aproximadamente isotrópica y atraviesan el blindaje del cabezal en todas las direcciones. Para el blindaje de fotones comúnmente se usan algunos metales pesados, como tungsteno, plomo o hierro, para los cuales el único mecanismo significativo de pérdida de energía para los neutrones que interactúan con ellos es la dispersión inelástica, por reacciones $(n,n'\gamma)$ o $(n,2n)$. El primer proceso predomina a energías del orden del MeV, mientras que el segundo es efectivo a más altas energías.

La dispersión inelástica sólo puede ocurrir a energías por encima del estado excitado más bajo de los isótopos presentes en el material del blindaje y del cabezal. En los aceleradores estudiados, los principales componentes del blindaje, colimadores y sistemas MLC son Fe, Pb y W, cuyos estados excitados más bajos son enumerados en la tabla 4.1.

Tabla 4.1: Estados excitados de distintos isótopos de Pb, Fe y W.

Elemento	A	Abundancia [%]	Primer estado excitado [MeV]
Fe	54	5.8	1.41
	56	91.7	0.847
W	182	26.4	0.1
	183	14.4	0.047
	184	30.6	0.111
	186	28.4	0.123
Pb	206	25.1	0.803
	207	21.7	0.570
	208	52.3	2.61

Como vemos, en todos los casos son necesarios neutrones rápidos para que se produzca una dispersión inelástica y la consiguiente reacción $(n,n'\gamma)$. Como los neutrones producidos en el blanco del acelerador son en su mayoría neutrones rápidos, se tendrá una contribución de radiación gamma y, por otro lado, habrá una pérdida de energía por colisión de los neutrones con los componentes antes mencionados. Estos neutrones, ahora epitérmicos, son en su mayor parte los que conseguirán atravesar el blindaje del cabezal, impactarán contra las paredes del búnker y, dependiendo de su energía, conseguirán atravesarlas después de ser termalizados.

Dado que la sección eficaz total inelástica para la reacción $(n,2n)$ es del orden de 1 o 2 barns en estos materiales, los neutrones sufrirán varias colisiones cuando atraviesan el blindaje de fotones, especialmente cuando los aceleradores operen a energías altas, ya que esta reacción tiene un umbral de energía para los neutrones incidentes que está asociada a la energía de enlace del neutrón que es arrancado del núcleo.

Hay además una gran cantidad de dispersión elástica que tiene lugar en este rango de energías y para estos materiales. Esto no produce pérdidas de energía de los neutrones, pero permite un mayor alcance de los neutrones dentro de los componentes del cabezal, lo que contribuye a que haya una mayor probabilidad de que se produzcan reacciones inelásticas, en general, y reacciones $(n,2n)$, en particular.

Digamos para finalizar, que las secciones eficaces de captura neutrónica por estos materiales son muy pequeñas, especialmente para neutrones térmicos, lo que resulta en una escasa atenuación de la radiación neutrónica que incide contra ellos.

4.2 Efectos en la sala de tratamiento.

La mayoría de los aceleradores se encuentran en una sala blindada, por lo general de hormigón baritado. Los neutrones que interactúan con el hormigón sufren principalmente dispersión elástica. El hidrógeno, principal componente del hormigón, termaliza con bastante rapidez los neutrones, que luego son capturados. Por lo general dicha captura va acompañada de la emisión de rayos gamma. Los neutrones que consiguen atravesar el hormigón, lo harán después de ser termalizados, pero darán lugar a contribuciones al equivalente de dosis en puntos fuera de la sala de tratamiento que es importante conocer.

Muchos de los neutrones pueden ser dispersados dentro de la sala de tratamiento, atravesando varias veces el recinto antes de ser capturados; el resultado es un espectro de neutrones de baja energía dispersados por toda la sala. Patterson y Wallace (1958) ubicaron una fuente de neutrones rápidos dentro de un búnker y demostraron que la fluencia de neutrones térmicos era aproximadamente constante. Aunque esto no puede asegurarse en nuestro caso, ya que la fuente de neutrones de un acelerador es polienergética, sí puede asegurarse que la mayor parte de los neutrones que se producen son rápidos, como lo hemos demostrado en este trabajo.

4.3 Instalaciones y aceleradores usados

Para este estudio se han modelizado con MCNPX las geometrías detalladas de tres instalaciones de hospitales, cuyos diseños, planos y materiales fueron obtenidos gracias a la colaboración de los correspondientes Servicios de Radiofísica. En concreto, se han analizado las instalaciones de los hospitales Río Hortega (Valladolid), que alberga un Varian Clinac 2100C/D de 15 MV, Ramón y Cajal (Madrid), que dispone de un Elekta Inor de 15 MV, y San Pablo (Lima), en el que opera un Varian Clinac 2100C/D de 18 MV.

Para cada instalación se construyó su geometría completa, incluyendo en cada caso la geometría del cabezal del correspondiente acelerador. En cada búnker fueron fijados distintos puntos de interés para realizar los cálculos, dependiendo de las características particulares de cada instalación y con el fin de hacer un cálculo más realista, se incluyó el maniquí de tejido ICRU (ver figura 2.1) que simula al paciente.

El objetivo de este estudio es calcular el equivalente de dosis personal, $H_p(10)$, y el equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, en diferentes puntos, dentro y fuera de la sala de tratamiento. El cálculo permite evaluar también la eficiencia del blindaje de hormigón contra la emisión de neutrones.

4.3.1 Instalación del acelerador Varian Clinac 2100C/D de 15 MV

Esta instalación se encuentra en el Hospital Río Hortega de Valladolid, que alberga un acelerador Varian Clinac 2100C/D de 15 MV; la figura 4.1 muestra la vista 3D de la misma. Se encuentra en una planta primera, por lo que hubo necesidad de construir también la geometría del piso inferior. Exactamente debajo del búnker existe un sótano que, por seguridad, no está habilitado, pero sí lo están las zonas alrededor de ese sótano, por lo que fueron estudiadas al igual que las zonas alrededor del búnker y del mismo modo la planta superior.

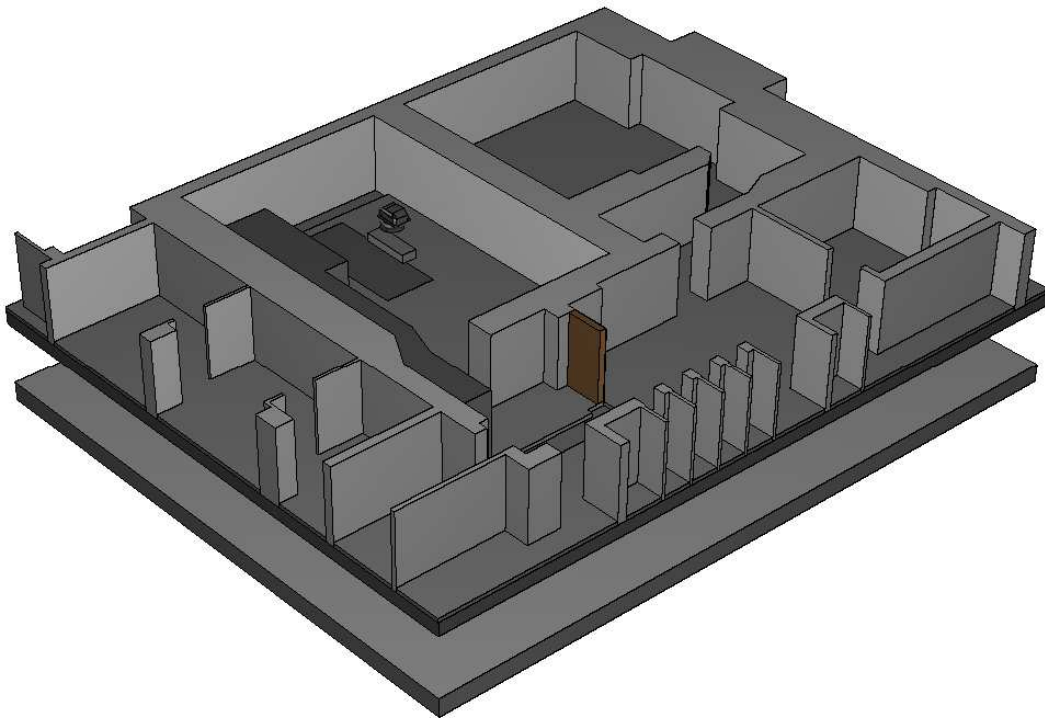


Figura 4.1: Instalación del acelerador Varian Clinac 2100 C/D de 15 MV del hospital Río Hortega de Valladolid.

En la figura 4.2, se muestra la ubicación de los puntos de cálculo, establecidos según su criticidad, de acuerdo con el Servicio de Protección Radiológica del hospital, y que corresponden a 17 puntos dentro de la instalación (puntos negros) y a 20 fuera (puntos blancos).

En el panel (a) de la figura 4.2 se muestra la proyección en el plano xy . El punto $\circ 12$ corresponde a la sala de control y el punto $\circ 15$ se encuentra en una instalación anexa que alberga un acelerador Elekta SL25 de 18 MV. En el panel (b) se representa la proyección yz . En el punto $\bullet 16$, a 50 cm por encima del maniquí, se determina el espectro de neutrones rápidos que son emitidos directamente desde el cabezal, y en el punto $\bullet 17$, a 50 cm por debajo del maniquí, el espectro moderado de neutrones, ambos

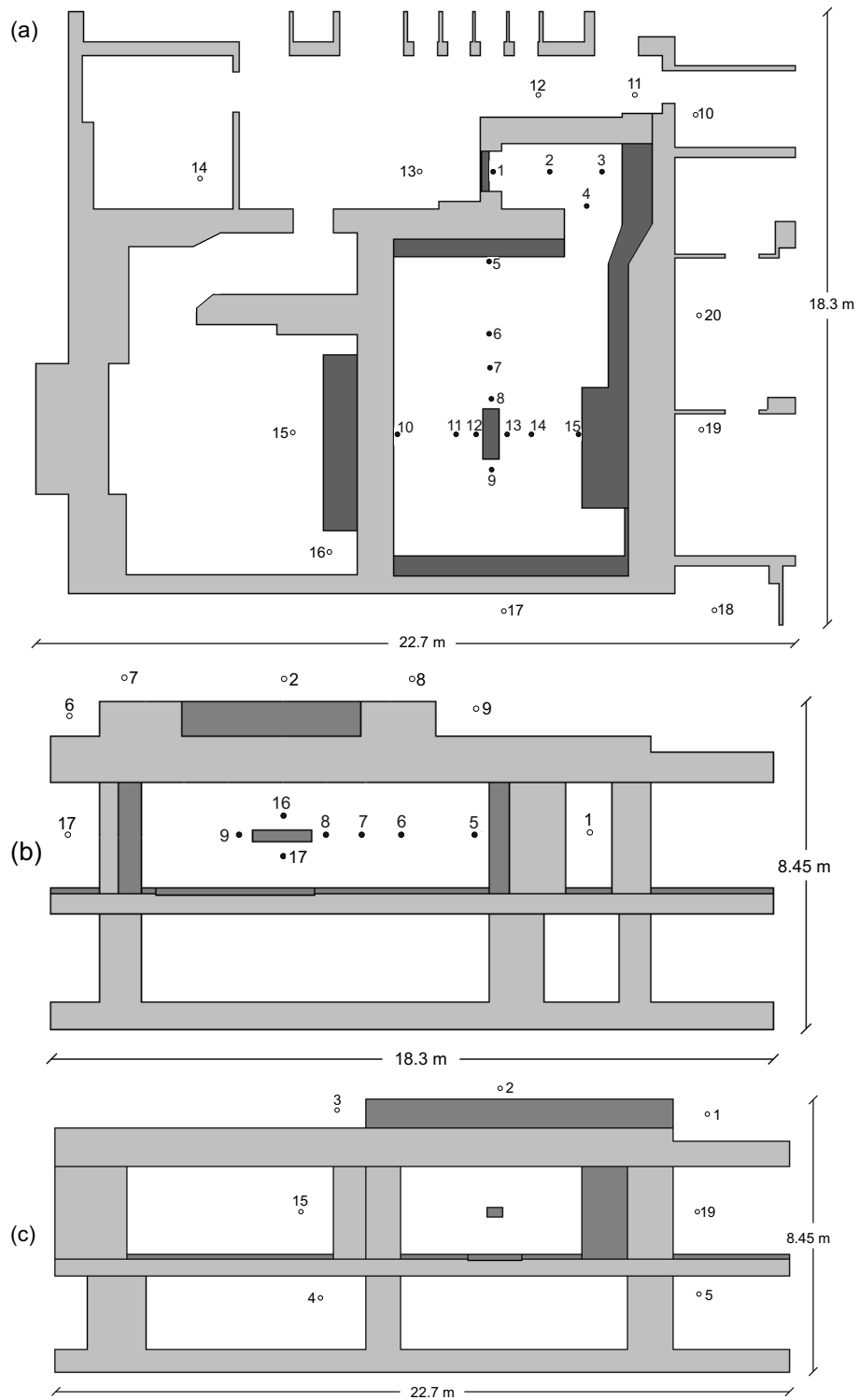


Figura 4.2: Puntos de cálculo dentro y fuera del búnker del acelerador Varian Clinac 2100C/D de 15 MV del Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. Se muestran las proyecciones (a) xy , (b) yz y (c) xz .

en la orientación AP. En el panel (c) se muestra la proyección xz y en él se indican los puntos de las plantas inferior y superior que corresponden con flujo de personal y público. Esta instalación la hemos denominado II.

4.3.2 Instalación del acelerador Elekta Inor de 15 MV

La segunda instalación estudiada corresponde al búnker del Hospital Ramón y Cajal de Madrid, que alberga un acelerador Elekta Inor de 15 MV y que se encuentra ubicado en el sótano del edificio. En este caso, los puntos de interés están situados en los alrededores de la instalación y en planta superior.

Esta instalación es de interés por el diseño mismo, ya que, como se observa en la figura 4.3, no tiene puerta de acceso. A diferencia de los otros búnkeres estudiados, éste se presenta como una alternativa a los inconvenientes de construcción que se tienen en los búnker con puerta, principalmente por el peso de ésta. Pero, por otro lado, está el espacio con el que se cuenta para la construcción de la instalación. Lo importante aquí es corroborar que la radiación de neutrones es neutralizada con la misma eficiencia que en los búnkeres con puerta.

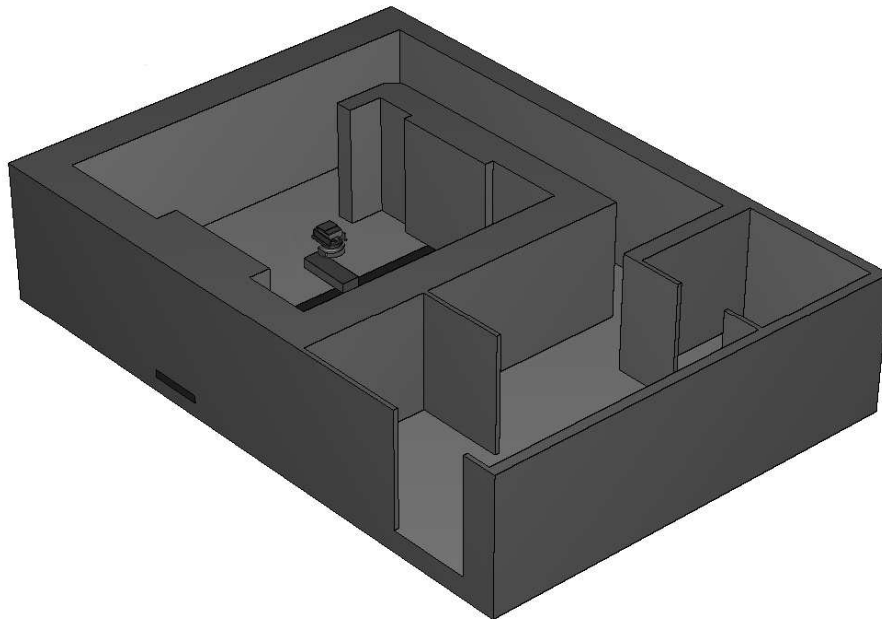


Figura 4.3: Búnker sin puerta del acelerador Elekta Inor de 15 MV del hospital Ramón y Cajal de Madrid.

