

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear



Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia
para Aceleradores Lineales de Partículas (LinAc) basado en el
método Monte Carlo

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

D. Vicente Abella Aranda

Dirigida por:

Dr. D. Rafael Miró Herrero

Dr. D. Gumersindo Verdú Martín

Valencia, Enero de 2014

A mis abuelos Vicente, Mabel y Amparo.

*Todas las cosas que hay en el mundo
Tienen su historia,
Salvo estas ranas en lo profundo
De mi memoria.*

*Cualquier lugar del mundo tiene
Un donde estar,
Salvo este charco del que me viene
Este croar.*

*Sobre los juncos la luna se alza
Falsa y demás,
Y al triste charco su luz realza
menos y más.*

*¿Dónde, en qué vida fue verdadero
Lo que me acuerdo
Cuando oigo ranas en un estero
Que no recuerdo?*

*Nada. Entre juncos duerme un mutismo.
Croan ufanas
De un alma antigua que hay en mí mismo,
Sin mí, las ranas.*

Fernando Pessoa, por Ángel Crespo

RESUMEN

La principal motivación que ha propiciado el veloz progreso de las técnicas de prevención y tratamiento del cáncer en los últimos años ha sido, y continúa siendo, su protagonismo en las listas de principales causas de muerte: más de 10 millones de diagnósticos anuales a escala global y más de 160.000 en territorio español. En este contexto, la implementación clínica de los Sistemas de Planificación de Tratamientos de Radioterapia (RTPS) ha desempeñado un papel capital.

Resulta lugar común en el ámbito de la radioterapia que los algoritmos convencionales de cálculo de dosis que poseen los RTPS, de naturaleza determinista, carecen de la precisión necesaria a la hora de determinar el transporte lateral de electrones cuando un haz de partículas cargadas incide en la interfaz entre un medio material de densidad baja y otro de densidad alta; además, incurrir en predicciones de dosis erróneas ante la presencia de heterogeneidades debido a la alta dispersión de electrones que se produce entre los distintos materiales. Se ha comprobado que los métodos de cálculo de dosis basados en Monte Carlo (MC) proporcionan distribuciones de dosis más precisas que los algoritmos convencionales en los planificadores 3D comerciales. Sin embargo, pese a la substancial mejora que ofrecen los primeros, aún no se han conseguido implementar de forma extensiva en el ámbito clínico debido al coste de tiempo computacional que requieren para obtener resultados con una estadística aceptable.

Esta tesis presenta un estudio de integración de cálculos dosimétricos realizados con un código de transporte de partículas basado en Monte Carlo (MCNP) en un Sistema de Planificación de Tratamientos de distribución libre (PlanUNC), análogo a los comerciales. El trabajo comprende no sólo la consecución de un software que permite la intercomunicación de MCNP con PLUNC, al que se designa con el nombre de MCTPS-UPV, sino también un estudio de optimización de la simulación MC con objeto de agilizar el cálculo y minimizar su tiempo de computación, sin perjuicio de obtener resultados estadísticamente válidos. Los resultados demuestran que, acoplando en PLUNC el código MCNP en su versión 5.1.40 (y partiendo de la suposición de que los resultados de MCNP5 se ajustan a los experimentales en un intervalo de error inferior a 5%, puesto que han sido validados experimentalmente en una cuba de agua con heterogeneidades con el acelerador lineal (LinAc) *Elekta Precise* y un colimador multiláminas (MLC)), puede efectuarse dicha simulación en pacientes reales mediante una metodología que permite tiempos computacionales aptos para su aplicación clínica y deposiciones de dosis precisas en medios heterogéneos.

La investigación proporciona, además, de forma académica, un estudio extensivo tanto práctico como teórico en torno a la simulación MC en sistemas de planificación de tratamientos y a las particularidades asociadas a la implementación clínica de los algoritmos dosimétricos MC, tales como la influencia de las heterogeneidades en la deposición de dosis en el paciente, la influencia del tamaño de la voxelización o la reducción de varianza en el cálculo estadístico, tan importantes en el contexto en que ésta se inscribe. Las simulaciones se llevan a cabo mediante un LinAc *Elekta Precise* con MLC y distintos tamaños y conformaciones de campo que permiten un análisis exhaustivo de todas las variables que participan en la irradiación.

Finalmente, el trabajo debe derivar en una futura validación experimental de las distribuciones de dosis dentro del maniquí RANDO mediante dosímetros, además de en la posibilidad de obtener tiempos de cálculo realistas mediante tecnologías más accesibles al usuario, en la posibilidad de incluir una conformación del haz posterior a la simulación inicial del espacio de fase o en el estudio de la contaminación del paciente por fotoneutrones.

SINOPSI

La principal motivació que ha propiciat el ràpid progrés de les tècniques de prevenció i tractament del càncer en els darrers anys ha sigut, i continua sent, el seu protagonisme en les llistes de principals causes de mort: més de 10 milions de diagnòstics anuals a escala global i més de 160.000 al territori espanyol. En aquest context, la implementació clínica dels Sistemes de Planificació de Tractaments de Radioteràpia (RTPS) ha acomplert un paper cabdal.

Esdevé un lloc comú a l'àmbit de la radioteràpia que els algoritmes convencionals de càlcul de dosis que posseeixen els RTPS, de naturalesa determinista, manquen de la precisió necessària a l'hora de determinar el transport lateral d'electrons quan un feix de partícules carregades incideix en la interfície entre un medi material de densitat baixa i un altre de densitat alta; a més, incorren en prediccions de dosis errònies davant la presència d'heterogeneïtats degut a l'alta dispersió d'electrons que es produeixen entre els diferents materials. S'ha comprovat que els mètodes de càlcul de dosis basats en Monte Carlo (MC) proporcionen distribucions de dosis més precises que els algoritmes convencionals als planificadors 3D comercials. Tanmateix, malgrat la substancial millora que ofereixen els primers, encara no s'han pogut implementar de manera extensiva en l'àmbit clínic degut al excessiu temps de computació que requereixen per obtenir resultats amb una estadística acceptable.

Aquesta tesi presenta un estudi d'integració de càlculs dosimètrics realitzats amb un codi de transport de partícules basat en Monte Carlo (MCNP) en un Sistema de Planificació de Tractaments de distribució lliure (PlanUNC), anàleg als comercials. El treball comprèn no només la consecució d'un software que permet la intercomunicació d'MCNP amb PLUNC, el qual designem amb el nom d'MCTPS-UPV, sinó també un estudi d'optimització de la simulació MC amb l'objectiu d'agilitzar el càlcul i minimitzar el temps de computació, sense perjudici d'obtenir resultats estadísticament vàlids. Els resultats demostren que, acoblant a PLUNC el codi MCNP versió 5 1.40 (i partint de la suposició de que els resultats d'MCNP5 s'ajusten als experimentals en un interval d'error inferior al 5%, ja que han sigut validats experimentalment en un tonell d'aigua amb heterogeneïtats amb l'accelerador lineal (LinAc) *Elekta Precise* i un col·limador multilàmines (MLC)) pot efectuar-se la simulació en pacients reials mitjançant una metodologia que permet temps computacionals realistes i deposicions de dosis precises en medis heterogenis.

La investigació proporciona, a més, de forma acadèmica, un estudi extensiu pràctic i teòric al voltant de la simulació MC en sistemes de planificació de tractaments i de les particularitats associades a la implementació clínica dels algoritmes dosimètrics MC, com ara la influència d'heterogeneïtats en la deposició de dosis en el pacient, la influència de la grandària dels voxels o la reducció de variància en el càlcul estadístic, tan importants en el context en que aquesta s'inscriu. Les simulacions es porten a terme mitjançant un LinAc *Elekta Precise* amb MLC i diferents mides i conformacions dels camps que permeten un anàlisi comprensiu de totes les variables que participen en la irradiació.

Finalment, el treball hauria de derivar en una futura validació experimental de les distribucions de dosis dins del maniquí RANDO amb dosímetres, en la possibilitat d'obtenir temps de càlcul realistes mitjançant tecnologies més accessibles a l'usuari, en la possibilitat d'incloure una conformació del feix posterior a la simulació inicial de l'espai de fase, com en l'estudi de la contaminació del pacient per fotoneutrons.

ABSTRACT

The main motivation that has led to the increasingly rapid development of techniques for prevention and treatment of cancer in the last decade has been its presence in the lists of main causes of death: more than 10 million diagnoses every year at a global scale and more than 160,000 in Spain. In this context, the clinical implementation of Radiotherapy Treatment Planning Systems (RTPS) has played a crucial role.