En la figura 4.4 se muestra la ubicación de los puntos de cálculo, según su criticidad, y que corresponden a 16 puntos dentro y a 18 puntos fuera de la instalación.

En el panel (a) se tiene el plano xy de la instalación; el punto 05 corresponde a la sala de control. En el panel (b), plano xz , los puntos ●14 y ●15 son aquellos que determinan los espectros neutrónicos antes y después del maniquí, en orientación AP.

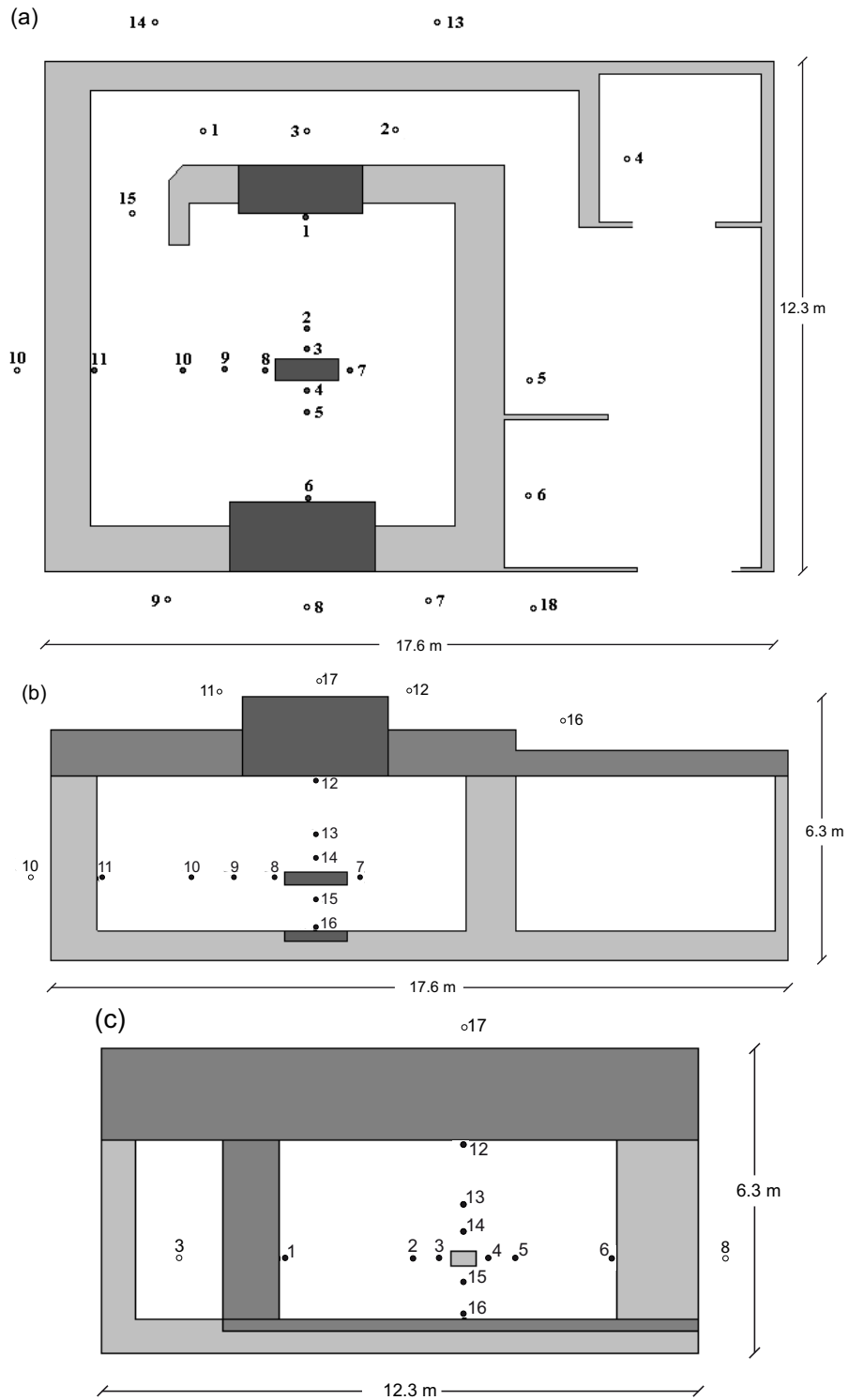


Figura 4.4: Puntos de cálculo dentro y fuera del búnker del acelerador Elekta Inor de 15 MV del Hospital Ramón y Cajal de Madrid. Se muestran las proyecciones (a) *xy*, (b) *xz* y (c) *yz*.

Por último, en el panel (c), plano yz , en los puntos $\circ 1$, $\circ 2$ y $\circ 3$ se determina la fluencia a través del laberinto. Hemos llamado a esta instalación I2.

4.3.3 Instalación del acelerador Varian Clinac 2100C/D de 18 MV

La tercera instalación estudiada corresponde al búnker del Hospital San Pablo de Lima (Perú). Esta instalación se encuentra ubicada en la planta baja del edificio y los puntos de interés están situados en sus alrededores principalmente.

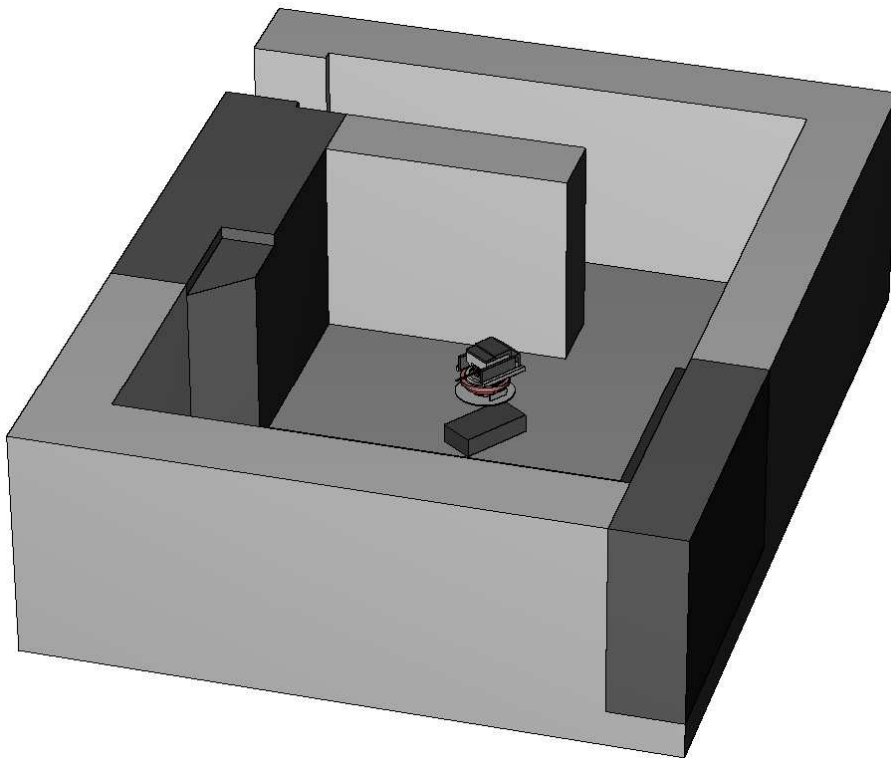


Figura 4.5: Instalación del acelerador Varian Clinac 2100C/D de 18 MV del hospital San Pablo de Lima (Perú).

Esta instalación es de interés por la ubicación particular del acelerador. Como se observa en la figura 4.5, se encuentra en posición diagonal con respecto al búnker. Además, este acelerador es, como hemos visto anteriormente, uno de los que presenta una mayor producción fotonuclear y, por consiguiente, uno de los que mayor equivalente de dosis suministra durante su operación.

En el panel (a) de la figura 4.6 se tiene el plano xy de la instalación; el punto $\circ 16$ corresponde a la sala de control. En el panel (b), plano xz , el punto $\bullet 5$ es el seleccionado para calcular el espectro en aire y el punto $\bullet 6$ para el espectro moderado de neutrones que atraviesan el tejido ICRU del maniquí, ambos en orientación AP. Esta instalación es la denominada I3.

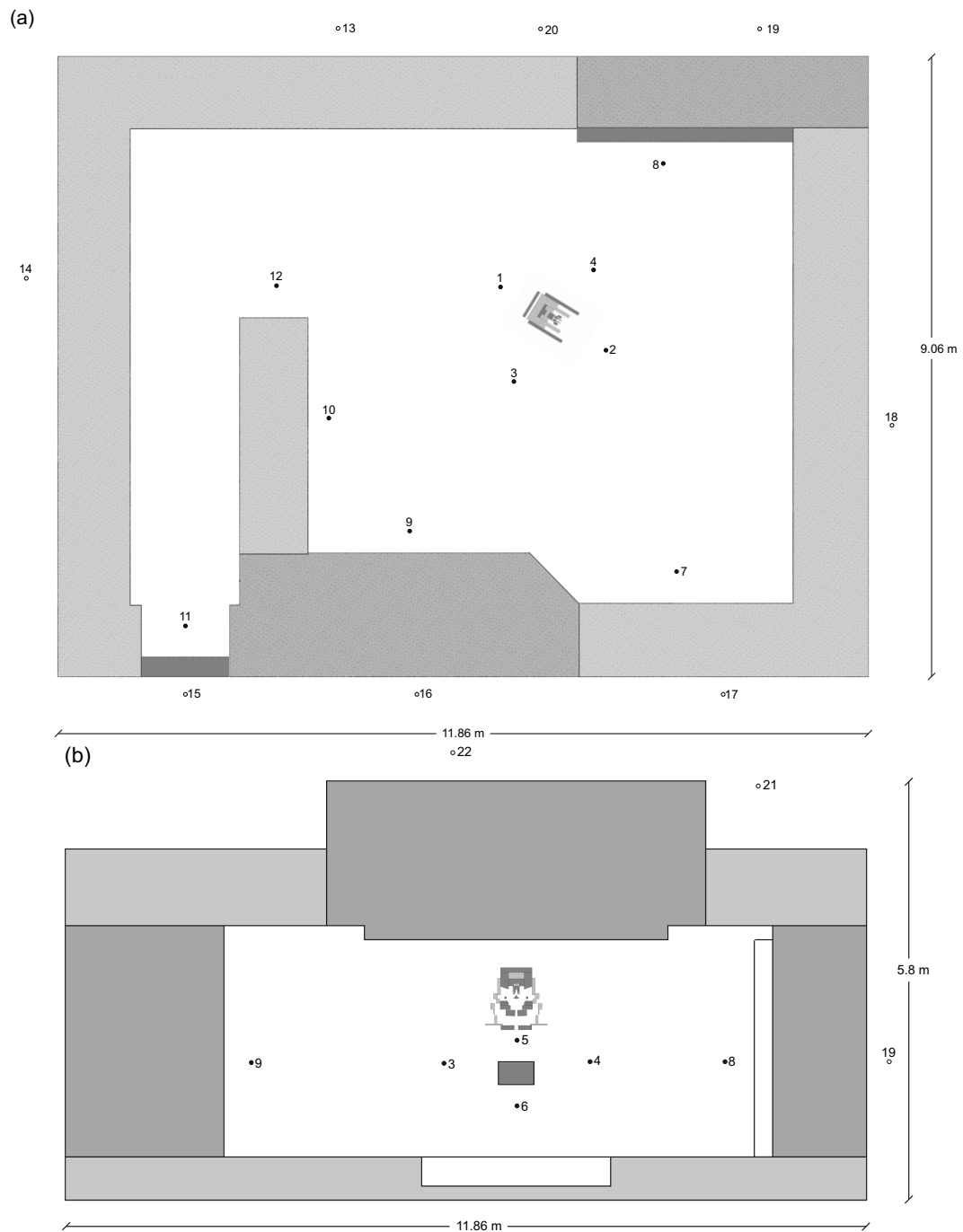


Figura 4.6: Puntos de cálculo dentro y fuera del búnker del acelerador Varian Clinac 2100 C/D de 18 MV del Hospital San Pablo de Lima (Perú). Se muestran las proyecciones (a) *xy* y (b) *xz*.

4.4 Espectros de fluencia de neutrones dentro y fuera de las instalaciones

Inicialmente se calcularon los espectros de fluencia de neutrones en algunos puntos de interés, dentro y fuera de la sala de tratamiento.

En la figura 4.7 se muestra el espectro de fluencia obtenido para puntos situados a 50 cm delante del maniquí, en la dirección del eje del haz, que revela la distribución

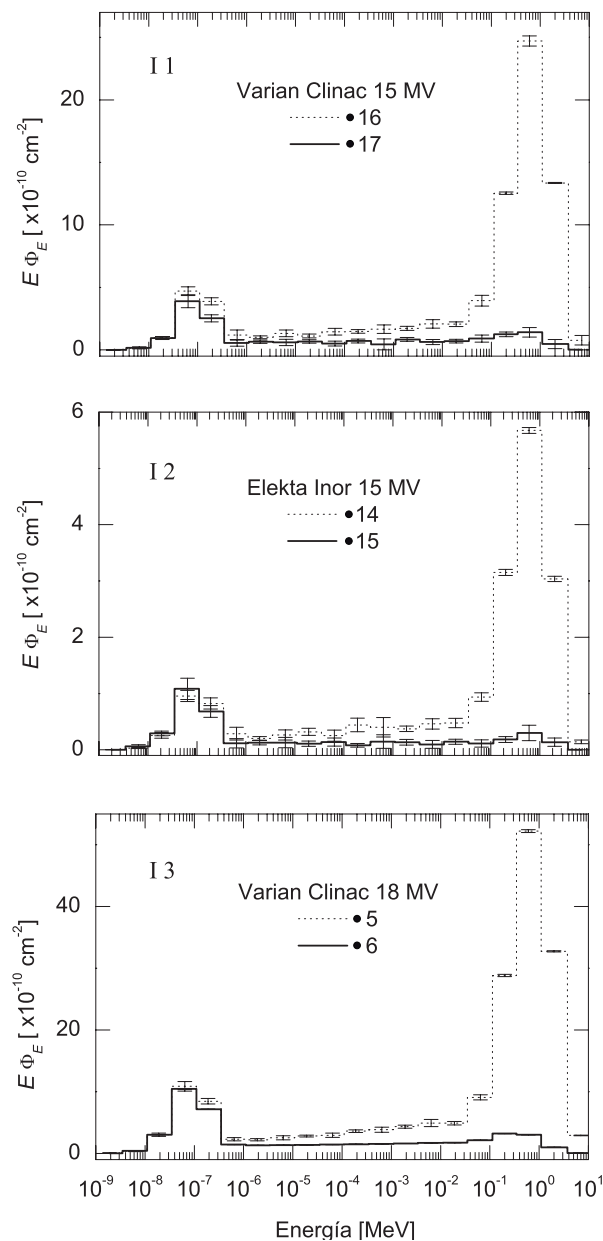


Figura 4.7: Espectros de fluencia de neutrones, por electrón emitido, en puntos situados delante y detrás del maniquí ICRU (irradiación AP) para los tres equipos considerados.

energética de los neutrones emitidos directamente desde el cabezal, y a 50 cm detrás del maniquí y en la misma dirección.

En el caso de los puntos ●16, ●14 y ●5 situados a 50 cm delante del maniquí, se observa, a alta energía, un acusado pico que nos confirma que la mayor parte de neutrones producidos en el cabezal son neutrones rápidos. El rango de energía de estos neutrones rápidos no presenta diferencias significativas entre los tres casos estudiados.

A baja energía se observa, para los mismos puntos de cálculo, la presencia de un pico mucho menos acusado que el anterior y que corresponde a los neutrones térmicos que son emitidos desde el cabezal. Entre ambos picos, se observa una distribución de neutrones epitérmicos común a los tres modelos y que crece ligeramente con la energía.

Aunque los tres modelos presentan un espectro similar, la característica más importante es la diferencia de fluencia entre los aceleradores de 15 MV. Se encuentra que la producción de neutrones en el acelerador Varian Clinac es hasta cuatro veces superior a la del acelerador Elekta Inor, tanto a baja como a alta energía. Esto concuerda con los resultados ya vistos anteriormente. Por otro lado, la mayor fluencia de neutrones se observa en el acelerador Varian Clinac de 18 MV. Esto confirma de nuevo que la producción de neutrones no depende sólo de la energía del haz de electrones incidente sobre el blanco, ni de la energía del haz de fotones usado en el tratamiento, si no que también juega un papel relevante el tipo de acelerador y, en particular, los materiales con los cuales están fabricados sus componentes.

Los puntos ●17, ●15 y ●6 de las tres instalaciones permiten estudiar el espectro de los neutrones que atraviesan el maniquí de tejido ICRU. Al disminuir la fluencia total de neutrones por la presencia del maniquí, cabe pensar que en estos puntos contribuyan, de manera más significativa, los neutrones que son dispersados por la sala y que alcanzan dicho punto. En la figura 4.7 se observa, en los tres casos que el pico de baja energía predomina y se mantiene aproximadamente igual al encontrado en los espectros antes del maniquí, mientras el pico de alta energía prácticamente ha desaparecido. Esto confirma que el maniquí se comporta como un excelente moderador de neutrones, con lo cual, todos los neutrones rápidos que son generados desde el cabezal transfieren su energía al tejido hasta ser termalizados y absorbidos por el medio y sólo unos pocos rápidos conseguirán atravesar el tejido. Además, como los picos de baja energía son, como hemos dicho, prácticamente iguales, se podría decir que en el maniquí se establece un cierto equilibrio para los neutrones térmicos, en cuyo caso, la aportación de los neutrones dispersados en el búnker sería poco importante.

Para analizar esta fluencia de neutrones dentro de la sala de tratamiento, y corroborar si la fluencia térmica se mantiene aproximadamente constante (McCall et al., 1979), se realizaron simulaciones independientes con diferentes orientaciones del cabezal del acelerador, estableciendo las posibles diferencias entre los espectros obtenidos para un mismo punto de cálculo.

4.4 Espectros de fluencia de neutrones dentro y fuera de las instalaciones 93

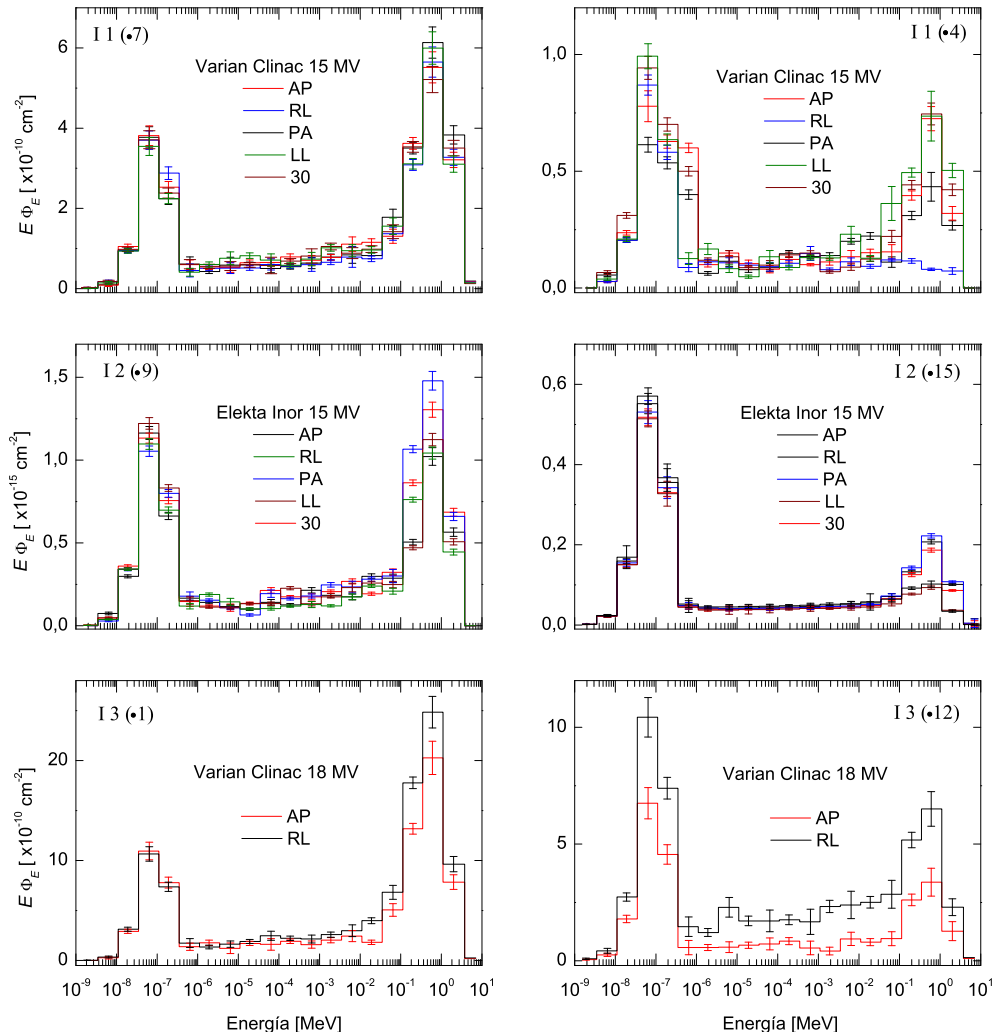


Figura 4.8: Espectro de fluencia de neutrones por electrón emitido. Los paneles superiores corresponden a los puntos •7 y •4 de la I1; los paneles medios corresponden a los puntos •9 y •15 de la I2, y los paneles inferiores corresponden a los puntos •1 y •12 de la I3.

En la figura 4.8 se muestran los diferentes espectros de fluencia calculados para las distintas orientaciones del gantry de cada acelerador. En los paneles superiores se muestran los espectros correspondientes a puntos de la I1. El punto •7 se encuentra a 2 m del isocentro y el punto •4 se encuentra en un punto más lejano dentro del laberinto (ver figura 4.2); para estos dos puntos se hicieron cinco simulaciones independientes en las orientaciones AP, RL, posterior-anterior (PA), lateral-izquierda (LL) y gantry rotado 30 grados (30). En el espectro del punto •7, aunque nos encontramos alejados del campo de tratamiento (en todos los casos es de $10 \times 10 \text{ cm}^2$), se observa que predomina el pico de alta energía independiente de la orientación del cabezal del acelerador; pero si nos alejamos aún más, a la posición del punto •4, vemos que ahora el pico de baja energía ha aumentado respecto al espectro anterior, mientras que el de alta energía ha disminuido.

Además, el pico de baja energía es igual o superior al de alta energía en todas las orientaciones.

En la figura 4.8, los paneles medios corresponden a la I2. Aquí hemos estudiado los puntos ●9, que estaría situado a dos metros del isocentro, y ●12, situado en la entrada al laberinto (ver figura 4.4). Se analizaron las mismas cinco orientaciones que en el caso anterior y se observa un comportamiento muy similar al observado en los espectros de la I1. Para el punto ●9, el pico de alta energía sigue estando presente en todas las orientaciones, mientras que para el punto ●15 encontramos que el pico de alta energía está bastante disminuido. Cabe señalar que, en este último caso, la componente térmica es claramente dominante en todas las orientaciones.

Los paneles inferiores de la figura 4.8 corresponden a la instalación I3. Hemos calculado los espectros en los puntos ●1, que se encuentra a 1 m del isocentro, y ●12 que se encuentra en la entrada al laberinto (ver figura 4.6). En este caso sólo se hicieron dos simulaciones independientes para las orientaciones AP y RL, considerando que según los resultados obtenidos para I1 e I2, el espectro de fluencia no cambia significativamente con la orientación del *gantry* dentro de la sala de tratamiento. Los espectros de fluencia encontrados aquí son muy parecidos a los espectros de I1 e I2, con la diferencia de que, en este acelerador hay mayor fluencia de neutrones como ya se ha analizado previamente. Por lo demás, el pico de alta energía se mantiene como dominante en el punto cercano al isocentro y el de baja energía aumenta en el más alejado.

En conclusión: las tres instalaciones presentan espectros de fluencia muy parecidos en puntos situados a distancias similares del isocentro. Los picos de alta y de baja energías se mantienen aproximadamente dentro de los mismos rangos de energía. A medida que nos alejamos del isocentro, el pico de alta energía disminuye, mientras el de baja energía aumenta. Si se analiza sólo la fluencia térmica en cada pareja de puntos correspondiente a cada instalación observamos que, en ningún caso, se mantiene aproximadamente constante como argumentara McCall et al. (1979).

En la figura 4.9 se muestran los espectros de fluencia de neutrones en los puntos correspondientes a la sala de control de las tres instalaciones. Tal como puede verse en la figura, la contribución neutrónica fuera del búnker se debe sólo a neutrones térmicos.

A igualdad de energía de operación, vemos que la fluencia de neutrones es mayor en la instalación I2 que en la I1; esto puede estar relacionado con el hecho de que I2 es precisamente la instalación sin puerta de acceso al búnker. Por otro lado, es notable el hecho de que la I3 es la que da una menor fluencia de neutrones en la sala de control, a pesar de que, como ya se ha hecho notar anteriormente, el acelerador Varian Clinac de 18 MV es el que mayor producción neutrónica presenta. Esto se debe a la barrera de 180 cm de barita de $3.2 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ interpuesta entre el acelerador y la sala de control, que, por tanto, consigue moderar eficientemente la radiación de neutrones.

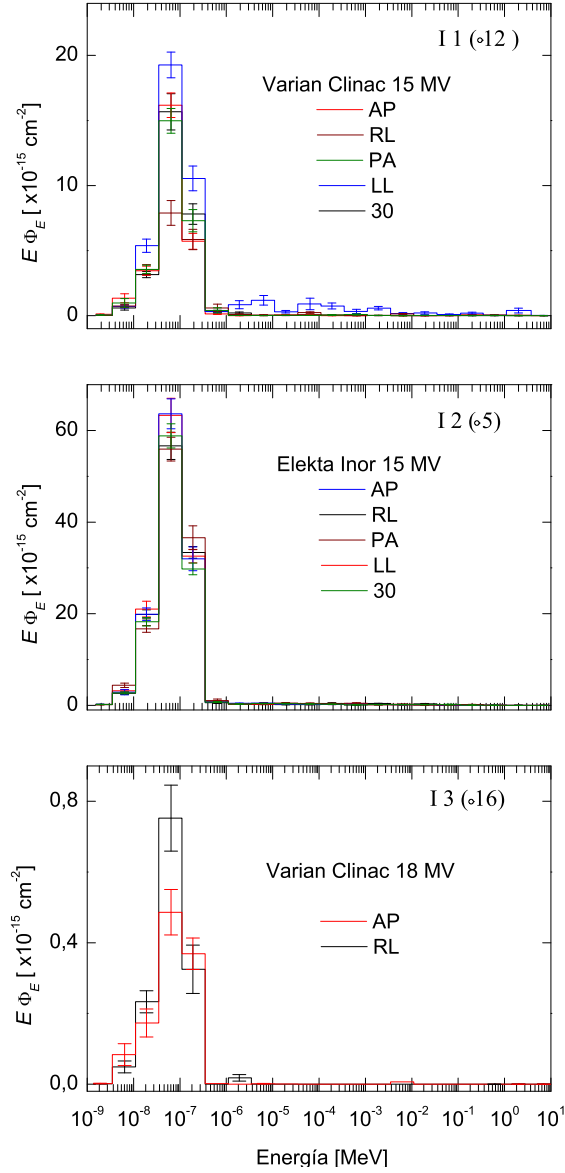


Figura 4.9: Espectros de fluencia de neutrones, por electrón emitido, en puntos de las salas de control de las tres instalaciones estudiadas.

4.5 Cálculo de los equivalentes de dosis personal y ambiental

El equivalente de dosis personal, $H_p(10)$, se calcula como

$$H_p(10) = \int_0^{\infty} h_p(E) \Phi_E dE, \quad (4.1)$$

donde $h_p(E)$ son los coeficientes de conversión de fluencia a equivalente de dosis personal (ver figura A.2) y Φ_E es la fluencia de neutrones (por partícula emitida). De igual

manera, el equivalente de dosis ambiental, $H^*(10)$, se calcula como:

$$H^*(10) = \int_0^{\infty} h^*(E) \Phi_E dE, \quad (4.2)$$

donde $h^*(E)$ son los coeficientes de conversión de fluencia a equivalente de dosis ambiental (ver figura A.3).

A continuación se presentan los cálculos de $H^*(10)$ y $H_p(10)$ en cada una de las instalaciones estudiadas para puntos dentro y fuera de la sala de tratamiento. Dado que la incertidumbre asociada a los cálculos, particularmente para puntos externos al búnker son altos, sólo se consideran aquellos cuya incertidumbre relativa sea inferior al 30 %.

En la instalación I1 se obtuvieron resultados para cinco orientaciones, esto es RL, LL, AP, PA y 30. En la tabla 4.2 se muestran los valores de $H_p(10)$ y $H^*(10)$ para los 17 puntos considerados dentro de la instalación, junto con las correspondientes incertidumbres relativas en % (entre paréntesis) que están asociados a la figura 4.2. Los máximos valores tanto de $H_p(10)$ como de $H^*(10)$, se encuentran siempre en puntos cercanos al isocentro, por ejemplo en AP, estos valores corresponden a los puntos ●8, ●9, ●11, ●12, ●13 y ●14, mientras que para puntos más alejados, como el punto ●1, se encuentran los valores más bajos.

Fuera de la instalación fueron definidos 20 puntos cuyos valores encontrados se muestran en la tabla 4.3. Los máximos valores en este caso corresponden a los puntos ○11, ○12 y ○13 en las orientaciones RL, PA y 30, de los cuales el punto ○12 corresponde a la sala de control, mientras que ○11 corresponde al punto externo a la puerta del búnker y ○13 se sitúa en las cercanías de la sala de control.

En la instalación I2 al igual que en I1, se calcularon $H_p(10)$ y $H^*(10)$ para las mismas cinco orientaciones. El acelerador que se encuentra dentro de este búnker corresponde a un Elekta Inor de 15 MV, que según nuestros estudios es el de menor producción neutrónica.

En la tabla 4.4 se muestran los valores de $H^*(10)$ y $H_p(10)$ obtenidos en los 16 puntos considerados dentro de I2 y asociados a la figura 4.4. Los máximos valores obtenidos aquí corresponden a los puntos ●2, ●3, ●4, ●5, ●7, ●8 y ●9 en orientaciones AP, PA y 30, todos ellos puntos cercanos al isocentro, mientras que el punto de menor exposición corresponde al punto ●11.

Fuera de I2 fueron definidos 18 puntos, en la tabla 4.5 se muestran los valores de $H_p(10)$ y $H^*(10)$ encontrados. Los máximos valores corresponden en este caso a los puntos ○1, ○2, ○3, y ○5, de los cuales el punto ○5 corresponde a la sala de control.

En la instalación I3 se hicieron cálculos en orientación AP y RL. El acelerador que se encuentra dentro de esta instalación es un Varian Clinac 2100C/D de 18 MV, que corresponde al de mayor producción neutrónica de los modelos estudiados en este trabajo.