It is a common place in the field of nuclear medicine that the conventional dose calculation algorithms that RTPSs use, deterministic in nature, lack of precision when it comes to determining the lateral transport of electrons when a charged particle beam reaches the interface between a low density medium and a high density medium. Moreover, they produce inaccurate dose predictions in heterogeneities due to the high electron dispersion produced between the different materials. It has been proved that Monte Carlo (MC) dose calculation methods provide much more accurate dose distributions than conventional algorithms in 3D commercial RTPSs. Despite the substantial improvement that the former offer, they still have not been extensively implemented in the clinical area due to the large computational time they require in order to obtain statistically acceptable results.

This thesis presents a study of integration of dosimetry calculations carried out with a particle transport code based on Monte Carlo (MCNP) in a free distribution RTPS (PlanUNC), analogue to the commercial RTPSs. This work comprises not only the attainment of a software that allows intercommunication between MCNP and PLUNC, designated as MCTPS-UPV, but also a study of optimization of the MC simulation with the purpose of speeding up the calculation and minimizing the computational time, obtaining, nevertheless, statistically valid outcomes. The results show that, coupling PLUNC with MCNP version 5.1.40 (and conclusions based on the supposition that MCNP5 results adjust to the experimental in an interval error of less than 5%, since they have been experimentally validated in a water tank with heterogeneities with the Linear Accelerator (LinAc) *Elekta Precise* and a MultiLeaf Collimator (MLC)) the simulation can be carried with real patients throughout a methodology that allows realistic computational times and precise dose depositions in heterogeneous media.

The investigation provides, as well, an extensive study both practical and theoretical around MC simulations in RTPS and the special features related to the clinical implementation of MC algorithms, such as the influence of heterogeneities in dose depositions in patients, the influence of the size of voxelization or the variance reduction in the statistical calculations, so important in the context this thesis falls within. Simulations are carried out with an *Elekta Precise* LinAc with MLC and different field sizes and forms, so that a comprehensive analysis of all variables involved in the irradiation can be performed.

Finally, the work should lead to a future experimental validation of dose distributions inside the RANDO phantom with dosimeters, to the possibility of obtaining realistic computational times throughout informational technologies more accessible to the common user, to the possibility of including beam formations after the initial phase space simulation and to the study of the contamination of the patient with photoneutrons.

ÍNDICE

SINOPSI.....	III
ABSTRACT.....	V
ÍNDICE.....	VII
INDICE DE TABLAS.....	XI
INDICE DE FIGURAS.....	XIII
CAPÍTULO 1.....	1
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 ASPECTOS RELATIVOS A LA PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA: MOTIVACIÓN Y JUSTIFICACIÓN.....	1
1.2 OBJETIVOS DE LA TESIS.....	2
1.3 ESTRUCTURA DE LA TESIS.....	3
1.4 MARCO DE LA TESIS.....	4
CAPÍTULO 2.....	5
2. ESTADO DEL ARTE.....	5
2.1 BREVE HISTORIA DE LA PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA.....	5
2.2 MÉTODO MONTE CARLO EN PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS RADIOTERAPIA.....	8
2.2.1 <i>Definición del Método Monte Carlo y Desarrollo Histórico</i>	8
2.2.2 <i>Códigos Monte Carlo aplicados a Sistemas de Planificación de Radioterapia</i> ..	9
2.3 SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN 3D EN RADIOTERAPIA.....	11
2.4 MANIQUÉES COMPUTACIONALES PARA DOSIMETRÍA DE LA RADIACIÓN.....	14
2.4.1 <i>Historia de la Evolución de los Maniqués Voxelizados</i>	16
2.4.2 <i>Maniqués Físicos</i>	19
2.5 NORMATIVA.....	20
CAPÍTULO 3.....	23
3. FÍSICA DE LA RADIOTERAPIA.....	23
3.1 INTERACCIÓN DE FOTONES CON LA MATERIA.....	23
3.1.1 <i>Secciones Eficaces en Interacción de Fotones</i>	23
3.1.2 <i>Procesos de Interacción Fotónica</i>	25
3.1.2.1 Absorción Fotoeléctrica.....	25
3.1.2.2 Interacción Compton y Procesos de Dispersión.....	26
3.1.2.2.1 Dispersión Incoherente.....	27
3.1.2.2.2 Dispersión Coherente.....	28
3.1.2.3 Producción de Pares y de Tripletes.....	29
3.1.2.4 Foto-Efecto Nuclear.....	30
3.1.3 <i>Comportamiento Macroscópico</i>	31
3.1.3.1 Atenuación del Haz y Coeficientes de Atenuación.....	31
3.1.3.2 Coeficiente Másico de Absorción de Energía, μ_{en}/ρ	32
3.2 EL MÉTODO MONTE CARLO EN RADIOTERAPIA.....	36
3.2.1 <i>El Método Monte Carlo en Cálculo de Dosis en Radioterapia</i>	36
3.2.1.1 Simulación del Transporte de Electrones y Fotones.....	36
3.2.1.2 Simulaciones Análogas.....	37
3.2.1.3 Simulaciones de Historias Condensadas.....	38
3.2.1.4 Cálculos de Dosis de Radioterapia Basados en Monte Carlo.....	40
3.2.1.5 Técnicas de Reducción de Varianza y Métodos de Mejora de la Eficiencia.....	41
3.3 FÍSICA DE LAS RADIACIONES RELEVANTE EN CÁLCULOS FOTÓNICOS CON INHOMOGENEIDADES.....	43
3.3.1 <i>Interacciones Fotónicas: el Paso TERMA</i>	43

3.3.2	<i>Interacciones de Partículas Cargadas: el Paso DOSE</i>	45
3.3.3	<i>Equilibrio de Partículas Cargadas</i>	46
3.3.4	<i>Influencia de la Densidad de Órgano y del Número Atómico</i>	47
3.3.4.1	Escalado de Densidades	47
3.3.4.2	Efectos del Número Atómico.....	49
3.3.5	<i>Introducción a los Principios de Superposición y Convulsión</i>	50
CAPÍTULO 4		53
4. PLANIFICACIÓN EN RADIOTERAPIA		53
4.1	PLANIFICACIÓN DE UN TRATAMIENTO.....	53
4.1.1	<i>Definición del Objetivo</i>	54
4.1.2	<i>Adquisición de Datos del Paciente</i>	55
4.1.3	<i>Definición del Haz. Simulación Virtual.</i>	56
4.1.4	<i>Evaluación Dosimétrica del Planificador</i>	58
4.1.4.1	Curvas de Isodoses	59
4.1.4.2	Análisis de Dosis en Volumen	60
4.2	EL MÉTODO MONTE CARLO EN LA PLANIFICACIÓN BASADA EN PACIENTES.....	60
4.2.1	<i>Simulación Monte Carlo del Transporte de Radiación en Aceleradores y Pacientes</i>	60
4.2.1.1	Simulación del Cabezal del Acelerador	60
4.2.1.2	Modificadores del Haz Específicos para cada Paciente	61
4.2.2	<i>Incertidumbres Estadísticas</i>	62
4.2.2.1	Varianza Latente y Estimadores de Estadística.....	62
4.2.2.2	Influencia de las Incertidumbres Estadísticas en las Distribuciones de Dosis.....	63
4.2.3	<i>Prescripción de Dosis y Cálculos en Unidades de Monitor</i>	65
4.2.4	<i>Conversión TC-a-Material</i>	66
4.2.5	<i>Dosis en Agua y Dosis en Medio</i>	67
4.2.6	<i>Efecto del Tamaño de Vóxel</i>	68
CAPÍTULO 5		69
5. DESCRIPCIÓN DEL CÓDIGO MCNP		69
5.1	INTRODUCCIÓN. ¿POR QUÉ MCNP?	69
5.2	VERSIÓN MCNP5	70
5.2.1	<i>Librería de Transporte de Fotones: MCPLIB84</i>	70
5.2.2	<i>Librería de Transporte de electrones: EL03</i>	70
5.2.3	<i>Tallies o Registros Dosimétricos en MCNP5</i>	71
5.2.3.1	Tally de Flujo.....	72
5.2.3.2	Tarjeta FMESH.....	72
5.2.3.3	Tarjetas DE/DF (Dose Energy Card / Dose Function Card)	72
5.3	VERSIÓN MCNPX	72
5.4	MÉTODOS DE REDUCCIÓN DE VARIANZA EN MCNP	73
5.4.1	<i>Métodos de Corte</i>	74
5.4.2	<i>Métodos de Control de la Población</i>	74
5.4.3	<i>Interacción Implícita o “Survival Biasing”</i>	75
5.4.4	<i>Contribución a un Detector Puntual (PD)</i>	76
5.4.5	<i>Métodos de Modificación del Muestreo</i>	76
5.4.6	<i>Método del Adjunto</i>	77
5.5	PARALELIZACIÓN DEL CÓDIGO.....	82
CAPÍTULO 6		83
6. MATERIALES Y MÉTODOS		83
6.1	VOXELIZACIÓN DE UN MANIQUÍ ANTROPOMÓRFICO Y TRANSCRIPCIÓN MEDIANTE ESTRUCTURAS DE REPETICIÓN	83
6.1.1	<i>Selección de Métodos de Descripción de la Geometría de un Maniquí Antropomórfico</i>	83
6.1.2	<i>Métodos de Voxelación y Selección</i>	88

6.1.3	<i>Descripción de la Voxelización mediante Lattice en MCNP5</i>	92
6.2	INTEGRACIÓN DE MCNP5 EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN PLANUNC: MCTPS-UPV.....	94
6.2.1	<i>Historia, Ventajas y Aplicaciones del Sistema de Planificación 3D PlanUNC</i>	95
6.2.1.1	Algoritmos de Cálculo empleados en PlanUNC.....	98
6.2.1.1.1	Método Exponencial de Batho.....	99
6.2.1.1.2	Algoritmo de Convolución.....	100
6.2.2	<i>Integración en MCTPS-UPV de la Unidad de Irradiación Elekta Precise con MLC</i>	101
6.2.2.1	Modelado en MCNP de la Unidad Elekta con MLC y Validación Experimental..	101
6.2.2.2	Implementación y Comisionado de la Unidad Elekta con MLC en PLUNC.....	105
6.2.3	<i>Interfaz MCI de PLUNC y Acoplamiento con MCNP5 mediante MCTPS-UPV</i>	106
6.2.3.1	Protocolo de Uso de MCTPS-UPV.....	107
6.2.3.2	Descripción de los bloques de programas de MCTPS-UPV: PLUNC2MCNP, MCNP2PLUNC y SUM2DOSE.....	109
6.2.4	<i>Acotación de los Números Hounsfield por Intervalos</i>	118
6.2.5	<i>CERR: Evaluación y Comparación de Resultados</i>	120
6.3	MANIQUÍ FÍSICO RANDO.....	120
6.3.1	<i>Historia y Aplicaciones del Maniquí Físico RANDO</i>	121
6.3.2	<i>Aplicación del Maniquí Físico RANDO</i>	123
6.4	PARÁMETROS DE SIMULACIÓN CON MCNP.....	124
6.4.1	<i>Opciones de Compilación MCNP5</i>	124
6.4.2	<i>Comparación y Selección de Versiones de MCNP</i>	127
6.4.3	<i>Definición de Materiales y Factores de Conversión Flujo-a-Dosis</i>	138
6.4.4	<i>Selección del Tamaño de Vóxel</i>	139
6.4.5	<i>Física del Modelo</i>	147
6.4.6	<i>Métodos de Reducción de Varianza: Cutoffs, Importancias, Weighting Factor</i>	147
6.4.6.1	Selección de Cutoffs.....	147
6.4.6.2	Reducción por Desdoblamiento según la Geometría con Ruleta Rusa.....	151
6.4.6.3	Estudio de Factores Weight Windows o Ventanas de Pesado.....	153
6.4.6.4	Prueba con Número de Nodos Elevado.....	159
6.4.6.5	Conclusión al Estudio de Reducción de Varianza.....	160
CAPÍTULO 7		161
7. RESULTADOS		161
7.1	RESULTADOS PARA MCNP5.....	162
7.1.1	<i>Resultados para un Haz Cuadrado</i>	162
7.1.1.1	Haz de 5 cm x 5 cm.....	162
7.1.1.2	Haz de 7 cm x 7 cm.....	174
7.1.1.3	Haz de 10 cm x 10 cm.....	182
7.1.1.3.1	Influencia de las Cavidades de Aire.....	190
7.1.1.3.2	Influencia de Materiales con Elevado Número Atómico.....	192
7.1.1.4	Haz de 12 cm x 12 cm.....	193
7.1.1.5	Haz de 15 cm x 15 cm.....	201
7.1.1.6	Haz de 20 cm x 20 cm.....	209
7.1.1.6.1	Influencia de las Cavidades de Aire.....	217
7.1.1.6.2	Influencia de Materiales con Elevado Número Atómico.....	219
7.1.2	<i>Resultados para un Haz Conformado</i>	220
7.1.2.1	Haz de 5 cm x 10 cm.....	221
7.1.2.2	Haz de 10 cm x 20 cm.....	228
7.1.2.3	Haz Romboidal.....	237
7.1.2.3.1	Zonas de Penumbra.....	245
7.2	RESULTADOS PARA MCNPX.....	247
7.2.1	<i>Resultados para un Haz Cuadrado</i>	247
7.2.1.1	Haz de 5 cm x 5 cm.....	247
7.2.1.2	Haz de 10 cm x 10 cm.....	252
7.2.1.2.1	Influencia de las Cavidades de Aire.....	257

7.2.2	<i>Resultados para un Haz Romboidal.....</i>	259
CAPÍTULO 8		265
8.	CONCLUSIONES	265
8.1	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	265
8.1.1	<i>Voxelización del maniquí RANDO.....</i>	265
8.1.2	<i>Optimización de Parámetros y Reducción de Varianza en MCNP.....</i>	265
8.1.3	<i>Comparación de Algoritmos en MCTPS-UPV y Heterogeneidades.....</i>	267
8.2	CONCLUSIONES GENERALES.....	268
8.3	LÍNEAS FUTURAS.....	268
8.4	PUBLICACIONES (REVISTAS Y CONGRESOS)	269
8.4.1	<i>Publicaciones internacionales.....</i>	269
8.4.2	<i>Publicaciones nacionales.....</i>	269
8.4.3	<i>Comunicaciones internacionales.....</i>	270
8.4.4	<i>Comunicaciones nacionales.....</i>	271
8.4.5	<i>Libros Publicados.....</i>	272

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.	<i>Interrelaciones entre cantidades de radiación.</i>	44
Tabla 2.	<i>Profundidad y radio mínimos de equilibrio para alcanzar EPCT en agua con distintos haces.</i>	47
Tabla 3.	<i>Posibilidades de programación de tallies o registros del código MCNP.</i>	71
Tabla 4.	<i>Comparación de parámetros principales.</i>	91
Tabla 5.	<i>Tiempos de Computación en MCNP5 según las opciones de compilación.</i>	126
Tabla 6.	<i>Tiempos de Computación según la versión de MCNP con vóxeles de 4 mm.</i>	131
Tabla 7.	<i>Tiempos de Computación según la versión de MCNP con vóxeles de 2 mm.</i>	136
Tabla 8.	<i>Composición de Materiales en el maniquí RANDO.</i>	138
Tabla 9.	<i>Tiempos de Ejecución según el cutoff empleado con vóxeles de 4mm.</i>	148
Tabla 10.	<i>Comparación resultados simulación con distintas importancias en MCNP.</i>	152
Tabla 11.	<i>Tiempos de Computación según el wwinp. Vóxeles de 2 mm.</i>	157
Tabla 12.	<i>Tiempos de Computación según el wwinp, con vóxeles de 4 mm.</i>	159
Tabla 13.	<i>Tiempos de Computación con 64 micros.</i>	160