Tabla 4.2: Equivalente de dosis personal $H_p(10)$ y equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ e incertidumbre relativa, en % (entre paréntesis), calculados dentro de la instalación I1, en las cinco orientaciones.

I1 punto	$H_p(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
	RL	LL	AP	PA	30
●1	5.87E-02 (30)	4.12E-02 (20)	2.78E-02 (20)	6.39E-02 (20)	4.92E-02 (20)
●2	8.31E-02 (30)	2.01E-01 (20)	2.65E-01 (30)	1.41E-01 (20)	1.50E-01 (20)
●3	2.37E-01 (20)	1.05E+00 (10)	6.71E-01 (20)	1.00E+00 (10)	8.02E-01 (10)
●4	2.72E-01 (10)	1.21E+00 (9)	9.91E-01 (10)	7.82E-01 (10)	1.13E+00 (9)
●5	2.93E+00 (8)	3.23E+00 (6)	2.87E+00 (10)	2.80E+00 (6)	2.99E+00 (5)
●6	5.29E+00 (6)	5.18E+00 (4)	5.89E+00 (7)	5.60E+00 (4)	4.85E+00 (4)
●7	8.27E+00 (5)	8.54E+00 (3)	9.07E+00 (5)	9.49E+00 (3)	8.52E+00 (3)
●8	9.50E+00 (4)	9.92E+00 (3)	1.51E+01 (4)	1.71E+01 (2)	1.55E+01 (2)
●9	9.73E+00 (4)	1.01E+01 (3)	1.58E+01 (4)	1.77E+01 (2)	1.63E+01 (2)
●10	1.51E+01 (3)	1.71E+00 (7)	5.91E+00 (7)	6.09E+00 (4)	4.40E+00 (4)
●11	--	3.05E+00 (5)	1.36E+01 (4)	1.60E+01 (2)	1.05E+01 (3)
●12	--	3.21E+00 (5)	1.82E+01 (4)	2.07E+01 (2)	5.62E+00 (4)
●13	3.42E+00 (7)	--	1.74E+01 (4)	1.94E+01 (2)	3.37E+01 (1)
●14	2.82E+00 (7)	--	1.28E+01 (4)	1.63E+01 (2)	2.92E+01 (1)
●15	2.19E+00 (8)	2.04E+01 (2)	7.23E+00 (6)	7.53E+00 (3)	1.05E+01 (3)
●16	1.62E+01 (3)	1.66E+01 (2)	--	1.93E+00 (6)	2.67E+00 (5)
●17	1.70E+01 (3)	1.79E+01 (2)	2.18E+00 (9)	--	4.81E+01 (1)
	$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
●1	--	3.95E-02 (20)	2.64E-02 (20)	6.10E-02 (20)	4.69E-02 (20)
●2	7.95E-02 (30)	1.93E-01 (20)	2.55E-01 (30)	1.35E-01 (20)	1.44E-01 (20)
●3	2.27E-01 (20)	1.01E+00 (10)	6.48E-01 (20)	9.65E-01 (10)	7.69E-01 (10)
●4	2.59E-01 (10)	1.17E+00 (9)	9.53E-01 (10)	7.52E-01 (10)	1.09E+00 (9)
●5	2.81E+00 (8)	3.09E+00 (6)	2.76E+00 (10)	2.68E+00 (6)	2.87E+00 (5)
●6	5.08E+00 (6)	4.99E+00 (4)	5.66E+00 (7)	5.38E+00 (4)	4.66E+00 (4)
●7	7.96E+00 (5)	8.21E+00 (3)	8.73E+00 (5)	9.13E+00 (3)	8.19E+00 (3)
●8	9.15E+00 (4)	9.55E+00 (3)	1.46E+01 (4)	1.65E+01 (2)	1.49E+01 (2)
●9	9.35E+00 (4)	9.75E+00 (3)	1.52E+01 (4)	1.70E+01 (2)	1.57E+01 (2)
●10	1.45E+01 (3)	1.64E+00 (7)	5.68E+00 (7)	5.85E+00 (4)	4.23E+00 (4)
●11	--	2.93E+00 (5)	1.31E+01 (4)	1.54E+01 (2)	1.01E+01 (3)
●12	--	3.08E+00 (5)	1.75E+01 (4)	2.00E+01 (2)	5.40E+00 (4)
●13	3.28E+00 (7)	--	1.67E+01 (4)	1.86E+01 (2)	3.24E+01 (1)
●14	2.70E+00 (7)	--	1.23E+01 (4)	1.57E+01 (2)	2.82E+01 (1)
●15	2.09E+00 (8)	1.97E+01 (2)	6.94E+00 (6)	7.23E+00 (4)	1.01E+01 (3)
●16	1.56E+01 (3)	1.59E+01 (2)	--	1.85E+00 (6)	2.56E+00 (5)
●17	1.64E+01 (3)	1.72E+01 (2)	2.09E+00 (9)	--	4.63E+01 (1)

En la tabla 4.6 se muestran los valores de $H^*(10)$ y $H_p(10)$ encontrados dentro y fuera de I3. Fueron considerados 22 puntos de los cuales 12 corresponden a puntos internos y 10 a puntos externos a la instalación. Los correspondientes puntos están asociados a la figura 4.6.

Los máximos valores de $H_p(10)$ y $H^*(10)$ al igual que en los casos anteriores corresponden a puntos cercanos al isocentro, en este caso son los puntos o2, o3, o4, o6, o7, o15 y el punto de máxima dosis es el punto caudal que corresponde al punto o5 en

Tabla 4.3: Equivalente de dosis personal $H_p(10)$ y equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ e incertidumbre relativa, en % (entre paréntesis), calculados fuera de la instalación I1, en las cinco orientaciones.

I1 punto	$H_p(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
	RL	LL	AP	PA	30
o1	2.29E-20 (25)	1.20E-19 (18)	--	5.67E-20 (16)	7.41E-20 (25)
o2	--	--	--	--	1.01E-14 (20)
o3	1.16E-14 (23)	--	--	--	1.30E-15 (7)
o4	--	5.71E-14 (12)	--	--	5.97E-13 (30)
o5	--	2.49E-18 (30)	--	--	2.87E-18 (28)
o6	--	--	2.84E-15 (30)	3.71E-15 (11)	--
o7	--	--	1.15E-17 (30)	9.49E-18 (15)	4.01E-17 (17)
o8	--	--	--	5.39E-17 (16)	1.26E-16 (10)
o9	6.07E-12 (20)	--	3.23E-12 (23)	9.81E-12 (30)	--
o10	7.21E-08 (30)	1.46E-06 (15)	2.61E-07 (18)	9.66E-07 (21)	3.48E-05 (30)
o11	4.53E-06 (15)	2.67E-05 (10)	--	1.41E-05 (9)	5.01E-04 (12)
o12	4.59E-06 (11)	9.55E-06 (8)	6.61E-06 (11)	7.25E-06 (10)	2.36E-04 (11)
o13	9.25E-06 (7)	2.78E-05 (19)	--	1.49E-05 (10)	4.30E-04 (9)
o14	--	3.38E-07 (25)	--	1.30E-07 (30)	--
o15	5.72E-14 (16)	--	2.48E-14 (27)	2.11E-14 (23)	--
o16	8.25E-11 (20)	--	9.43E-11 (15)	2.03E-10 (29)	--
o17	2.87E-07 (30)	--	--	4.05E-08 (16)	--
o18	--	--	--	--	--
o19	--	--	--	2.73E-17 (29)	6.05E-17 (19)
o20	--	4.95E-15 (22)	--	8.31E-15 (29)	2.44E-14 (18)
	$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
o1	2.19E-20 (25)	1.14E-19 (18)	--	5.41E-20 (16)	7.04E-20 (25)
o2	--	--	--	--	9.83E-15 (21)
o3	1.11E-14 (23)	--	--	--	1.25E-15 (7)
o4	--	5.44E-14 (12)	--	--	5.75E-13 (30)
o5	--	2.38E-18 (30)	--	--	2.74E-18 (28)
o6	--	--	2.71E-15 (30)	3.56E-15 (11)	--
o7	--	--	1.10E-17 (30)	9.10E-18 (15)	3.79E-17 (17)
o8	--	--	--	5.19E-17 (16)	1.19E-16 (10)
o9	5.80E-12 (20)	--	3.08E-12 (23)	9.37E-12 (30)	--
o10	6.85E-08 (30)	1.38E-06 (15)	2.49E-07 (19)	9.16E-07 (21)	3.19E-05 (30)
o11	4.35E-06 (15)	--	2.99E-05 (39)	1.76E-05 (18)	4.59E-04 (12)
o12	4.51E-06 (11)	9.38E-06 (8)	6.35E-06 (11)	--	2.16E-04 (11)
o13	--	3.17E-05 (20)	1.29E-05 (1)	--	4.29E-04 (10)
o14	--	3.23E-07 (25)	4.29E-07 (16)	1.23E-07 (31)	--
o15	5.48E-14 (16)	--	2.37E-14 (27)	2.02E-14 (23)	--
o16	7.98E-11 (20)	--	9.03E-11 (15)	1.94E-10 (28)	--
o17	2.76E-07 (30)	--	7.97E-08 (57)	3.88E-08 (16)	--
o18	--	--	--	--	--
o19	--	--	4.27E-17 (38)	2.60E-17 (29)	5.69E-17 (19)
o20	--	4.73E-15 (21)	--	7.93E-15 (29)	2.30E-14 (18)

la orientación AP. El punto más alejado del isocentro y más protegido es el o11, que presenta menor $H^*(10)$ y $H_p(10)$ dentro de la sala de tratamiento. Fuera de la sala de tratamiento, los principales puntos de interés son o16 y o17 que corresponden a la sala

Tabla 4.4: Equivalente de dosis personal $H_p(10)$ y equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ e incertidumbre relativa, en % (entre paréntesis), calculados dentro de la instalación I2, en las cinco orientaciones.

I2 punto	$H_p(10) [\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}]$				
	RL	LL	AP	PA	30
•1	2.08E+00 (5)	2.11E-01 (11)	7.32E-01 (8)	8.47E-01 (8)	4.48E-01 (9)
•2	--	5.14E-01 (8)	2.68E+00 (4)	3.77E+00 (4)	2.10E+00 (5)
•3	--	4.78E-01 (9)	3.57E+00 (4)	5.10E+00 (3)	2.51E+00 (4)
•4	5.03E-01 (8)	--	3.85E+00 (4)	5.31E+00 (3)	7.46E+00 (2)
•5	5.09E-01 (8)	--	2.72E+00 (4)	3.99E+00 (4)	6.60E+00 (3)
•6	2.48E-01 (11)	3.15E+00 (4)	9.13E-01 (7)	1.09E+00 (7)	1.97E+00 (5)
•7	2.07E+00 (5)	2.00E+00 (5)	1.91E+00 (5)	2.90E+00 (4)	2.74E+00 (4)
•8	1.91E+00 (5)	2.02E+00 (5)	1.87E+00 (5)	3.03E+00 (4)	2.55E+00 (4)
•9	1.17E+00 (6)	1.14E+00 (6)	1.19E+00 (6)	1.58E+00 (6)	1.51E+00 (6)
•10	8.30E-01 (7)	7.79E-01 (7)	6.80E-01 (8)	1.00E+00 (7)	7.77E-01 (7)
•11	4.18E-01 (9)	4.32E-01 (10)	3.87E-01 (11)	4.25E-01 (12)	5.04E-01 (9)
•12	1.09E+00 (6)	1.24E+00 (6)	--	3.44E-01 (11)	6.68E-01 (8)
•13	2.65E+00 (4)	2.62E+00 (4)	--	3.77E-01 (10)	5.79E-01 (8)
•14	3.52E+00 (4)	3.73E+00 (3)	--	2.86E-01 (12)	3.62E-01 (9)
•15	4.15E+00 (3)	4.11E+00 (3)	3.67E-01 (10)	--	1.81E+01 (2)
•16	2.78E+00 (4)	2.93E+00 (4)	1.18E+00 (6)	--	2.78E+01 (1)
	$H^*(10) [\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}]$				
•1	1.99E+00 (5)	2.02E-01 (11)	7.03E-01 (8)	8.12E-01 (8)	4.30E-01 (9)
•2	--	4.94E-01 (8)	2.58E+00 (4)	3.62E+00 (4)	2.01E+00 (5)
•3	--	4.59E-01 (9)	3.43E+00 (4)	4.90E+00 (3)	2.41E+00 (4)
•4	4.82E-01 (8)	--	3.71E+00 (4)	5.10E+00 (3)	7.17E+00 (3)
•5	4.88E-01 (8)	--	2.61E+00 (4)	3.83E+00 (4)	6.35E+00 (3)
•6	2.37E-01 (11)	3.03E+00 (4)	8.77E-01 (7)	1.04E+00 (7)	1.89E+00 (5)
•7	1.99E+00 (5)	1.92E+00 (5)	1.83E+00 (5)	2.79E+00 (4)	2.63E+00 (4)
•8	1.84E+00 (5)	1.95E+00 (5)	1.79E+00 (5)	2.91E+00 (4)	2.45E+00 (4)
•9	1.13E+00 (6)	1.10E+00 (6)	1.14E+00 (6)	1.52E+00 (6)	1.45E+00 (6)
•10	7.98E-01 (7)	7.49E-01 (7)	6.54E-01 (8)	9.61E-01 (7)	7.47E-01 (7)
•11	4.02E-01 (9)	4.15E-01 (10)	3.72E-01 (11)	4.08E-01 (12)	4.84E-01 (9)
•12	1.05E+00 (6)	1.19E+00 (6)	--	3.30E-01 (11)	6.40E-01 (8)
•13	2.55E+00 (4)	2.51E+00 (4)	--	3.63E-01 (11)	5.54E-01 (8)
•14	3.39E+00 (4)	3.59E+00 (3)	--	2.74E-01 (12)	3.46E-01 (9)
•15	3.99E+00 (3)	3.95E+00 (3)	3.52E-01 (10)	--	1.74E+01 (2)
•16	2.67E+00 (4)	2.82E+00 (4)	1.14E+00 (6)	--	2.68E+01 (1)

de control.

Suponiendo una tasa de dosis de $400 \text{ UM}\cdot\text{min}^{-1}$, en el punto correspondiente a las salas de control, y si además se asume que en dichos puntos se tiene ocupación total mientras el acelerador está en operación, y suponiendo que la carga de trabajo es de 6 horas por semana, se tendrían dosis anuales en los tres casos debidas exclusivamente a neutrones, inferiores al nivel de referencia en cualquier zona sin restricciones, que es de $20 \text{ mSv}\cdot\text{año}^{-1}$ (ver tabla 4.7).

En conclusión, podemos afirmar que las tres instalaciones estudiadas presentan diseños que cumplen con los requerimientos establecidos por ICRP en cuanto a protección

Tabla 4.5: Equivalente de dosis personal $H_p(10)$ y equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$ en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ e incertidumbre relativa, en % (entre paréntesis), calculados fuera de la instalación I2, en las cinco orientaciones.

I2 punto	$H_p(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
	RL	LL	AP	PA	30
o1	1.86E-02 (0.4)	1.30E-02 (0.3)	1.64E-02 (0.2)	1.55E-02 (0.3)	1.47E-02 (0.4)
o2	1.50E-03 (0.5)	1.40E-03 (0.6)	1.60E-03 (0.7)	1.53E-03 (0.7)	1.55E-03 (0.8)
o3	3.49E-03 (0.5)	3.11E-03 (0.4)	3.67E-03 (0.4)	3.50E-03 (0.5)	3.46E-03 (0.5)
o4	1.93E-06 (9)	1.77E-06 (10)	1.66E-06 (8)	1.64E-06 (9)	1.92E-06 (8)
o5	2.62E-05 (2)	2.87E-05 (3)	2.81E-05 (3)	2.71E-05 (3)	2.60E-05 (3)
o6	2.65E-06 (9)	2.69E-06 (12)	2.87E-06 (7)	3.20E-06 (9)	3.35E-06 (8)
o7	--	1.47E-08 (22)	--	1.59E-08 (23)	1.12E-08 (19)
o8	8.79E-09 (27)	5.01E-09 (24)	6.02E-09 (25)	6.27E-09 (29)	4.27E-09 (27)
o9	2.61E-09 (27)	1.58E-09 (28)	2.11E-09 (23)	2.98E-09 (30)	--
o10	--	6.84E-11 (14)	--	--	7.57E-11 (12)
o11	--	6.87E-11 (15)	3.26E-10 (32)	--	5.37E-11 (26)
o12	9.61E-11 (27)	--	--	--	3.62E-11 (14)
o13	--	--	--	1.66E-14 (17)	--
o14	--	--	4.62E-09 (30)	2.49E-10 (17)	--
o15	1.37E-01 (0.2)	1.28E-01 (0.1)	2.56E-01 (0.1)	2.70E-01 (0.4)	2.28E-01 (0.1)
o16	--	--	--	--	--
o17	--	2.96E-15 (22)	--	--	1.69E-15 (31)
o18	2.17E-07 (15)	1.92E-07 (12)	2.87E-07 (11)	2.29E-07 (15)	1.50E-07 (9)
I2 punto	$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]				
	RL	LL	AP	PA	30
o1	1.16E-01 (1)	7.42E-02 (1)	1.00E-01 (1)	9.64E-02 (2)	8.91E-02 (1)
o2	6.00E-03 (5)	4.66E-03 (4)	6.10E-03 (5)	6.06E-03 (6)	6.77E-03 (10)
o3	1.39E-02 (3)	1.21E-02 (4)	1.66E-02 (3)	1.45E-02 (3)	1.67E-02 (8)
o4	1.85E-06 (9)	1.69E-06 (10)	1.59E-06 (9)	1.58E-06 (9)	1.84E-06 (8)
o5	3.05E-05 (7)	3.01E-05 (6)	3.65E-05 (11)	--	4.44E-05 (23)
o6	2.53E-06 (9)	2.57E-06 (12)	2.73E-06 (7)	3.07E-06 (10)	--
o7	--	1.41E-08 (22)	--	1.51E-08 (23)	1.06E-08 (19)
o8	8.36E-09 (27)	4.84E-09 (24)	5.81E-09 (25)	6.04E-09 (30)	4.04E-09 (27)
o9	2.47E-09 (27)	1.53E-09 (28)	2.01E-09 (23)	2.86E-09 (33)	--
o10	--	6.55E-11 (14)	--	--	7.24E-11 (12)
o11	--	6.57E-11 (15)	--	--	5.13E-11 (26)
o12	9.24E-11 (27)	--	--	--	3.45E-11 (14)
o13	--	--	--	1.59E-14 (17)	--
o14	--	--	4.43E-09 (30)	2.38E-10 (17)	--
o15	1.02E+00 (0.7)	8.52E-01 (0.6)	1.32E+00 (0.5)	1.37E+00 (0.5)	1.22E+00 (0.5)
o16	--	--	--	--	--
o17	--	2.83E-15 (22)	--	--	1.61E-15 (30)
o18	2.05E-07 (15)	1.84E-07 (12)	2.75E-07 (12)	2.16E-07 (15)	1.42E-07 (9)

radiológica de trabajadores expuestos se refiere, ya que en los tres casos, se encontraron límites muy por debajo de los establecidos como niveles de referencia, aún en el búnker sin puerta de la instalación I2.

Tabla 4.6: Equivalente de dosis personal $H^*(10)$ y $H_p(10)$ en $\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$ e incertidumbre relativa, en % (entre paréntesis), calculados dentro y fuera de la instalación I3, en las dos orientaciones.

I3 punto	$H_p(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]		$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]	
	AP	RL	AP	RL
●1	1.88E+01 (3)	2.25E+01 (3)	1.81E+01 (3)	2.34E+01 (3)
●2	2.21E+01 (3)	2.04E+01 (3)	2.12E+01 (3)	2.12E+01 (3)
●3	2.09E+01 (3)	1.88E+01 (3)	2.01E+01 (3)	1.96E+01 (3)
●4	1.92E+01 (3)	--	1.85E+01 (3)	--
●5	1.35E+02 (1)	--	1.30E+02 (1)	--
●6	3.37E+00 (7)	--	3.22E+00 (7)	--
●7	9.31E+00 (0)	--	5.39E+01 (0)	--
●8	1.00E+01 (4)	5.20E+00 (5)	9.61E+00 (5)	5.43E+00 (5)
●9	7.03E+00 (5)	5.60E+00 (5)	6.75E+00 (5)	5.84E+00 (5)
●10	6.54E+00 (5)	3.75E+00 (6)	6.28E+00 (5)	3.91E+00 (6)
●11	4.22E-02 (21)	5.09E-02 (48)	4.04E-02 (21)	5.27E-02 (48)
●12	3.52E+00 (7)	6.45E+00 (5)	3.38E+00 (7)	6.72E+00 (5)
○13	3.18E-07 (15)	6.24E-07 (27)	3.03E-07 (15)	6.12E-07 (27)
○14	1.05E-07 (25)	2.95E-06 (18)	9.88E-08 (25)	3.05E-06 (18)
○15	7.14E-06 (26)	6.83E-08 (25)	6.86E-06 (27)	6.40E-08 (25)
○16	3.03E-07 (13)	2.35E-07 (10)	2.88E-07 (13)	2.25E-07 (10)
○17	2.24E-07 (13)	6.65E-07 (19)	2.15E-07 (14)	6.41E-07 (19)
○18	1.58E-07 (13)	2.26E-06 (22)	1.52E-07 (13)	2.16E-06 (22)
○19	1.85E-06 (25)	2.90E-07 (30)	1.76E-06 (25)	2.78E-07 (29)
○20	9.17E-07 (30)	2.12E-07 (14)	8.85E-07 (31)	1.33E-05 (29)
○21	--	4.45E-08 (27)	--	4.39E-08 (28)
○22	--	1.12E-08 (26)	--	1.11E-08 (27)

Tabla 4.7: $H^*(10)$ y $H_p(10)$ en $\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ y para las salas de control de las instalaciones I1, I2 e I3, comparados con los límites permitidos en las tres instalaciones estudiadas.

Instalación	$H^*(10)$ y $H_p(10)$	$H^*(10)$ y $H_p(10)$	Ref. ICRP-103
	[$\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$]	[$\text{mSv}\cdot\text{año}^{-1}$]	
I1	110-5660	0.03-1.63	20
I2	720-1230	0.20-0.35	20
I3	5.16-15.96	0.01-0.03	20

4.6 Comparación con medidas de $H^*(10)$

La información experimental acerca de los equivalentes de dosis personal y ambiental es muy escasa, dadas las dificultades ya comentadas anteriormente que presenta este tipo de medidas. A pesar de ello, ha sido posible encontrar resultados experimentales que pueden ser comparados con nuestros cálculos. En la tabla 4.8 se comparan medidas experimentales de $H^*(10)$, obtenidas por Donadille et al. (2008) para cinco instalaciones que albergan aceleradores de 15 y 18 MV, con algunos de los encontrados en nuestras

Tabla 4.8: Comparación entre cálculos y medidas del equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$, obtenidas por Donadille et al. (2008) para varias instalaciones que albergan aceleradores operando a 15 y 18 MV.

		$H^*(10) [\mu\text{Sv} \cdot \text{UM}^{-1}]$		
Acelerador	Varian Clinac 2100 C	Elekta PRECISE	Elekta SL20	
Energía	18 MV	18 MV	18 MV	
Puerta, dentro	1.8E-1 - 2.9E-1	2.0E-3 - 5.1E-3	5.6E-5 - 7.1E-5	
Puerta, fuera	4.1E-5 - 8.3E-5	<6E-6 - 1.0E-5	2.1E-5 - 2.7 E-5	
Consola, control	<6E-6	<6E-6 - 1.3E-5	<6E-6 - 7E-6	
Acelerador	Varian Clinac 2100 C/D			
Energía	18 MV (Este trabajo)			
Puerta, dentro	4.04E-2 - 5.27E-2			
Puerta, fuera	6.40E-8 - 7.14E-6			
Consola, control	2.25E-7 - 3.03E-7			
Acelerador	G E Saturne 41			
Energía	15 MV			
Puerta, dentro	--			
Puerta, fuera	2.5E-5			
Consola, control	2.3E-5 - 1.0E-4			
Acelerador	Elekta SL INOR	Varian 2100 C/D		
Energía	15 MV (Este trabajo)	15 MV (Este trabajo)		
Puerta, dentro	4.66E-3 - 6.77E-3	2.64E-2 - 6.1E-2		
Puerta, fuera	--	1.29E-5 - 4.29E-4		
Consola, control	3.01E-5 - 5.14E-5	4.51E-6 - 2.16E-4		

simulaciones. Los datos experimentales corresponden a los puntos justo delante (fuera) y detrás (dentro) de la puerta del búnker, a un punto fuera de la puerta del búnker y a un punto correspondiente a la sala de control (en la consola).

Aunque es imposible hacer comparaciones directas ya que las instalaciones juegan un papel trascendental y de ellas no tenemos ninguna información, podemos hacer comparaciones cualitativas. En general las diferencias no son excesivas, mostrando un cierto acuerdo en algunos de los casos.

En concreto, para el punto correspondiente a la consola de control, las mediciones están por debajo de $1.0 \times 10^{-4} \mu\text{Sv} \cdot \text{UM}^{-1}$, mientras que en nuestro caso oscilaron entre 2.25×10^{-7} y $2.16 \times 10^{-4} \mu\text{Sv} \cdot \text{UM}^{-1}$.

También se han podido encontrar resultados experimentales para puntos dentro de las salas de tratamiento y alrededor del isocentro. En la tabla 4.9 se comparan medidas experimentales de $H^*(10)$ obtenidas por ? en un punto situado a 40 cm del isocentro en dirección transversal al eje del haz y con las mandíbulas y el MLC cerrados con algunos de nuestros resultados, concretamente los obtenidos para puntos situados a izquierda y derecha del isocentro y a 50 cm de distancia de éste.

Como vemos los valores son del mismo orden, a pesar de que los aceleradores son diferentes (Varian 2100 y Elekta Inor, en nuestro caso, y Varian 21EX y Elekta Precise, en el de Howell et al.). Es de destacar el hecho de que nuestros se han obtenido con

Tabla 4.9: Comparación entre cálculos y medidas del equivalente de dosis ambiental $H^*(10)$, obtenidas por Howell et al. (2009) alrededor de puntos cercanos al isocentro para varios aceleradores operando a 15 y 18 MV.

Acelerador		distancia al isocentro [cm]	$H^*(10)$ [$\mu\text{Sv}\cdot\text{UM}^{-1}$]
Varian Clinac 18 MV	este trabajo	50 derecha	20,1
		50 izquierda	18,5
Varian 21EX 18 MV	Howell et al. (2009)	40	19
Elekta Inor 15 MV	este trabajo	50 derecha	3,43
		50 izquierda	3,71
Elekta Precise 15 MV	Howell et al. (2009)	40	2,5
Varian Clinac 15 MV	este trabajo	50 derecha	17,5
		50 izquierda	16,7
Varian 21EX 15 MV	Howell et al. (2009)	40	1,1

las mandíbulas y el MLC abiertos, definiendo un campo de $10\times 10\text{ cm}^2$. No obstante, la comparación puede considerarse significativa ya que los puntos de medida están bastante fuera del campo de radiación.

Capítulo 5

Conclusiones y perspectivas

En este trabajo se ha llevado a cabo un amplio estudio mediante simulación Monte Carlo con el código MCNPX de la producción de fotoneutrones en aceleradores lineales de uso clínico durante tratamientos de radioterapia. En concreto, se han estudiado tres equipos diferentes (Elekta, Siemens, Varian), operando a diferentes energías y situados en distintas instalaciones, habiéndose analizado problemas específicos relacionados con la dosimetría física, clínica, personal y ambiental.

La producción de fotoneutrones depende de la energía y de los materiales que componen el cabezal del acelerador, particularmente todos aquellos materiales que tienen interacción directa con el haz de electrones y fotones, como son: el blanco y su envolvente, los filtros y los sistemas de colimación del haz, entre los que se incluyen los colimadores primarios y secundarios, así como las mandíbulas y el sistema MLC. De los aceleradores estudiados, el modelo Varian Clinac 2100C/D de 18 MV ha resultado ser el equipo que produce un valor más elevado de equivalente de dosis debido a neutrones durante el tratamiento de radioterapia, frente a los otros modelos considerados (Elekta, Siemens). Esto se debe principalmente al tungsteno, que se encuentra en todos los componentes que tienen interacción directa con el haz primario de electrones y fotones, excepto el blindaje.

Dada la práctica imposibilidad de realizar una dosimetría de neutrones *in vivo* en los pacientes durante los tratamientos (ya que no es posible situar detectores en su interior y, aunque así fuera, no hay detectores de pequeño tamaño adecuados para todo el rango energético requerido), la simulación Monte Carlo mediante el uso de maniqués antropomórficos realistas es una herramienta muy valiosa para establecer la relevancia de la contribución fotoneutrónica.

Los materiales que forman los tejidos y órganos del cuerpo del paciente se comportan como un moderador de neutrones rápidos, por lo que el espectro neutrónico varía apreciablemente de unos órganos a otros, dependiendo de su composición y situación en el organismo. En los cálculos realizados (que se detallan en el capítulo 3), los órganos más cercanos a la superficie del paciente han resultado ser los más expuestos en térmi-

nos del equivalente de dosis promediado, es el caso de los órganos genitales tanto en hombre como en mujer, con especial atención en la dosis recibida por el cristalino en la mujer, cuyo valor no es despreciable, mientras que el valor correspondiente a órganos más profundos es menor y debido principalmente a neutrones térmicos.

El cálculo de los espectros neutrónicos en puntos dentro de la sala de tratamiento muestra un pico térmico en torno 10^{-7} - 10^{-8} MeV junto con el pico rápido, centrado en la energía de los fotoneutrones producidos en el acelerador. El pico térmico aumenta a medida que el punto de medida se aleja del isocentro, mientras el pico rápido disminuye con la distancia. Fuera de la instalación, prácticamente sólo se observa la componente térmica, correspondiente a los neutrones moderados al atravesar el blindaje de hormigón.

En la sala de control se observó que los espectros de fluencia térmica se mantienen también aproximadamente constantes, con mínima dependencia de la orientación del cabezal del acelerador, encontrándose un ligero aumento en los equivalentes de dosis ambiental y personal de la sala de control del búnker sin puerta; sin embargo, en todos los casos estudiados se obtuvieron valores muy por debajo del límite permitido para trabajadores expuestos, cumpliendo con los criterios de radioprotección para trabajadores potencialmente expuestos a radiación producida por aceleradores de uso clínico.

El blindaje para fotones resulta ser adecuado para contener la radiación neutrónica. En las instalaciones estudiadas, el uso de hormigón baritado ha mostrado ser el más adecuado para garantizar la adecuada protección operacional, en relación con los límites establecidos para los valores de equivalente de dosis personal y ambiental.

Se han comparado los resultados de las simulaciones con las medidas experimentales disponibles en la literatura, encontrándose algunas discrepancias atribuibles a la geometría de los sistemas considerados y a diferencias en los maniqués. En particular, se ha demostrado que es esencial el disponer de información lo más detallada posible acerca de la geometría y materiales del cabezal del acelerador, la cuál no siempre está disponible con el suficiente detalle debido a restricciones por parte de los fabricantes

En este sentido, una posible aplicación de interés para el futuro sería el desarrollo de sistemas de planificación que pudieran incluir una estimación de la contribución neutrónica recibida por el paciente, en términos de la magnitud radiológica adecuada. Esto podría lograrse combinando la simulación Monte Carlo con la utilización de maniqués voxelizados específicos para cada individuo, desarrollados con el software correspondiente de segmentación y procesado de imágenes.