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.	<i>Esquema de absorción fotoeléctrica.....</i>	<i>25</i>
Figura 2.	<i>Esquema de dispersión Compton.....</i>	<i>26</i>
Figura 3.	<i>Esquema de producción de pares.....</i>	<i>29</i>
Figura 4.	<i>Cálculo de transmisión fotónica a través de un bloque de materia.....</i>	<i>31</i>
Figura 5.	<i>Esquema de historias condensadas en transporte de electrones.....</i>	<i>39</i>
Figura 6.	<i>Esquema de planos espacio-fase.....</i>	<i>41</i>
Figura 7.	<i>Fracción de fotones que experimentan dispersión Compton como fracción de la energía y de número atómico del medio.....</i>	<i>45</i>
Figura 8.	<i>Ajuste de las láminas del MLC.....</i>	<i>58</i>
Figura 9.	<i>Esquema de la técnica de reducción de varianza Weight Window o “Ventana de Pesado”.....</i>	<i>75</i>
Figura 10.	<i>Imagen del maniquí Snyder Head Phantom, en su formato tiff.....</i>	<i>84</i>
Figura 11.	<i>Voxelización del Snyder Head Phantom, visualización con Sabrina.....</i>	<i>84</i>
Figura 12.	<i>Snyder Head Phantom segmentado, visualización con el código 3D Doctor.....</i>	<i>85</i>
Figura 13.	<i>Snyder Head Phantom volumizado, archivo .stl visualizado con Matlab.....</i>	<i>85</i>
Figura 14.	<i>Modelo analítico del Snyder Head Phantom, visualizado con Sabrina.....</i>	<i>86</i>
Figura 15.	<i>Flujo en los modelos voxelizado y analítico.....</i>	<i>86</i>
Figura 16.	<i>Error relativo (%) en la fluencia entre los modelos voxelizado y analítico.....</i>	<i>87</i>
Figura 17.	<i>Flujo en los modelos volumizado y voxelizado.....</i>	<i>87</i>
Figura 18.	<i>Error relativo (%) entre fluencias del modelo volumizado y voxelizado.....</i>	<i>88</i>
Figura 19.	<i>Imágenes del maniquí Zubal.....</i>	<i>89</i>
Figura 20.	<i>Maniquí Zubal Head visualizado con el código Sabrina.....</i>	<i>89</i>
Figura 21.	<i>Flujo en un plano transversal, modelo lattice.....</i>	<i>90</i>
Figura 22.	<i>Dispersión fotones en un plano transversal, modelo lattice.....</i>	<i>90</i>
Figura 23.	<i>Flujo en un plano transversal, modelo de planos.....</i>	<i>91</i>
Figura 24.	<i>Dispersión fotones en un plano transversal, modelo de planos.....</i>	<i>91</i>
Figura 25.	<i>Esquema de componentes y representación tridimensional del modelo MCNP del cabezal.....</i>	<i>102</i>
Figura 26.	<i>Modelo MCNP del sistema de colimación MLC, visualizado con el código Sabrina.....</i>	<i>102</i>
Figura 27.	<i>Espectro energético de fotones de un haz de 6 MeV.....</i>	<i>103</i>
Figura 28.	<i>Vista del cabezal del acelerador LinAc y del maniquí de agua.....</i>	<i>104</i>
Figura 29.	<i>Comparación entre resultados experimentales y calculados por MCNP5 de dosis relativa en profundidad en el maniquí de agua, para un campo de 10 cm x 10 cm.....</i>	<i>104</i>
Figura 30.	<i>Comparación de resultados experimentales y calculados por MCNP5 de curvas de perfil de dosis en la región buildup (2 cm de profundidad).....</i>	<i>105</i>
Figura 31.	<i>Fotones 6 MV, Campo 10x10. La curva en rojo es la experimental y la azul la calculada por PLUNC.....</i>	<i>106</i>
Figura 32.	<i>Curva HU vs DER.....</i>	<i>119</i>
Figura 33.	<i>Maniquí RANDO Woman.....</i>	<i>122</i>
Figura 34.	<i>Maniquí RANDO con tamaño de vóxel de 2 mm, visualización con Sabrina.....</i>	<i>123</i>
Figura 35.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Total. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>128</i>
Figura 36.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Fotones. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>129</i>
Figura 37.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Electrones. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>129</i>
Figura 38.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Fotones. Vóxel 4mm.....</i>	<i>130</i>
Figura 39.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Electrones. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>131</i>
Figura 40.	<i>Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Fotones. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>132</i>
Figura 41.	<i>Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Electrones. Vóxel 4 mm.....</i>	<i>133</i>
Figura 42.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Total. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>133</i>
Figura 43.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Fotones. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>134</i>
Figura 44.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Electrones. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>135</i>
Figura 45.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Fotones. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>135</i>
Figura 46.	<i>Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Electrones. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>136</i>
Figura 47.	<i>Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Fotones. Vóxel 2 mm.....</i>	<i>137</i>

Figura 48.	<i>Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Electrones. Vóxel 2 mm.</i>	137
Figura 49.	<i>Comparación Dosis Relativa Total. MCNP5.</i>	140
Figura 50.	<i>Comparación Dosis Relativa Fotonos. MCNP5.</i>	140
Figura 51.	<i>Comparación Dosis Relativa Electrones. MCNP5.</i>	141
Figura 52.	<i>Comparación Error Relativo Fotonos. MCNP5.</i>	142
Figura 53.	<i>Comparación Error Relativo Electrones. MCNP5.</i>	143
Figura 54.	<i>Comparación Dosis Relativa Total. MCNPX.</i>	144
Figura 55.	<i>Comparación Dosis Relativa Fotonos. MCNPX.</i>	144
Figura 56.	<i>Comparación Dosis Relativa Electrones. MCNPX.</i>	145
Figura 57.	<i>Comparación Error Relativo Fotonos. MCNPX.</i>	146
Figura 58.	<i>Comparación Error Relativo Electrones. MCNPX.</i>	146
Figura 59.	<i>Comparación cutoffs en Dosis Relativa Total.</i>	148
Figura 60.	<i>Comparación cutoffs en Dosis Relativa de Fotonos.</i>	149
Figura 61.	<i>Comparación cutoffs en Dosis Relativa de Electrones.</i>	149
Figura 62.	<i>Comparación cutoffs en Error Relativo de Fotonos.</i>	150
Figura 63.	<i>Comparación cutoffs en Error Relativo de Electrones.</i>	150
Figura 64.	<i>Comparativa Importancias. Error Relativo en Fotonos.</i>	152
Figura 65.	<i>Comparativa Importancias. Error Relativo en Electrones.</i>	153
Figura 66.	<i>Comparación ER de fotonos para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 2 mm.</i>	156
Figura 67.	<i>Comparación ER de electrones para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 2 mm.</i>	156
Figura 68.	<i>Comparación ER de fotonos para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 4mm.</i>	158
Figura 69.	<i>Comparación ER de electrones para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 4 mm.</i>	158
Figura 70.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	163
Figura 71.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	163
Figura 72.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	164
Figura 73.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	165
Figura 74.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	165
Figura 75.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	166
Figura 76.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	166
Figura 77.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	167
Figura 78.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	167
Figura 79.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	168
Figura 80.	<i>Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	170
Figura 81.	<i>Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	170
Figura 82.	<i>Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	171
Figura 83.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	172
Figura 84.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	173
Figura 85.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	173
Figura 86.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	174
Figura 87.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	175
Figura 88.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	175

Figura 89.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	176
Figura 90.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	176
Figura 91.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	177
Figura 92.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	177
Figura 93.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	178
Figura 94.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	178
Figura 95.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	179
Figura 96.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	180
Figura 97.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	181
Figura 98.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.</i>	181
Figura 99.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	182
Figura 100.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	183
Figura 101.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	183
Figura 102.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	184
Figura 103.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	184
Figura 104.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	185
Figura 105.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	185
Figura 106.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	186
Figura 107.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	186
Figura 108.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	187
Figura 109.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	188
Figura 110.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	189
Figura 111.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	189
Figura 112.	<i>Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	190
Figura 113.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	191
Figura 114.	<i>Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por una densidad electrónica muy alta en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	192
Figura 115.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la mandíbula, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	193
Figura 116.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	194
Figura 117.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	194

Figura 118.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>195</i>
Figura 119.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>195</i>
Figura 120.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>196</i>
Figura 121.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>196</i>
Figura 122.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>197</i>
Figura 123.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>197</i>
Figura 124.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>198</i>
Figura 125.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>199</i>
Figura 126.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>200</i>
Figura 127.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>200</i>
Figura 128.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.</i>	<i>201</i>
Figura 129.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>202</i>
Figura 130.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>202</i>
Figura 131.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>203</i>
Figura 132.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>203</i>
Figura 133.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>204</i>
Figura 134.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>204</i>
Figura 135.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>205</i>
Figura 136.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>205</i>
Figura 137.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>206</i>
Figura 138.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>207</i>
Figura 139.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>208</i>
Figura 140.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>208</i>
Figura 141.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.</i>	<i>209</i>
Figura 142.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>210</i>
Figura 143.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>210</i>
Figura 144.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>211</i>
Figura 145.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>211</i>
Figura 146.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>212</i>
Figura 147.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.</i>	<i>212</i>

Figura 148.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.....	213
Figura 149.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.....	213
Figura 150.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.	214
Figura 151.	Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.....	215
Figura 152.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.....	216
Figura 153.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.	216
Figura 154.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm...	217
Figura 155.	Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.	218
Figura 156.	Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.....	218
Figura 157.	Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.	219
Figura 158.	Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la mandíbula, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.....	220
Figura 159.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.....	221
Figura 160.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.....	221
Figura 161.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.....	222
Figura 162.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.....	222
Figura 163.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.....	223
Figura 164.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.	223
Figura 165.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.....	224
Figura 166.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.....	224
Figura 167.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.	225
Figura 168.	Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 5 cm x 10 cm.....	226
Figura 169.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 10 cm.....	227
Figura 170.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 10 cm..	227
Figura 171.	Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm...	228
Figura 172.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.....	229
Figura 173.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.....	229
Figura 174.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.	230
Figura 175.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.....	230
Figura 176.	Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.....	231