Es importante destacar, la necesidad de establecer con precisión la magnitud o magnitudes adecuadas para establecer la exposición neutrónica en tratamientos de radioterapia. El uso de magnitudes distintas de las definidas por ICRU e ICRP introduce ambigüedades que pueden dificultar la comparación de resultados. Sería igualmente interesante ampliar el cálculo de los factores de calidad para neutrones en todos los demás componentes de los órganos del cuerpo, y no sólo para hidrógeno, carbono, nitrógeno y

oxígeno que forman el tejido ICRU.

Apéndice A

Magnitudes dosimétricas utilizadas en este trabajo

Las principales magnitudes y unidades utilizadas en dosimetría de radiaciones y protección radiológica, vienen definidas por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés) en sus documentos ICRU-51 (1993) e ICRU-60 (1998). A continuación se definen y comentan aquellas de las que hemos hecho uso en nuestro trabajo.

A.1 Fluencia, Φ

La fluencia, Φ , se define para cualquier tipo de radiación según ICRU-60 (1998) como:

$$\Phi = \frac{dN}{da}, \quad (\text{A.1})$$

donde dN es el número de partículas (fotones, electrones, neutrones, etc.) que inciden sobre una esfera cuya sección eficaz tiene un área da .

La definición de fluencia mediante una esfera de sección eficaz da considera dicha área perpendicular a la dirección de cada partícula de forma que la fluencia es independiente del ángulo de incidencia.

Cuando el campo de radiación no es monoenergético, se define el espectro de fluencia, o lo que es lo mismo, la distribución de fluencia en energía, Φ_E , como:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE}, \quad (\text{A.2})$$

donde, $d\Phi$ es la fluencia de partículas con energía entre E y $E + dE$.

A.2 Dosis absorbida, D

La dosis absorbida, D , en un material dado se define para cualquier tipo de radiación en ICRU-60 (1998), como:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}, \quad (\text{A.3})$$

donde $d\bar{\varepsilon}$ representa la energía neta depositada en el volumen de materia considerado, es decir:

$$d\bar{\varepsilon} = R_{\text{in}} - R_{\text{out}} + \sum Q, \quad (\text{A.4})$$

donde, R_{in} es la energía de las partículas (tanto cargadas como no cargadas) entrantes en el volumen considerado, R_{out} es la energía de las partículas (tanto cargadas como no cargadas) salientes del volumen considerado y $\sum Q$ es la suma de los cambios en las energías en reposo de los núcleos atómicos y de todas las partículas implicadas en las interacciones.

La unidad de dosis absorbida en el sistema internacional es J kg^{-1} , que recibe el nombre de gray (Gy).

A.3 Kerma, K

El término kerma corresponde a las siglas en inglés de *Kinetic Energy Released in Absorbing Material* (energía cinética liberada en un material absorbente). Esta magnitud se introdujo por primera vez en 1962 para tener en cuenta de forma explícita las dos etapas del proceso mediante el cual las partículas sin carga (fotones y neutrones) depositan su energía en la materia que atraviesan. Dichas partículas interaccionan y transfieren parte de su energía cinética a partículas cargadas, (principalmente electrones) que depositan su energía mediante colisiones (ionización y excitación) con átomos o la pierden de forma continua mediante radiación de frenado.

El kerma tiene en cuenta sólo el primer paso de este proceso y representa la energía transferida por unidad de masa a electrones secundarios (en general partículas con carga) en un volumen arbitrariamente pequeño de material. Por tanto, al dar un valor de kerma es preciso indicar el material al que nos referimos (por ejemplo: kerma en aire, kerma en tejido, etc.).

El kerma, K , se define formalmente para partículas sin carga (fotones y neutrones) en ICRU-60 (1998) como:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm}, \quad (\text{A.5})$$

donde $d\varepsilon_{tr}$ es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas, liberadas por partículas sin carga, en una masa dm de material. La unidad de kerma en el sistema internacional es, también, el Gy.

A.4 Equivalente de dosis, H

El concepto de equivalente de dosis (*dose equivalent*) en un punto de tejido, se introdujo por primera vez en 1962 para tener en cuenta la distinta eficacia biológica relativa de los diferentes tipos de radiación ionizante. En su forma actual, el equivalente de dosis, H , en un punto de un órgano o tejido se define según ICRU (1993) como:

$$H = Q \cdot D, \quad (\text{A.6})$$

donde, D es la dosis absorbida y Q es el factor de calidad en ese punto. Es este factor de calidad el que mide la mayor o menor eficacia biológica de las partículas cargadas generadas en el proceso de absorción de energía. De acuerdo con los estudios realizados, ICRP recomienda una relación entre el factor de calidad Q y la transferencia lineal de energía (o poder de frenado lineal), L , que es la energía media perdida por partícula y por unidad de distancia recorrida en el material, debido a colisiones con electrones (ver figura A.1).

Puesto que el factor de calidad Q es adimensional, la unidad utilizada para equivalente de dosis en un punto es J kg^{-1} o sievert (Sv). Aunque la definición coincide con el Gy, su diferente nombre indica que se ha considerado el factor Q .

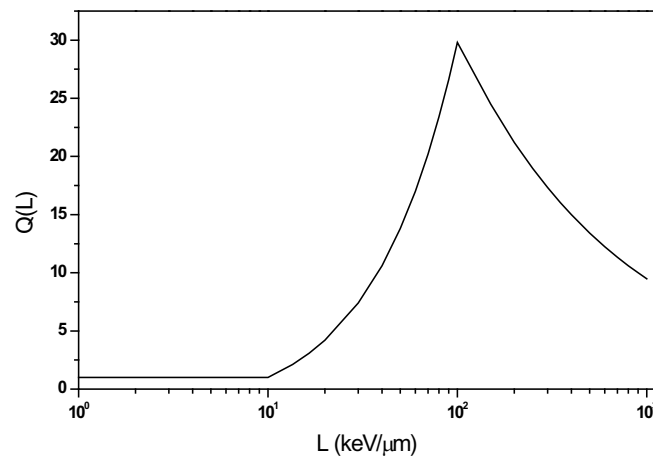


Figura A.1: Factor de calidad, $Q(L)$ (ICRU, 1993; ICRP, 2007).

A.5 Magnitudes operacionales para irradiación externa

Una descripción detallada de las magnitudes operacionales para irradiación externa puede encontrarse en los informes ICRU-51 (1993) e ICRP-103 (2007). Antes de ir con estas magnitudes operacionales es necesario definir tres conceptos básicos:

Esfera ICRU: es el cuerpo introducido por el Comité Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) para describir de forma aproximada la respuesta del cuerpo humano a la absorción de energía de las radiaciones ionizantes. Consiste en una esfera de 30 cm de diámetro de material equivalente a tejido, con una densidad de $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ y una composición de 76.2% de O, 11.1% de C, 10.1% de H y 2.6% de N.

Campo expandido: campo de radiación que se deriva del campo actual en el que la fluencia y sus distribuciones direccional y energética tienen el mismo valor a través de todo el volumen de interés que el campo de radiación real en el punto de referencia

Campo expandido y alineado: campo de radiación en el que la fluencia y sus distribuciones direccional y energética son las mismas que en el campo expandido, pero la fluencia es unidireccional.

A.5.1 Equivalente de dosis personal, $H_p(d)$

El equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, se define como el equivalente de dosis en tejido blando ICRU, a una profundidad d por debajo de un punto específico del cuerpo humano. Para radiación penetrante (fotones, neutrones), la profundidad recomendada es $d=10$ mm.

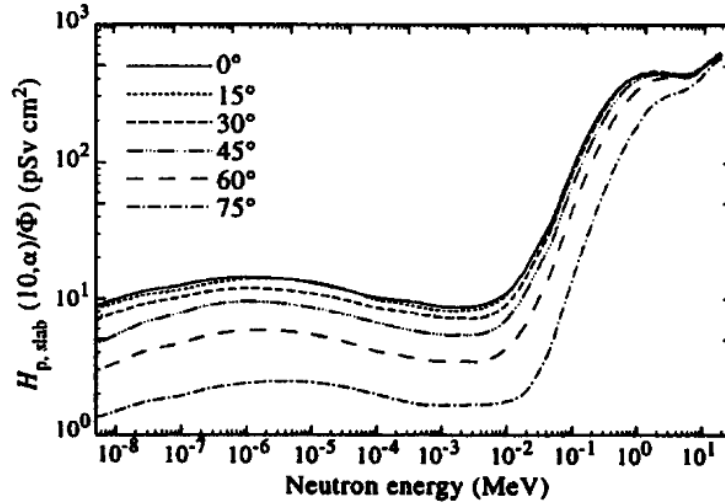


Figura A.2: Coeficientes de conversión fluencia a $H_p(10)$ como función de la energía y ángulo de incidencia para neutrones incidentes sobre la esfera ICRU según ICRP (1997).

Dependiendo del tipo de radiación, se han calculado coeficientes de conversión de fluencia a equivalente de dosis personal, $H_p(10) \cdot \Phi^{-1}$ (ver figura A.2), que dependen de la energía de la radiación incidente y que pueden utilizarse para obtener el valor de $H_p(10)$ a partir del espectro de fluencia Φ_E :

$$H_p(10) = \int dE \left(\frac{H_p(10)}{\Phi} \right) \Phi_E, \quad (\text{A.7})$$

donde Φ es la fluencia.

A.5.2 Equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$

Para la vigilancia de área, se define la magnitud equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$, en un punto del campo de radiación, como el equivalente de dosis que se produciría por el campo alineado y expandido correspondiente en un maniquí esférico equivalente a tejido (esfera ICRU), a una profundidad d sobre el radio de la esfera opuesto a la dirección del campo alineado. Para radiación penetrante (fotones, neutrones), la profundidad recomendada es $d=10$ mm.

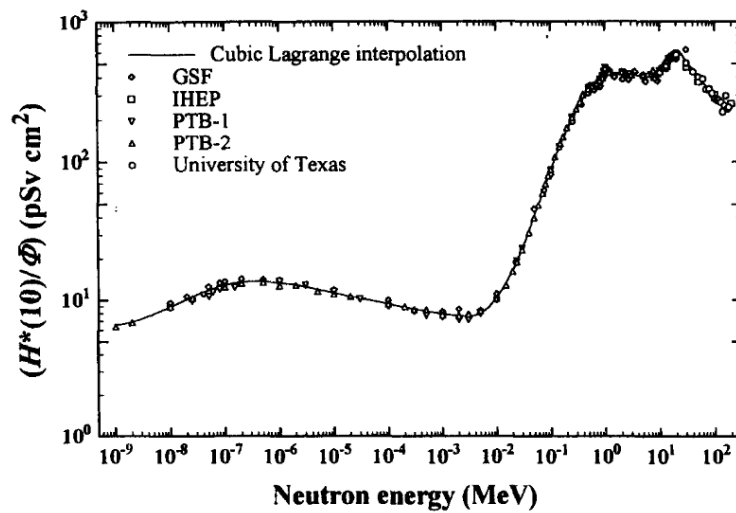


Figura A.3: Coeficientes de conversión fluencia a $H^*(d)$ de neutrones reportados por varios institutos según ICRP (1997).

Análogamente se han calculado coeficientes de conversión de fluencia a equivalente de dosis ambiental, $H^*(10) \cdot \Phi^{-1}$ (ver figura A.3), que dependen de la energía de la radiación incidente y que pueden utilizarse para obtener el valor de $H^*(10)$ a partir del espectro de fluencia Φ_E :

$$H^*(10) = \int dE \left(\frac{H^*(10)}{\Phi} \right) \Phi_E. \quad (\text{A.8})$$

Apéndice B

Publicaciones y comunicaciones

Esta línea de investigación ha dado lugar a varias publicaciones y comunicaciones a congresos nacionales e internacionales, las cuales se detallan a continuación:

Revistas Internacionales

- S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, A. M. Lallena, C. Andres, and R. Tortosa. Evaluation of neutron production in new accelerator for radiotherapy. *Radiation Measurements*, 2010, doi: 10.1016/j.radmeas.2010.05.001
- S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, and A. M. Lallena. Ambient and personal neutron dose equivalent outside concrete vault romm of 15 MV and 18 MV radiotherapy accelerators. *Radiation Ptotection Dosimetry*, 2010. (Enviado)
- S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, and A. M. Lallena. Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A* 2010. (Enviado)
- S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, and A. M. Lallena. Neutron dosimetry in human organs of an adult phantom using multileaf collimation systems in radiotherapy treatments. *Medical Physics*, 2010. (Enviado)

Otras revistas

- S. A. Martínez, J. M. Gómez-Ros, A. M. Lallena. Producción de neutrones en aceleradores lineales Varian Clinac 2100 C/D de 18 MV usados en radioterapia. *Revista Sociedad Española de Física Médica*, 2010. (Enviado).
- S. A. Martínez, S. Bolívar, H. Olaya, A. M. Lallena. Fluencia térmica de fotoneutrones en proximidades a pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia. *Revista Colombiana de Física*, 2009. (Enviado).

Comunicaciones a congresos

- V CONGRESO LATINOAMERICANO DE FÍSICA MÉDICA, ENCUENTRO IBEROAMERICANO DE FÍSICA MÉDICA, III CONGRESO PERUANO DE FÍSICA MÉDICA, VI CONGRESO PERUANO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. Cusco, Perú. 16-20 de Mayo 2010. Producción de neutrones en aceleradores lineales Varian Clinac 2100 C/D de 18 MV usados en radioterapia. S. A. Martínez, J. M. Gómez-Ros, S. Bolívar, A. M. Lallena.
- 11TH NEUTRON AND ION DOSIMETRY SYMPOSIUM. NEUDOS 11. Themba LABS. Cape Town, South Africa, 12-16 October 2009. Reduction of neutron production in new accelerators for radiotherapy. S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, and A. M. Lallena.
- 11TH NEUTRON AND ION DOSIMETRY SYMPOSIUM. NEUDOS 11. Themba LABS. Cape Town, South Africa, 12-16 October 2009. Ambient and personal neutron dose equivalent around concrete vault of 18 MV radiotherapy accelerators. S. A. Martínez, R. Barquero, J. M. Gómez-Ros, M. Vilches and A. M. Lallena.
- XXIII CONGRESO NACIONAL DE FÍSICA. Santa Marta, Colombia. 5-9 de Octubre de 2009. Fluencia térmica de fotoneutrones en proximidades a pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia. S. A. Martínez, H. Olaya, J. M. Gómez Ros, A. M. Lallena.
- XVII CONGRESO NACIONAL DE SEFM Y XII CONGRESO NACIONAL DE SEPR. Alicante, 2-5 de Junio de 2009, Física Médica y Protección Radiológica. Dosis equivalente debida a fotoneutrones en tratamientos de radioterapia. S. A. Martínez, J. M. Gómez-Ros, M. Vilches, A. M. Lallena.
- VIII ESCUELA NACIONAL DE FÍSICA DE LA MATERIA CONDENSADA. FÍSICA DE NANOESTRUCTURAS. Pereira, Colombia. 22-26 de Septiembre de 2008. Evaluación y Cálculo de la producción de neutrones en aceleradores lineales de electrones. S. A. Martínez, H. Olaya, J. M. Gómez-Ros, A. M. Lallena.

Bibliografía

- Aarnio, P. A., Mohring, H. J., Ranft, J., Fasso, A. and Stevenson, G. R. (1990). FLU-
KA89.CERN TIS-RP Divisional Report, *User's Guide* .
- Adams, K. J. (2000). Electron upgrade for MCNP4B, *Los Alamos National Laboratory*
pp. X-5-RN(U)-00-14.
- Adnani, N. (2002). Vascular in situ activation radiation therapy: InSituStent dosimetry,
Cardiovascular Radiation Medicine **3**: 193–198.
- Agosteo, S. and Foglio, P. A. (1994). Energy and spatial dependence of neutron fluxes
in radiotherapy rooms for a simple dose estimate method, *Nuclear Instruments and
Methods in Physics Research B* **93**: 362–369.
- Agosteo, S., Foglio, P. A., Gerardi, F., Silari, M., Torresin, A. and Tosi, G. (1993a).
Photoneutron dose in soft tissue phantoms irradiated by 25 MV x-rays, *Physics in
Medicine and Biology* **38**: 1509–1528.
- Agosteo, S., Foglio, P. A. and Maggioni, B. (1993b). Neutron fluxes in radiotherapy
rooms, *Medical Physics* **20**: 407–414.
- Agosteo, S., Foglio, P. A., Silari, M., Torresin, A. and Tosi, G. (1992). Monte Carlo
simulations of neutron transport in a linear accelerator radiotherapy room, *Nuclear
Instruments and Methods in Physics Research B* **72**: 84–90.
- Alekseev, A., Golovachik, V. T. and Savinsky, A. K. (1986). Kerma equivalent factor for
photons and neutrons up to 20 MeV, *Radiation Protection Dosimetry* **14**: 289–298.
- Almansa, J. F., Guerrero, G., Al-Dweri, F. M. O., Anguiano, M. and Lallena, A. M.
(2007). Dose distribution in water for monoenergetic photon point sources in the
energy range of interest in brachytherapy: Monte Carlo simulations with PENELOPE
and GEANT4, *Radiation Physics and Chemistry* **76**: 766–773.
- ANS (1977). American Nuclear Society Standars Committee Working Group ANS-6.1.1,
American National Standard for neutron and gamma-ray fluence-to-dose factors. AN-
SI/ANS 6.1.1-N666 , LaGrange Park, IL., *American Nuclear Society* . .

- Ayyangar, K., Lakshmanan, A. R., Chandra, B. and Ramadas, K. (1974). A comparison of thermal neutron and gamma ray sensitivities of common TLD materials, *Physics in Medicine and Biology* **19**: 665–676.
- Bakic, P. R., Albert, M., Brzakovic, D. and Maidment, A. (2002). Mammogram synthesis using a 3D simulation. II. Evaluation of synthetic mammogram texture, *Medical Physics* **29**: 2140–2151.
- Barquero, R., Edwards, T. M., Iniguez, M. P. and Vega-Carrillo, H. R. (2005a). Monte Carlo simulation estimates of neutron doses to critical organs of a patient undergoing 18 MV x-ray LINAC-based radiotherapy, *Medical Physics* **32**: 3579–3588.
- Barquero, R., Mendez, R., Vega-Carrillo, H. R., Iniguez, M. P. and Edwards, T. M. (2005b). Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator, *Health Physics* **88**: 48–58.
- Becker, J., Brunckhorst, E. and Rchmidt, R. (2007). Photoneutron production of a Siemens Primus linear accelerator studied by Monte carlo methods and a paired magnesium and boron coated magnesium ionization chamber system, *Physics in Medicine and Biology* **52**: 6375–6387.
- Berger, M. J. (1963). Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles, *Methods in Computational Physics* **1**: Academic Press. New York.
- Berger, M. J. and Seltzer, S. M. (1970). Bremsstrahlung and photoneutrons from thick tungsten and tantalum targets, *Physical Review C* **2**: 621–631.
- Bielajew, A. F., Rogers, D. W. O. and Nahum, A. E. (1985). Monte Carlo simulation of ion chamber response to ^{60}Co - Resolution of anomalies associated with interfaces, *Physics in Medicine and Biology* **30**: 419–428.
- BIR-25 (1996). British Institute of Radiology, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: a survey depth doses and related data measured in water or equivalent media, Supplement 25, *British Journal of Radiology* .
- Boice, J. D., Day, N. E. and Anderson, A. (1985). Second cancers following radiation treatment for cervical cancer: an international collaboration among cancer registries, *Journal of the National Cancer Institute* **74**: 955–975.
- Booth, T. E. (1992). Monte Carlo variance reduction approaches for Non-Boltzmann tallies. Los Alamos National Laboratory, LA-12433, *Report* .
- Booth, T. E. (2002). Pulse Height Tally Variance Reduction in MCNP. Los Alamos National Laboratory, *Report* pp. LA-13955.

- Brenner, D. J., Curtis, R. E., Hall, E. J. and Ron, E. (2002). Second malignancies in prostate carcinoma patients after radiotherapy compared with surgery, *Cancer* **88**: 398–406.
- Briesmeister, J. F. (1997). MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4B., *Los Alamos National Laboratory* pp. LA-12625-M.
- Carvajal, M. A., García-Pareja, S., Guirado, D., Vilches, M., Anguiano, M., Palma, A. J. and Lallena, A. M. (2009). Monte carlo simulation using the penelope code with an ant colony algorithm to study mosfet detectors, *Physics in Medicine and Biology* **54**(20): 6263.
- Caswell, R. S., Coyne, J. J. and Randolph, M. L. (1980). Kerma factors for neutron energies below 30 MeV, *Radiation Research* **83**: 217–254.
- Chan, H. P. and Doi, K. (1985). Physical characteristics of scattered radiation in diagnostic radiology: Monte Carlo simulation studies, *Medical Physics* **12**: 152–165.
- Chibani, O. and Ma, C. C. (2003). Photonuclear dose calculations for high energy photon beams from Siemens and Varian linacs, *Medical Physics* **30**: 1990–2000.
- Cristy, M. and Eckerman, K. F. (1987). Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources, I. Methods, *Oak Ridge National Laboratories ORNL*: TM-8381/V1.
- Cullen, D. E., Chen, M. H., Hubbell, J. H., Perkins, S. T., Plechaty, E. F., Rathkopf, J. H. and Scofield, J. H. (1989). Tables and graphs of photon-interaction cross sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Photon Data Library (EPDL). Lawrence Livermore National Laboratory, *Report 6*: UCRL-50400.
- Dance, D. R. (1990). Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose, *Physics in Medicine and Biology* **35**: 1211–1220.
- D’Errico, F. (1997). Superheated emulsions: Neutronics and thermodynamics, *Radiation Protection Dosimetry* **70**: 109–112.
- D’Errico, F., Luszik-Bhadra, M. and Nath, R. (2001). Depth dose equivalent and effective energies of photoneutrons generated by 6-18 MV X-ray beams for radiotherapy, *Health Physics* **80**: 4–11.
- D’Errico, F., Nath, R., Silvano, G. and Tana, L. (1998a). In vivo neutron dosimetry during high-energy bremsstrahlung radiotherapy, *International Journal of Radiation Oncology - Biology - Physics* **41**: 1185–1192.

- D'Errico, F., Nath, R., Tana, L., Curzio, G. and Alberts, W. G. (1998b). In-phantom dosimetry and spectrometry of photoneutrons from an 18MV linear accelerator, *Medical Physics* **25**: 1717–1724.
- Domingo, C., Garcia-Fuste, M. J., Morales, E., Amgarou, K., Terron, J. A., Rosello, J., Brualla, L., Nunez, L., Colmenares, R., Gomez, F., Hartmann, G. H., Sanchez-Doblado, F. and Fernandez, F. (2009). Neutron spectrometry and determination of neutron ambient doses in radiotherapy treatments under different exposure conditions, *IFMBE Proceedings* **25/III**: 523–526.
- Donadille, L., Trompier, F., Robbes, I., Derreumaux, S., Mantione, J., Asselineau, B., Amgarou, K., Matin, A., Bottollier-Depois, J. F., Queinnec, F., Aubert, B. and Clairand, I. (2008). Radiation protection of workers associated with secondary neutrons produced by medical linear accelerators, *Radiation Measurements* **43**: 939–943.
- Dong, L., McGary, J., Bellezza, D., Berner, B. and Grant, W. (2000). Whole-body dose from Peacock-based IMRT treatment, *International Journal of Radiation Oncology - Biology - Physics* **48**: 342.
- Doroshenko, J. J., Kraiton, S. N., Kuznetsova, T. V., Kushnereva, K. K. and Leonov, E. S. (1977). New methods for measuring neutron spectra with energy from 0.4 to 10 MeV by track and activation detectors, *Nuclear Technology* **33**: 296–304.
- Eckerman, K. F., Cristy, M. and Ryman, J. C. (1996). ORNL Mathematical Phantom Series report., *Oak Ridge National Laboratory* p. <http://homer.ornl.gov/VLab/mird2.pdf>.
- Ellis, R. E. (1961). The distribution of active bone marrow in the adult, *Physics in Medicine and Biology* **5**: 255–258.
- Facure, A., Falcao, R. C., Da Silva, A. X. and Crispim, V. R. (2004). Neutron dose rate evaluation for medical linear accelerators, *Radiation Protection Dosimetry* **111**: 101–103.
- Ferrari, P. and Gualdrini, G. (2008). NORMAN-05 conversion coefficients for monoenergetic neutrons below 20 MeV, *Radiation Measurements* **43**: 1515–1524.
- Followill, D., Geis, P. and Boyer, A. (1997). Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy, *International Journal of Radiation Oncology - Biology - Physics* **38**: 667–672.
- Followill, D. S., Stovall, M. S., Kry, S. F. and Ibbott, G. S. (2003). Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta, and General Electric linear accelerators, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **4**: 189–194.

- Gallardo, S., Ródenas, J. and Verdú, G. (2004). Monte Carlo simulation of the Compton scattering technique applied to characterize diagnostic x-ray spectra, *Medical Physics* **31**: 2082–2090.
- García-Pareja, S., Vilches, M. and Lallena, A. (2010). Ant colony method to control variance reduction techniques in the monte carlo simulation of clinical electron linear accelerators of use in cancer therapy, *Journal of Computational and Applied Mathematics* **233**: 1534–1541.
- Garnica-Garza, H. M. (2005). Characteristics of the photoneutron contamination present in a high-energy radiotherapy treatment room, *Physics in Medicine and Biology* **50**: 531–539.
- Gibbs, S. J., Pujol, A., Chen, T. S., Malcolm, A. W. and James, A. E. (1984). Patient risk from interproximal radiography, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* **58**: 347–354.
- Golikov, V. Y. and Nitikin, V. V. (1989). Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from RANDO phantom measurements, *Health Physics* **56**: 111–115.
- Gustafsson, A., Bake, B., Jacobsson, L., Johansson, A., Ljungberg, M. and Moonen, M. (1998). Evaluation of attenuation corrections using Monte Carlo simulated lung SPECT, *Physics in Medicine and Biology* **43**: 2325–2336.
- Gutowska, I., Brahme, A., Andreo, P., Gudowski, W. and Kierkegaard, J. (1999). Calculation of absorbed dose and biological effectiveness from photonuclear reactions in a bresmsstrahlung beam of end point 50 MeV, *Physics in Medicine and Biology* **44**: 2099–2125.
- Haghighat, A. and Wagner, J. C. (2003). Monte carlo variance reduction with deterministic importance fuctions., *Program Nuclear Energy* **42**: 25–53.
- Halbleib, J. A., Kensek, R. P., Melhorn, T. A., Valdez, G. D., Seltzer, S. M. and Berger, M. J. (1992). ITS Version 3.0: The Integrated TIGER Series of coupled electron/photon Monte Carlo transport codes. Sandia Laboratories, *Report SAND*: 91–1634.
- Hall, E. J. (2006). The inaugural Frank Ellis Lecture - Iatrogenic cancer: the impact of intensity modulated radiotherapy, *Journal of Clinical Oncology* **18**: 277–282.
- Hankins, D. E., Homann, S. and Westermark, J. (1988). Th LLNL CR-39 Personnel neutron dosimeter, *Radiation Protection Dosimetry* **23**: 195–198.

- Harrison, R. M. (2007). The estimating of second cancer risk following radiotherapy: a discussion of two models, *Biomedical Imaging and Intervention Journal* **1**: 1–8.
- Harrison, R. M., Wilkinson, M., Shemilt, A., Rawlings, D. J., Moore, M. and Lecomber, A. R. (2006). Organ doses from prostate radiotherapy and associated concomitant exposures, *British Journal of Radiology* **79**: 487–496.
- Hart, D., Jones, D. G. and Wall, B. F. (1994). Normalised Organ Doses for Medical X-Ray Examinations Calculated using Monte Carlo Techniques NRPB, *National Radiation Protection Board SR262*: Oxon, UK.
- Hertel, N. E. and Davidson, J. W. (1985). The Response of Bonner spheres to neutrons from thermal energies to 17.3 MeV, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A* **238**: 509–516.
- Howell, R. M., Ferenci, M. S., Hertel, N. E. and Fullerton, G. D. (2005a). Investigation of secondary neutron dose for high-energy IMRT, *Medical Physics* **32**: 786–793.
- Howell, R. M., Ferenci, M. S., Hertel, N. E., Fullerton, G. D., Fox, T. and Davis, L. W. (2005b). Measurements of secondary neutron dose from 15 MV and 18 MV IMRT, *Radiation Protection Dosimetry* **115**: 508–512.
- Howell, R. M., Hertel, N. E., Wang, Z., Hutchinson, J. and Fullerton, G. D. (2006). Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for 6 MV, 15 MV, and 18 MV beam energies, *Medical Physics* **33**: 360–368.
- Howell, R. M., Kry, S. F., Burgett, E., Hertel, N. E. and Followill, D. (2009). Secondary neutron spectra from modern Varian, Siemens, and Elekta linacs with multileaf collimatorss, *Medical Physics* **36**: 4027–4038.
- Hughes, H. G., Prael, R. E. and Little, R. C. (1997). MCNPX-The LAHET/MCNP code merger, *Los Alamos National Laboratory XTM-RN(U)*: 97–012.
- IAEA (2000). International Atomic Energy Agency, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, *Report 398* .
- ICRP (1997). International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation, *Report 74* .
- ICRP (2003a). International Commission on Radiation Units and Measurements. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, *Report 89* .

- ICRP (2003b). International Commission on Radiation Units and Measurements. Relative Biological Effectiveness RBE, Quality Factor Q, and Radiation Weighting Factor wR, *Report 92* .
- ICRP (2007). International Commission on Radiation Units and Measurements. Recommendations of the International commission on radiological protection, *Report 103* .
- ICRU (1989). International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, *Report 44* .
- ICRU (1992). International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection, *Report 48* .
- ICRU (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units in radiation protection dosimetry, *Report 51* .
- ICRU (1998). International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units for ionizing radiation, *Report 60* .
- ICRU-40 (1986). International Commission on Radiation Units and Measurements. The Quality Factor in Radiation Protection, *Report 40* .
- Ing, H., Noulty, R. A. and McLean, T. D. (1997). Bubble detectors a maturing technology, *Radiation Measurements* **27**: 1–11.
- Ing, H. and Shore, R. A. (1982). Unwanted radiation produced by leakage neutrons from medical electron accelerators, *Medical Physics* **9**: 34–36.
- IPSM (1990). Institute of Physical Sciences in Medicine, Code of practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service, *Physics in Medicine and Biology* **35**: 1355–1360.
- Irving, D. C., Alsmiller, R. G. and Moran, H. S. (1967). Tissue current to dose conversion factors for neutrons with energies from 0.5 to 60 MeV, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* **51**: 129–135.
- Jones, D. G. (1998). A realistic anthropomorphic phantom for calculating specific absorbed fractions of energy deposited from internal gamma emitters, *Radiation Protection Dosimetry* **79**: 411–414.
- Jones, D. G. and Shrimpton, P. C. (1991). Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques, Chilton. NRPB-R250, LONDON:HMSO, *Survey of CT Practice in the UK, Part 3* .