Figura 177.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>231</i>
Figura 178.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>232</i>
Figura 179.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>232</i>
Figura 180.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>233</i>
Figura 181.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>234</i>
Figura 182.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>235</i>
Figura 183.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>236</i>
Figura 184.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.</i>	<i>236</i>
Figura 185.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.</i>	<i>237</i>
Figura 186.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>238</i>
Figura 187.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>238</i>
Figura 188.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.</i>	<i>239</i>
Figura 189.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>239</i>
Figura 190.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>240</i>
Figura 191.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.</i>	<i>240</i>
Figura 192.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>241</i>
Figura 193.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.</i>	<i>241</i>
Figura 194.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz romboidal.</i>	<i>242</i>
Figura 195.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>243</i>
Figura 196.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>244</i>
Figura 197.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>244</i>
Figura 198.	<i>Corte sagital a -6,51 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.</i>	<i>245</i>
Figura 199.	<i>Corte sagital a -3,14 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.</i>	<i>246</i>
Figura 200.	<i>Corte sagital a -0,05 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.</i>	<i>246</i>
Figura 201.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>248</i>
Figura 202.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>248</i>
Figura 203.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>249</i>
Figura 204.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo estándar y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>250</i>
Figura 205.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>251</i>
Figura 206.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>251</i>
Figura 207.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.</i>	<i>252</i>

Figura 208.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>253</i>
Figura 209.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>253</i>
Figura 210.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>254</i>
Figura 211.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo estándar y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>255</i>
Figura 212.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>256</i>
Figura 213.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>256</i>
Figura 214.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>257</i>
Figura 215.	<i>Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>257</i>
Figura 216.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo estándar y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.</i>	<i>258</i>
Figura 217.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.</i>	<i>259</i>
Figura 218.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.</i>	<i>260</i>
Figura 219.	<i>Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.</i>	<i>260</i>
Figura 220.	<i>Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo estándar y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz romboidal.</i>	<i>261</i>
Figura 221.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>262</i>
Figura 222.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>262</i>
Figura 223.	<i>Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz romboidal.</i>	<i>263</i>

Capítulo 1

1. Introducción

1.1 Aspectos Relativos a la Planificación en Radioterapia: Motivación y Justificación

El rápido aumento del grueso de conocimientos en torno a la biología y a la física del cáncer en los últimos años ha devenido en un desarrollo significativo de su prevención, detección precoz y tratamiento. Los científicos han aprendido más sobre el cáncer en las últimas dos décadas de lo que lo han hecho en todos los siglos precedentes. Esto no modifica el hecho de que, pese a todo, el conocimiento científico actual se basa en descubrimientos y teorías adquiridas con anterioridad y mediante un arduo trabajo por parte de numerosos predecesores. Con todo, la comunidad de investigadores del cáncer es consciente de que aún queda mucho camino por recorrer, pues éste sigue siendo una de las principales causas de muerte, con más de 10 millones de diagnósticos anuales en todo el mundo y más de 160.000 sólo en el estado español.

La radioterapia, combinada con otras técnicas como la cirugía o la quimioterapia, o aplicada de forma aislada, abarca aproximadamente el 60 por ciento de los tratamientos de pacientes con cáncer. Los tratamientos radioterapéuticos han experimentado un avance excepcional desde la implementación en el ámbito clínico de los Sistemas de Planificación de Tratamientos de Radioterapia (RTPS), es decir, de sistemas computacionales que permiten simular la irradiación del paciente de forma que se pueda planificar su tratamiento con gran precisión. Su principal objeto es realizar el cálculo de la radiación impartida cuidando que se administre la suficiente dosis a las células tumorales sin exceder el nivel de tolerancia de las células u órganos sanos adyacentes.

Es asunto conocido en el campo de la radioterapia que los algoritmos convencionales de cálculo de dosis de los RTPS no consideran correctamente el transporte lateral de electrones cuando un haz de partículas incide en la interfaz entre un medio material de densidad baja y otro de densidad alta. Además, la presencia de heterogeneidades en dichos medios materiales puede ocasionar predicciones de dosis erróneas debido a la alta dispersión de electrones que entre ellos se produce. La naturaleza determinista de dichos algoritmos se funda en aproximaciones analíticas de la solución de la ecuación del transporte y sus limitaciones pueden incurrir en errores en muy distintas aplicaciones clínicas. Diversos estudios de investigación han observado diferencias significativas entre los cálculos de dosis en dichos medios heterogéneos realizados con Monte Carlo (MC) y con los algoritmos convencionales de los planificadores 3D. Tales discrepancias entre los métodos MC y los métodos convencionales podrían ser causantes de un gran impacto clínico en el control de tumores localizados si se aplicaran los primeros. Pese a la gran precisión que presenta en relación con los métodos convencionales, el método MC todavía no se utiliza de forma extensiva en la planificación de radioterapia debido al gran coste de tiempo de computación que requiere para producir resultados con una precisión razonable.

Se prevé, no obstante, que el método Monte Carlo pronto será viable en la planificación de tratamientos clínicos rutinarios debido a que cada vez los procesadores CPU de los ordenadores son más rápidos y accesibles y los algoritmos de cálculo cada vez más

precisos. El desarrollo de algoritmos de cálculo de dosis basados en MC progresa lentamente, pero ya existen diversos fabricantes que trabajan en el desarrollo de planificadores comerciales en los que se permita implementar este tipo de cálculos en sus módulos de forma realista (en términos de su aplicación clínica). Pese a que el futuro impacto médico de dicha implementación es aún incierto, se revela necesario evaluar el acoplamiento de los algoritmos dosimétricos basados en Monte Carlo con los sistemas convencionales de planificación de tratamientos. En este trabajo se presenta un estudio de integración de cálculos dosimétricos realizados con un código de transporte de partículas basado en Monte Carlo (MCNP) en un sistema de planificación de tratamientos de distribución libre (PlanUNC), análogo a los comerciales y diseñado con objeto de servir a estudios como el presente.

En la simulación MC la dosis se calcula de forma estocástica, lo que hace que este método sea distinto de los algoritmos convencionales de cálculo de dosis. Las características que convierten en único al algoritmo MC en un sistema de planificación son, entre otras, las incertidumbres estadísticas, el uso de técnicas de reducción de varianza o la capacidad de considerar detalles geométricos en la simulación del cabezal del acelerador lineal o en el paciente. La implementación con éxito de un sistema tan complejo por parte del radiofísico en el ámbito clínico exige una comprensión profunda de los principios básicos de las técnicas MC. Uno de los principales objetivos de este trabajo consiste, pues, en proporcionar un estudio extensivo tanto práctico como teórico en torno a la simulación MC en planificación de tratamientos y a las particularidades asociadas a la implementación clínica de los algoritmos dosimétricos MC.

Todo lo expuesto anteriormente justifica la consecución de este trabajo de investigación.

1.2 Objetivos de la tesis

La presente tesis persigue dos líneas de investigación principales, con un mismo horizonte. Por un lado, proyecta la consecución de un software que permita trasladar las planificaciones realizadas con el Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia PPlanUNC mediante una interfaz al código de transporte MCNP y proporcionar de esta manera cálculos de tipo Monte Carlo a la planificación a modo de validación de los resultados obtenidos por los planificadores comerciales o de apoyo adicional al radiofísico en la práctica rutinaria. Por otro, pretende proporcionar un estudio metodológico de optimización de las simulaciones MC en el contexto de las planificaciones de radioterapia.

El mentado horizonte no es otro que la implementación de los cálculos MC en el ámbito clínico de forma pragmática. Sin embargo, no es este objetivo el que otorga mayor importancia a la tesis, sino la suma de su complemento teórico: el análisis extensivo de las posibilidades de los algoritmos MC en el campo de la radioterapia, su influencia en medios heterogéneos y sus ventajas respecto de los algoritmos deterministas convencionales.

A nivel teórico, los objetivos podrían resumirse en los siguientes puntos:

1. Proporcionar un estudio extensivo en torno a la física de la radioterapia, la física del método Monte Carlo en la planificación de tratamientos y su aplicación clínica.
2. Describir el papel del método Monte Carlo en el proceso de la planificación de tratamientos de radioterapia, desde la interacción de fotones y electrones en el acelerador lineal hasta su deposición en los órganos del paciente.

3. Describir la problemática asociada al cálculo de dosis con MC en una geometría específica del paciente en la que se presentan heterogeneidades.
4. Aproximarse a la verificación de los algoritmos MC empleados en RTPSs.
5. Realizar un estudio de optimización de parámetros de simulación y reducción de varianza en este tipo de simulaciones con maniqués antropomórficos voxelizados.
6. Integrar el código MCNP, versiones 5 y X, en el RTPS de distribución libre PlanUNC, dando luz al software MCTPS-UPV.
7. Discutir las implicaciones clínicas de las distribuciones de dosis calculadas con algoritmos MC.

A nivel práctico, el objetivo final es demostrar la viabilidad de integrar en un único software MCTPS-UPV el código MCNP y el Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia PPlanUNC, obteniendo con ello cálculos de dosis más precisos en tiempos de computación realistas para la dinámica del ámbito clínico.