- Jones, D. G. and Wall, B. F. (1985). Organ doses from medical x-ray examinations calculated using Monte carlo Techniques, *National Radiological Protection Board Report R186*: London: HMSO.
- Kase, K. R., Mao, X. S. and Nelson, W. R. (1998). Neutron fluence and energy spectra around the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator, *Health Physics* **74**: 38–47.
- Konefal, A., Polaczek-Grelik, K. and Zipper, W. (2008). Undesirable nuclear reactions and induced radioactivity as a result of the use of the high-energy therapeutic beams generated by medical linacs, *Radiation Protection Dosimetry* **128**: 133–145.
- Kosunen, A. and Rogers, D. W. O. (1993). Beam Quality Specification for Photon Beam Dosimetry, *Medical Physics* **20**: 1181–1188.
- Kralik, M., Aroua, A., Grecescu, M., Mares, V., Novotny, T., Schraube, H. and Wiegel, B. (1997). Specification of Bonner sphere systems for neutron dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry* **70**: 279–284.
- Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, J. W. and Lima, J. M. (2006). MAX06 and FAX06: update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry, *Physics in Medicine and Biology* **51**: 3331–3346.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G. (1982). The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part 1. The male (ADAM) and female (EVA) adult mathematical phantoms GSF-Report S-885, *Neuherberg-Muenchen: Institut fuer Strahlenschutz, GSF-Forschungszentrum fuer Umwelt und Gesundheit*.
- Kry, S. F., Followill, D. and White, R. A. (2007). The uncertainty of calculated risk estimates for secondary malignancies following radiotherapy, *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics* **68**: 1265–1271.
- Kry, S. F., Howell, R. M., Salehpour, M. and Followill, D. (2009a). Neutron spectra and dose equivalents calculated in tissue for high-energy radiation therapy, *Medical Physics* **36**: 1244–1250.
- Kry, S. F., Howell, R. M., Titt, U., Salehpour, M., Mohan, R. and Vassiliev, O. N. (2008). Energy spectra, sources, and shielding considerations for neutrons generated by a flattening filter-free accelerator, *Medical Physics* **35**: 1906–1911.
- Kry, S. F., Salehpour, M., Followill, D. S., Stovall, M., Kuban, D. A., White, R. A. and Rosen, I. I. (2005a). Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and shoot intensity-modulated radiation therapy, *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics* **62**: 1204–1216.

- Kry, S. F., Salehpour, M., Followill, D. S., Stovall, M., Kuban, D. A., White, R. A. and Rosen, I. I. (2005b). The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy, *International Journal of Radiation Oncology · Biology · Physics* **62**: 1195–1203.
- Kry, S. F., Salehpour, M., Titt, U., White, R. A., Stovall, M. and Followill, D. (2009b). Monte Carlo study shows no significant difference in second cancer risk between 6- and 18-MV intensity-modulated radiation therapy, *Radiotherapy and Oncology* **91**: 132–137.
- LANL (2010). *Los Alamos National Laboratory* pp. <http://t2.lanl.gov/cgi-bin/nuclides/endind> USA.
- Lin, J. P., Chu, T. C., Lin, S. Y. and Liu, M. T. (2001). The measurement of photoneutrons in the vicinity of a Siemens Primus linear accelerator, *Applied Radiation and Isotopes* **55**: 315–321.
- Lin, J. P., Liu, W. C. and Lin, C. C. (2007). Investigation of photoneutron dose equivalent from high-energy photons in radiotherapy, *Applied Radiation and Isotopes* **65**: 599–604.
- Lindborg, L., Bartlett, D., Drake, P., Klein, H., Schmitz, T. and Tichy, M. (1995). Determination of neutron and photon dose equivalent at work places in nuclear facilities in Sweden, *Radiation Protection Dosimetry* **61**: 89–100.
- Liu, H. M., Hsu, P. C. and Liaw, T. F. (2001). Gamma dose measurement in a water phantom irradiated with the BNCT facility at THOR, *Radiation Protection Dosimetry* **95**: 353–358.
- Luszk-Bhadra, M., Alberts, W. G., D’Errico, F., Dietz, E., Guldbakke, S. and Matzke, M. (1994). A CR-39 track dosimeter for routine individual neutron monitoring, *Radiation Protection Dosimetry* **55**: 285–293.
- Ma, A., Awotwi-Pratt, J., Alghamdi, A., Alfuraih, A. and Spyrou, N. M. (2008). Monte Carlo study photoneutron production in the Varian Clinac 2100c linac, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry* **276**: 119–123.
- Mao, X. S., Kase, K. R., Liu, J. C., Nelson, W. R., Kleck, J. H. and Johnsen, S. (1997). Neutron sources in the varian clinic 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code, *Health Physics* **72**: 524–529.
- Martínez, S. A., Barquero, R., Gómez Ros, J. M. and Lallena, A. M. (2010a). Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV, enviado a, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A* .

- Martínez, S. A., Barquero, R., Gómez Ros, J. M. and Lallena, A. M. (2010b). Neutron dosimetry in human organs of adult phantom using multileaf collimation systems in radiotherapy treatments, enviado a, *Medical Physics* .
- Martínez, S. A., Barquero, R., Gómez Ros, J. M. and Lallena, A. M. (2010c). Ambient and personal neutron dose equivalent outside concrete vault room of 15 and 18 MV radiotherapy accelerators, enviado a, *Radiation Protection Dosimetry* .
- Martínez, S. A., Barquero, R., Gómez Ros, J. M., Lallena, A. M., Andrés, C. and Tortosa, R. (2010d). Evaluation of neutron production in new accelerator for radiotherapy, doi: 10.1016/j.radmeas.2010.05.001, *Radiation Measurements* .
- McCall, R. C., Jenkins, T. M. and Shore, R. A. (1979). Transport of accelerator produced neutrons in a concrete room, *IEEE Transactions on nuclear Science* **NS-26**: 1593–1602.
- McCall, R. C., McGinley, P. H. and Huffman, K. E. (1999). Room scattered neutrons, *Medical Physics* **26**: 206–207.
- McGinley, P. H. (1988). Photoneutron dose levels produced by the Siemens KD medical accelerator, *Emory University Journal of Radiology* **2**: 40–46.
- McGinley, P. H., Ghavidel, S. and Landry, J. C. (1993). A study of photoneutron dose levels produced by the Philips SL medical accelerators, *Radiation Protection Management* **10**: 45–50.
- McLane, V., Dunford, C. L. and Rose, P. F. (1995). ed. ENDF-102. Data formats and procedures for the Evaluated Nuclear Data File ENDF-6. BNL, *Report NCS*:–44945.
- Méndez, R., Íñiguez, M. P. and Barquero, R. (2002). Response components of LiF:Mg,Ti around a moderated Am-Be neutron source, *Radiation Protection Dosimetry* **98**: 173–178.
- Mesbahi, A. (2006). Development a simple point source model for Elekta SL-25 linear accelerator using MCNP4C Monte Carlo code, *Iranian Journal of Radiation Research* **4**: 7–14.
- Nath, R., Epp, E. R., Laughlin, J. S., Swanson, W. P. and Bond, V. P. (1984). Neutrons from high-energy x-ray medical accelerators: An estimate of risk to the radiotherapy patient, *Medical Physics* **11**: 231–241.
- Nath, R., Meigooni, A. S., King, R., Smolen, S. and D’Errico, F. (1993). Superheated drop detector for determination of neutron dose equivalent to patients undergoing high energy x-ray and electron radiotherapy, *Medical Physics* **20**: 781–787.

- NCRP-116 (1993). National Council on Radiation Protection and Measurements. Limitation of exposure to ionizing radiation, *Report 116*.
- NCRP-79 (1984). National Council on Radiation Protection and Measurements. Neutron contamination from medical electron accelerators, *Report 79*.
- Olsher, R. H. and Van Riper, K. A. (2005). Application of a sitting MIRD phantom for effective dose calculations, *Radiation Protection Dosimetry* **116**: 392–395.
- Ongaro, C., Zanini, A., Nastasi, U., Rodenas, J., Ottaviano, G. and Manfredotti, C. (2000). Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators, *Physics in Medicine and Biology* **45**: L55–L61.
- Palta, J. R., Hogstrom, K. R. and Tannanonta, C. (1984). Neutron leakage measurements from a medical linear accelerator, *Medical Physics* **11**: 498–501.
- Patterson, H. W. and Wallace, R. (1958). A method of calibrating slow neutron detectors, Berkeley. UCRL-8359, *University of California Radiation Laboratory*.
- Pelowitz, D. B. (2005). *MCNPX User's Manual Version 2.5.0*, Los Alamos National Laboratory.
- Pena, J., Franco, L., Gómez, F., Iglesias, A., Pardo, J. and Pombar, M. (2005). Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production, *Physics in Medicine and Biology* **50**: 5921–5933.
- Petoussi-Henss, N., Zankl, M., Fill, U. and Regulla, D. (2002). The GSF family voxel phantoms, *Physics in Medicine and Biology* **47**: 89–106.
- Prael, R. E. and Lichtenstein, H. (1989). User guide to LCS: the LAHET Code System, *Los Alamos National Laboratory* pp. Report. LA–UR–89–3014.
- Price, K. W., Nath, R. and Holeman, G. R. (1978). Fast and thermal neutron profiles for a 25-MV x-ray beam, *Medical Physics* **4**: 285–289.
- Raaijmakers, C. P., Konijnenberg, M. W. and Verhagen, H. W. (1995). Determination of dose components in phantoms irradiated with an epithermal neutron beam for boron neutron capture therapy, *Medical Physics* **22**: 321–329.
- Reft, C. S., Runkel-Muller, R. and Myriantopoulos, L. (2006). In vivo and phantom measurements of the secondary photon and neutron doses for prostate patients undergoing 18 MV IMRT, *Medical Physics* **33**: 3734–3742.
- Rogers, D. W. O. and Bielajew, A. F. (1990). Wall attenuation and scatter corrections for ion chambers: measurements versus calculations, *Physics in Medicine and Biology* **35**: 1065–1078.

- Rosenstein, M., Thomas, J. B. and Warner, G. G. (1979). Quantification of current practice in pediatric Roentgenography for organ dose calculations, *Bureau of Radiological Health, Rockville, MD FDA*: 79–8078.
- Ruben, J., Davis, S. and Evans, C. (2008). The effect of intensity-modulated radiotherapy on radiation-induced second malignancies, *International Journal of Radiation Oncology - Biology - Physics* **70**: 1530–1536.
- Sandborg, M., Dance, D. R., Persliden, J. and Carlsson, G. A. (1994). A Monte Carlo program for the calculation of contrast, noise and absorbed dose in diagnostic radiology, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* **42**: 167–180.
- Satherberg, A. and Johansson, L. (1998). Photonuclear production in tissue for different 50 MV bremsstrahlung beams, *Medical Physics* **25**: 683–688.
- Schneider, U., Lomax, A. and Pemler, P. (2006). The impact of IMRT and proton radiotherapy on secondary cancer incidence, *Strahlentherapie und Onkologie* **82**: 647–652.
- Schulz, R. J., Almod, P. R., Cunningham, J. R., Garrett Holt, J., Loevinger, R., Sunkharalingam, N., Wright, K. A., Nath, R. and Lempert, G. D. (1983). American Association of Physicists in Medicine, A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electrons beams, *Medical Physics* **10**: 741–771.
- Scott, M. B., Hanson, A. O. and Kerst, D. W. (1955). Electro- and photodisintegration cross sections of cu-63, *Physical Review* **100**: 209–214.
- Sherwood, T. and Turchinets, W. (1962). Some photo-disintegration reactions in the titanium isotopes, *Nuclear Physics* **29**: 292 – 299.
- Siebert, B. R. L. and Schuhmacher, H. (1995). Quality factors, ambient and personal dose equivalent for neutron, based on the new ICRU stopping power data for protons and alpha particles, *Radiation Protection Dosimetry* **58**: 177–183.
- Snyder, W. S., Ford, M. R. and Warner, G. G. (1978). Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom, *Society of Nuclear Medicine (Revised) MIRD*: Pamphlet No 5.
- Sohrabi, M. and Morgan, K. Z. (1979). Neutron dosimetry in high energy x-ray beams of medical accelerators, *Physics in Medicine and Biology* **24**: 756–766.
- Swanson, W. P. (1980). Estimate of the risk in radiation therapy due to unwanted neutrons, *Medical Physics* **7**: 141–144.

- Sweezy, J., Brown, F., Booth, T., Chiaramonte, J. and Preeg, B. (2005). Automated variance reduction for mcnp using deterministic methods, *Radiation Protection Dosimetry* **116**: 508–512.
- Sweezy, J., Hertel, N. E., Veinot, K. G. and Karam, R. A. (1998). Performance of multisphere spectrometry systems, *Radiation Protection Dosimetry* **78**: 263–272.
- Thomas, D. J., Chartier, J. L., Klein, H., Naismith, O. F., Posny, F. and Taylor, G. C. (1997). Results of a large scale neutron spectrometry and dosimetry comparison exercise at the Cadarache moderator assembly, *Radiation Protection Dosimetry* **70**: 313–322.
- Vanhavere, F., Huyskens, D. and Struelens, L. (2004). Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator, *Radiation Protection Dosimetry* **110**: 607–612.
- Verellen, D. and Vanhavere, F. (1999). Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body dose equivalent estimates for IMRT treatment in the head and neck region, *Radiotherapy and Oncology* **53**: 199–203.
- Vilches, M., García-Pareja, S., Guerrero, R., Anguiano, M. and Lallena, A. (2007). Effect of the electron transport through thin slabs on the simulation of linear electron accelerators of use in therapy: A comparative study of various monte carlo codes, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A* **580**: 153 – 156.
- Waller, E. J., Jamieson, T. J. and Cole, D. (2003). Cousins T and Jammal R B, Experimental and computational determination of neutron dose equivalent around radiotherapy accelerators, *Radiation Protection Dosimetry* **107**: 225–232.
- Weeks, K. J. (1999). Method for determining photonuclear production of radioisotopes using high-energy electron beams, *Medical Physics* **26**: 49–54.
- Wemple, C. A., Wessol, D. E., Nigg, D. W., Cogliati, J. J., Milvich, M., Fredrickson, C. M., Perkins, M., Harkin, G. J., Hartmann-Siantar, C. L., Lehmann, J., Flickinger, T., Pletcher, D., Yuan, A. and DeNardo, G. L. (2005). Minerva: A multi-modality plugin-based radiation therapy treatment planning system, *Radiation Protection Dosimetry* **116**: 202–207.
- Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R. and Drexler, G. (1986). The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods, *Physics in Medicine and Biology* **31**: 449–452.
- Xu, X. G., Chao, T. C. and Bozkurt, A. (2000). VIP-MAN: an image-based whole-body adult male constructed from color photographs of the Visible Human Project for multiparticle Monte Carlo calculations, *Health Physics* **78**: 476–486.

- Zaidi, H. (1999). Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging, *Medical Physics* **26**: 574–608.
- Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Ongaro, C., Visca, L., Nastasi, U., Burn, K. W., Scielzo, G., Adler, J. O., Annand, J. R. M. and Rosner, G. (2004a). Monte Carlo simulation of the photoneutron field in linac radiotherapy treatments with different collimation systems, *Physics in Medicine and Biology* **49**: 571–582.
- Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Visca, L., Ongaro, C., Nastasi, U., Burn, K. W. and Annand, J. R. M. (2004b). Neutron spectra in a tissue equivalent phantom during photon radiotherapy treatment by linacs, *Radiation Protection Dosimetry* **110**: 157–160.
- Zankl, M. and Wittmann, A. (2001). The adult male voxel model Golem segmented from whole-body CT patient data, *Radiation and Environmental Biophysics* **40**: 153–162.
- Zubal, G., Harrell, G., Smith, E., Ratner, Z., Gindi, G. and Hoffer, P. (1994). Computerized three-dimensional segmented human anatomy, *Medical Physics* **21**: 299–302.