1.3 Estructura de la tesis

La presente tesis se ha estructurado en capítulos con el fin de facilitar su comprensión y alcanzar los objetivos mentados en la sección precedente.

En este capítulo presentamos tanto la motivación fundamental que ha impulsado este trabajo así como la justificación y los objetivos perseguidos, además de una breve descripción del marco académico que ha posibilitado su consecución.

El **Capítulo 2** propone un estado del arte del proceso de planificación de tratamientos de radioterapia mediante una breve historia de la planificación, un seguimiento histórico del uso del método Monte Carlo en planificación de tratamientos hasta la actualidad, un repaso de los planificadores 3D empleados hoy en día, así como una actualización de la utilización de maniqués tanto computacionales como físicos en este campo. Finalmente menciona la normativa relacionada.

El **Capítulo 3** desarrolla un estudio teórico relativamente breve, dados los límites del trabajo, de la física de la radioterapia, abarcando temas tan fundamentales en el campo como son la estructura de la materia, la radioactividad, la interacción de fotones con la materia o el método Monte Carlo aplicado a la radioterapia.

El **Capítulo 4** continúa, a nivel teórico, con la planificación en radioterapia, y explica cuestiones tales como la planificación de un tratamiento o el uso del método Monte Carlo en la planificación basada en pacientes.

El **Capítulo 5** detalla las características del código de transporte de partículas MCNP, versiones 5 y X, explicando el porqué de su uso y abarcando cuestiones capitales como la reducción de varianza o la paralelización del código.

El **Capítulo 6** se compone de distintos apartados que explican de forma global la metodología empleada y los pasos seguidos para conformar el sistema de planificación basado en Monte Carlo MCTPS-UPV. La trayectoria de los pasos comienza con el proceso de voxelización de un maniquí antropomórfico, continúa con la integración de MCNP en el sistema de planificación PlanUNC, con la voxelización del maniquí físico. Incluye también un estudio de optimización de los parámetros que determinan la simulación, tales como el tamaño de vóxel o la física específica de cada tipo de partículas. Propone además un análisis comparativo de las distintas versiones de MCNP que podrían emplearse en las simulaciones. Finalmente presenta un estudio de reducción de varianza con objeto de optimizar la velocidad de simulación.

El **Capítulo 7** presenta la comparación de resultados de cálculo de dosis con los algoritmos estocásticos de MCTPS-UV, es decir, la integración de MCNP en PLUNC, y los algoritmos deterministas de PLUNC.

Finalmente el **Capítulo 8** recoge la discusión de los resultados, las conclusiones extraídas y las posibles líneas futuras.

1.4 Marco de la tesis

La presente tesis doctoral se ha efectuado bajo la tutela del Departamento de Ingeniería Química y Nuclear de la Universitat Politècnica de València en conjunción con el ISIRYM (Instituto de Seguridad Industrial Radiofísica y Medioambiental), siguiendo la línea de investigación de planificación de tratamientos de radioterapia mediante algoritmos Monte Carlo. El trabajo aquí presentado es fruto de la labor de investigación llevada a cabo de forma paralela a otra, objeto de una beca de especialización en el campo de la termohidráulica aplicada a reactores nucleares, cuya financiación ha posibilitado la gestación de este proyecto.

En Enero del 2005 el autor de esta tesis se incorporó al Departamento de Ingeniería Química y Nuclear en calidad de Becario de Colaboración, al tiempo que realizaba su Proyecto de Final de Carrera en el campo de la Protección Radiológica, el cual lleva por título: *“Desarrollo de una herramienta informática para el cálculo de dosimetría interna basada en las normativas ICRP66 e ICRP78. Aplicación a Protección Radiológica”*.

En Septiembre del 2006, el autor se reincorporó al Departamento de Ingeniería Química y Nuclear en calidad de Becario de Especialización, accediendo ese mismo año al programa de Máster en Seguridad Industrial y Medioambiente, especialidad en Nuclear. Tras la conclusión del máster comenzó su tesis doctoral y sus trabajos de investigación en el campo de la Radiofísica, la Protección Radiológica y las simulaciones del transporte de partículas mediante Monte Carlo.

Capítulo 2

2. Estado del arte

2.1 Breve Historia de la Planificación en Radioterapia

El uso de radiaciones ionizantes para el tratamiento del cáncer se remonta a finales del siglo XIX, especialmente después de que Roentgen describiera los rayos X en 1898 y de que Marie y Pierre Curie descubrieran el Radio en 1902, destinado, en principio, a utilizarse en braquiterapia. Estos primeros proyectos impulsaron una revolución de innovaciones tanto conceptuales como tecnológicas durante todo el siglo XX, conformando así los cimientos de las terapias empleadas hoy en día. Quizás el desarrollo más importante en este campo ha sido el paradigma de la impartición de radiación fraccionada, los avances tecnológicos en la producción e impartición de rayos X, las mejoras en las planificaciones de tratamientos basadas en imágenes TC y simulaciones por ordenador y la evolución de modelos con capacidad de predecir el comportamiento del cáncer, así como de optimizar su tratamiento terapéutico. Los descubrimientos radiobiológicos del último siglo han resultado igualmente revolucionarios: existe actualmente un vasto corpus de información en torno a la biología del cáncer y a la forma en que la radiación afecta a los órganos humanos a nivel celular. La aplicación de tales descubrimientos y técnicas de laboratorio en el ámbito clínico se revela por tanto como un reto fundamental.

La radioterapia se ha convertido en la opción de tratamiento estándar para un amplio espectro de tumores. Los datos del *U.S. Surveillance, Epidemiology and End Results* muestran que la radiación normalmente se incluye en las intervenciones oncológicas primarias. Entre 1991 y 1996, por ejemplo, la radioterapia se empleó en la gestión inicial del 32.9% de cánceres de próstata y del 44.1% de cánceres de pulmón en los estados Unidos (Virnig *et al.*, 2002). Si se tiene en cuenta las intervenciones paliativas ulteriores, más de la mitad de los pacientes con cáncer requieren radioterapia al menos en algún momento de su tratamiento.

En noviembre de 1895, Wilhem Conrad Roentgen se encontraba trabajando en su laboratorio en Wurzburg, Alemania, cuando, mientras estudiaba los rayos catódicos que emanaban de los tubos de cristal, observó un nuevo tipo de rayo que podía penetrar un cartón negro, pero no así el plomo o el platino. Trabajó en diversos experimentos durante varias semanas hasta que consiguió plasmar la silueta de la mano de su mujer y sus anillos en una placa fotográfica, creando la posteriormente conocida como fotografía Roentgen. Publicó su primer artículo sobre su descubrimiento de los rayos X en la Sociedad Psico-Médica de Wurzburg en diciembre de 1895, dando así origen a los campos de la radiología y la oncología de la radiación.

Los primeros usos terapéuticos de los rayos X siguieron de forma natural a este descubrimiento, siendo éstos aplicados a tratamientos de enfermedades benignas como el eccema o el lupus. Tan sólo siete meses después del descubrimiento, un número de la revista *Medical Record* de 1896 describía el tratamiento de un paciente con carcinoma gástrico, paciente que se benefició del uso de la radioterapia gracias a su aplicación por parte de Victor Despeignes, en Francia. Una serie de tratamientos análogos se sucedieron exitosamente por todo el mundo, aunque la mayoría de los tumores de aquella época no

podieron curarse sin provocar daños serios a los órganos adyacentes, dadas las bajas energías de aquellos rayos X. La idea de emplear elementos radiactivos para tratar el cáncer probablemente se remonta a 1901, cuando Antoine-Henri Becquerel experimentó quemaduras serias en la piel al transportar accidentalmente un tubo que contenía Radio en su bolsillo durante catorce días. En 1902 el Radio ya se había empleado exitosamente en el tratamiento de un carcinoma faríngeo en Viena.

La profundidad con que los rayos X penetran en un órgano está relacionada con las energías de los fotones y por tanto la primera radioterapia estaba muy limitada debido a que entonces sólo existían aparatos que generaban fotones de bajas energías (unos 100 keV). Los numerosos éxitos del tratamiento radioterapéutico estimularon la investigación para producir fotones de más altas energías y poder así penetrar los órganos, al mismo tiempo que se reducía la deposición en la piel, evitando con ello quemaduras graves en los puntos donde penetraban los haces. En 1913 el físico estadounidense William Coolidge trabajaba para General Electric en el desarrollo de tubos de rayos X con cátodos calientes, los cuales producían energías del orden de 200 keV. El tratamiento con estos tubos se denominó Terapia Roentgen en Profundidad y más tarde Tratamiento con Rayos X (TRX) de ortovoltaje. Posteriormente, diversas técnicas se aplicaron a dicho tratamiento, como el filtrado de energías bajas con hojas metálicas o el uso de haces múltiples que penetran el cuerpo por distintos ángulos de la piel y se solapan internamente, así como el uso de haces que rotan 360 grados alrededor de los tumores, esta última introducida a principios de los años veinte.

Con el fin de resolver el problema de la escasa penetración de los rayos X de ortovoltaje, varios grupos de investigación cooperaron en el desarrollo de lo que posteriormente se conocería como haces de rayos X de supervoltaje. Finalmente, General Electric instaló en un hospital de Nueva York un tubo "cascada" en el que los electrones se aceleraban produciendo rayos de 700 keV. En 1929 Ernest Lawrence, de la universidad de California en Berkeley, experimentó con una estrategia nueva en la cual empleaba potenciales de alta frecuencia alternados para acelerar las partículas, construyendo así junto a su pupilo un acelerador consistente en 30 electrodos sucesivos diseñados por él mismo. A este descubrimiento siguió la construcción del primer acelerador de electrones (betatrón) por parte de Donald Kerst en 1940 y el sincrotrón, desarrollado por Veksler en la Unión Soviética y por McMillan en el Laboratorio de Los Alamos.

El creciente interés clínico en el TRX declinó brevemente durante la Segunda Guerra Mundial, pero se recuperó inmediatamente después. Henry Kaplan, de la Universidad de Stanford, fue el primero en utilizar rayos X de 6 MeV para el tratamiento de pacientes en 1956. A principios de los años sesenta comenzaban a instalarse aceleradores lineales compactos en cabezales capaces de rotar 360 grados alrededor del paciente. Otro gran avance a este respecto fue la producción de unidades de teleterapia que empleaban cobalto-60 como fuente gamma, produciendo así una radiación en el intervalo alrededor del MeV. El coste relativamente bajo y la viabilidad de estas unidades las convirtieron en la fuente de haces de mayor uso.

Gran parte del desarrollo tecnológico de las últimas décadas se ha debido a los avances en la informática y en el tratamiento de imágenes. Concretamente, los métodos de tratamiento de imagen axial y los sistemas de planificación de tratamientos tridimensionales han mejorado significativamente nuestra capacidad para impartir dosis homogéneas en anatomías complejas y allí donde existen formas y contornos complicados. Hoy en día es un *estándar* para los centros de oncología de radiación el emplear tratamientos de imagen por ordenador basados en imágenes tomográficas para planificar los tratamientos. También se emplean otras técnicas como la Resonancia Magnética (RM) o la Tomografía por Emisión de

Positrones (PET) para determinar los volúmenes de los tumores y las anatomías de los órganos.

Los avances en la capacidad para conformar los haces de radiación también han conducido a grandes avances en la planificación de tratamientos. Al principio se consiguió dar forma a los haces mediante bloques de metal diseñados y montados en el cabezal de las máquinas de tratamiento. En la última década, esta técnica se ha remplazado por los Colimadores MultiLáminas (MLC), que consisten en pequeñas hojas metálicas colocadas en el cabezal del acelerador lineal. Cada lámina del MLC se controla como un robot y se mueve de forma independiente al resto, de manera que se pueden crear formas de haz controladas por ordenador. Tales avances en la impartición de tratamientos se han combinado con algoritmos computacionales y paquetes de software que permiten optimizar el número, formas e intensidades de los haces. Esta práctica se designa hoy en día con el nombre de terapia de radiación tridimensional conformada. Una planificación de tratamiento tridimensional ideal es tanto conformada (esto es, altas dosis confinadas al volumen objetivo) como homogénea (mínimas variaciones de dosis en el interior del objetivo), aunque en algunos casos puede interesar que sea heterogénea, como por ejemplo en tumores con movimiento o crecimiento. Estas técnicas permiten hoy en día una cobertura del tumor mucho más efectiva, protegiendo al mismo tiempo los órganos adyacentes.

En las terapias más básicas con rayos X, la intensidad de cada haz en el tratamiento es esencialmente uniforme a lo largo y ancho de su campo. Una de las primeras herramientas simples que se empleó para modificar la intensidad fue un filtro de compensación con forma de cuña situado en el cabezal de la máquina. Los avances más recientes han conducido a métodos más complejos que dividen la apertura del campo en segmentos pequeños con tiempos de exposición variables. Una forma compleja de modulación de intensidad consigue un patrón análogo a un tablero de damas a lo largo y ancho de cada haz, de forma que cada segmento imparte una intensidad diferente. La impartición de este tipo de patrones requiere mover el MLC durante el tiempo de exposición. Esta técnica se denomina Terapia de Radiación con Intensidad Modulada (TRIM) y ofrece un potencial de distribuciones de dosis mejoradas en muy distintas situaciones clínicas.

Pese a que los haces de fotones y electrones constituyen las modalidades primarias en oncología de la radiación, también se han desarrollado haces de otras partículas para su uso en el tratamiento del cáncer. Debido al extraordinario perfil de absorción de energía de los protones en órganos, la terapia con haces de protones se encuentra hoy entre las modalidades de radiación conformada más utilizadas. Gran parte de este desarrollo proviene del trabajo cooperativo del *Harvard Cyclotron Laboratory* y el *Massachusetts General Hospital* entre 1961 y 2002. Hasta hace bien poco, sólo unos pocos centros eran capaces de producir haces de protones terapéuticos debido en parte al enorme presupuesto que requieren. Ya se están desarrollando ciclotrones más pequeños y asequibles y, en caso de éxito, podrían conducir a una mayor disponibilidad de la radioterapia basada en protones en las próximas décadas. Además, los nuevos avances están dirigiéndose hacia la implementación en radioterapia de aceleradores de partículas por láser.

En resumen, el ámbito de la radioterapia ha experimentado una serie de desarrollos extraordinarios desde su origen hace más de un siglo. Éstos han sido el resultado de diversas investigaciones pioneras cuyos avances más importantes han sido, quizás, el paradigma de la impartición de dosis fraccionada, los avances tecnológicos en la producción e impartición de rayos X, la mejora en el tratamiento de imágenes y las planificaciones de tratamientos basadas en simulaciones por ordenador y la evolución de modelos capaces de predecir el comportamiento del cáncer y de diseñar su tratamiento terapéutico. Gracias a ellos la radioterapia experimenta hoy en día una evolución importante. El presente trabajo se erige sobre los cimientos de los primeros descubrimientos en tratamiento de imágenes y

planificaciones de tratamientos mediante simulaciones por ordenador, a los cuales pretende contribuir con la implementación de algoritmos de cálculo de dosis basados en Monte Carlo.

2.2 Método Monte Carlo en Planificación de Tratamientos Radioterapia

2.2.1 Definición del Método Monte Carlo y Desarrollo Histórico

De forma general, la técnica Monte Carlo (MC) es un método estadístico para realizar integraciones numéricas. Las simulaciones MC se emplean en muchas áreas científicas y tecnológicas. A pesar de que ya en el año 1777 Buffon hablaba de un método basado en el muestreo estadístico, la técnica MC tal y como la conocemos hoy en día fue desarrollada por primera vez tras la segunda guerra mundial. La motivación inicial fue la aplicación de dicha técnica al transporte de radiación, concretamente en armas nucleares. Los pioneros de la idea original parece que fueron Stanislaw Ulam y John von Neuman, quienes vieron en el desarrollo de ENIAC, el primer ordenador de electrones, la oportunidad perfecta para desarrollar nuevas aplicaciones del muestreo estadístico. El desarrollo de la técnica MC y el de la informática han estado estrechamente relacionados desde entonces: ha habido un crecimiento exponencial de la aplicación de las simulaciones MC desde que los ordenadores digitales se pusieron al alcance del público en los años cincuenta y sesenta.

El uso de los métodos Monte Carlo es perfectamente aplicable al diseño de problemas de transporte de partículas. Rogers y Bielajew lo describieron de la siguiente manera: “la técnica de Monte Carlo aplicada a la simulación del transporte de electrones y fotones a través de la materia consiste en utilizar el conocimiento sobre las distribuciones de probabilidad que gobiernan las interacciones individuales de electrones y fotones en los distintos medios materiales para simular las trayectorias aleatorias de cada partícula individual. De esta forma, se pueden almacenar las cantidades físicas de interés de un amplio número de trayectorias individuales con el fin de proporcionar la información requerida sobre las cantidades medias”. Utilizada como técnica para calcular la dosis en pacientes, posee una base física conceptual mucho más simple que los algoritmos analíticos, puesto que el método MC consiste en la simulación directa de la realidad y no requiere aproximaciones complejas ni modelos de deposición de dosis, sino simplemente el conocimiento de la física de las distintas interacciones, las cuales se conocen con detalle desde hace más de cincuenta años en la mayoría de los casos. Pese a que la simulación con detalle de algunas de estas interacciones puede resultar una tarea ardua, las ideas básicas de cada interacción son bien conocidas por los radiofísicos y, por tanto, el proceso íntegro es sencillo de comprender.

A pesar de que MC se utilizó en distintas aplicaciones de la física de partículas para simular las cascadas electrón-fotón en los años cincuenta, el artículo fundacional de dicho campo fue el de Berger (1963), en el que describió la técnica de historias condensadas para el transporte de electrones. Esta técnica es la base de todos los códigos MC modernos de transporte de electrones y fotones relevantes en física médica. El código ETRAN, basado en tales ideas, lo desarrollaron Berger y Seltzer (1973), y ahora constituye la base del transporte de electrones del código MCNP. La salida al mercado del código MC EGS4 en 1985 sirvió de catalizador para la aplicación del método MC en cálculos de dosis en radioterapia. Los trabajos de Petti *et al.* (1983), Mohan *et al.* (1985) y Udale (1988) son ejemplos del uso del código MC EGS4 en la simulación de aceleradores lineales médicos. Aun sin el uso directo de la simulación MC, el método MC juega un papel importante en la planificación de tratamientos de radioterapia ya que las semillas de deposición de dosis utilizadas en los algoritmos de convolución/superposición se calculan mediante dichas técnicas. Los

protocolos de calibración de los aceleradores lineales utilizan factores derivados de simulaciones MC. Además, los cálculos basados en MC se utilizan de forma extensa para el diseño de componentes de cabezales de tratamiento.

Pese a que hace poco tiempo que se ha materializado su práctica, desde hace más de dos décadas se conoce la aplicación de las técnicas MC en planificación de tratamientos de radioterapia. BEAM y EGS4 (ahora EGSnrc) son dos de los códigos de simulación del transporte de radiación más utilizados en simulación de aceleradores y pacientes representados por imágenes TC. Estas herramientas, de uso relativamente sencillo, han desencadenado extensas investigaciones en el campo de la planificación de tratamientos de radioterapia basada en MC y han propiciado dos estudios integrales sobre simulaciones de aceleradores por parte de Ma y Jiang (1999), y de Verhaegen y Seuntjens (2003). Kawrakow y Fippel, entre otros, han propiciado avances significativos que han hecho posible el uso de los planificadores de tratamientos de radioterapia. Como resultado de estas colaboraciones han podido desarrollarse a nivel comercial la mayoría de los códigos MC.

2.2.2 Códigos Monte Carlo aplicados a Sistemas de Planificación de Radioterapia

Numerosos algoritmos MC de aplicación general se han desarrollado con objeto de simular el transporte de electrones y fotones. Quizás el más utilizado en la práctica de la física médica sea el código EGS. Existen además otros códigos de aplicación general que se utilizan en este campo, tales como el ITS y el MCNP. Ambos han incorporado los algoritmos de transporte de electrones de ETRAN, código que fue desarrollado por Berger y Seltzer en el National Institute of Standards and Technology (NIST) siguiendo la técnica de historias condensadas propuesta por Berger (1963). También contamos con otros sistemas de aplicación general más recientes como el PENELOPE o el GEANT4. Los códigos EGS, ITS/ETRAN y MCNP son sistemas con una eficiencia de cálculo similar en geometrías muy simples, en las cuales no se emplean técnicas de reducción de varianza, mientras que los otros sistemas son significativamente más lentos. Un código de aplicación específica importante es el código de usuario basado en EGS, BEAM. BEAM se ha optimizado para simular cabezales de aceleradores lineales de radioterapia en tratamientos, e incluye una serie de técnicas de reducción de varianza que mejoran considerablemente la eficiencia de la simulación.

Pese a que la eficiencia de los códigos de aplicación general puede aproximarse si se utilizan con esmero, se considera que aún son demasiado lentos para su aplicación en la planificación de tratamientos rutinaria. Existen diversas publicaciones sobre la paralelización de las técnicas MC en múltiples ordenadores para obtener tiempos de computación razonables en la investigación con fines clínicos (Siebers *et al.*, 2003; Leal *et al.*, 2004; Tyagi *et al.*, 2004). Concretamente en radioterapia, distintos códigos MC han mejorado sensiblemente su eficiencia, particularmente en la simulación del paciente. El sistema PEREGRINE se desarrolló en el Lawrence Livermore National Laboratory y ha servido de referencia a la hora de llevar a cabo medidas experimentales. El algoritmo de transporte de electrones de PEREGRINE es una versión modificada de la estructura de historias condensadas del EGS4. PEREGRINE utiliza el método de *hinge* aleatorio en la mecánica de transporte de electrones. PEREGRINE lleva incorporadas varias técnicas de reducción de varianza y de mejora de eficiencia, incluyendo la reutilización de partículas, el rechazo de intervalos, la ruleta Rusa y el desdoblamiento de fotones (*photon splitting*). También se ha paralelizado el código con el fin de reducir el tiempo de cálculo de dosis total. La modelización de la fuente en PEREGRINE se consigue mediante una simulación MC del cabezal del acelerador utilizando el código BEAM y utilizando el archivo de salida para

crear un modelo de fuente, a partir del cual las partículas fuente son regeneradas antes de los moduladores del haz que dependen del tratamiento y del paciente. PEREGRINE utiliza distintas aproximaciones en el transporte partículas a través de los moduladores del haz específicos y en el transporte mediante los datos obtenidos en las imágenes TC del paciente. El sistema PEREGRINE fue el primer algoritmo aprobado por la Food and Drug Administration 510-K y constituye el primer sistema de planificación de tratamientos con haz de fotones accesible a nivel comercial en los Estados Unidos.

Existen otras implementaciones de MC accesibles a nivel comercial o en desarrollo que están basadas en la serie de códigos Voxel Monte Carlo (VMC). La versión inicial de VMC sólo era aplicable a haces de electrones y conllevaba diversas aproximaciones a la hora de modelar los procesos de interacción subyacentes. Se incorporaron sucesivamente distintas mejoras tales como el tratamiento de dispersión elástica múltiple, en 1996, el método de *hinge* aleatorio de PENELOPE, en 1997, y el resto de aproximaciones fueron introducidas a partir del año 2000. Se añadió también un algoritmo de transporte de fotones en 1998, el cual incluía densidades de interacción precalculadas en cada vóxel. El código resultante fue llamado XVMC. En 1999 se desarrolló una serie de técnicas de reducción de varianza avanzadas y se incorporaron al XVMC, lo cual incrementó la velocidad de computación en un factor de 5-9. Las distintas versiones del código VMC (XVMC) fueron desarrolladas por Fippel (2000, 2001). XVMC se ha incorporado a los sistemas de planificación Monaco (CMS), PrecisePlan (Elekta) e iPlan (BrainLab). VMC++ incluye mejoras en los modelos físicos tales como el formalismo Kawrakov-Bielajew de dispersión múltiple, incluyendo efectos de espín relativistas y el método STOPS. VMC++ es la base del primer algoritmo MC de transporte de electrones comercial de Nucletron y está siendo incorporado a los sistemas de planificación para cálculos de dosis con haz de fotones Masterplan (Nucletron) y Eclipse (Varian). Los códigos VMC/XVMC/VMC++ también se han integrado en varios sistemas de investigación basados en MC, incluyendo los de la Universidad de Tubinga, la Universidad McGill y la Universidad Commonwealth de Virginia.

En la actualidad hay diversas instituciones involucradas en el desarrollo de las aplicaciones clínicas o en la investigación del método MC aplicado a radioterapia. MCDOSE es uno de los primeros sistemas MC de aplicación exclusiva. Está basado en EGS4 e incluye modificaciones fundamentales en algunos aspectos del transporte de electrones con el objetivo fundamental de aumentar la velocidad de cálculo. MCDOSE ha proporcionado resultados similares a EGS4: lleva a cabo un seguimiento de cada partícula a través de los moduladores del haz y a través del paciente, y posee la capacidad de procesar distintos modelos del haz incidente. Se ha conseguido con ello acelerar el cálculo mediante el empleo de distintas técnicas tales como el desdoblamiento por bremsstrahlung, el forzado de fotones, la repetición de historias y el rechazo *range*.

El código Monte Carlo Vista (MCV) se utiliza en planificación TRIM y en verificación, así como en una amplia variedad de aplicaciones de investigación. MCV intercede entre los algoritmos MC de cálculo de dosis y el sistema de planificación Pinnacle (Philips Radiation Oncology Systems, Wisconsin) y sus cálculos se llevan a cabo en un entorno paralelizado utilizando múltiples procesadores basados en Unix. La simulación del cabezal se realiza utilizando una versión modificada del código BEAM y divide los cálculos en dos etapas basadas en las estructuras dependientes e independientes del paciente. Los cálculos en el paciente o en el maniquí se completan utilizando DOSXYZnrc, VMC++ o MCVRTP, un código c++ MC, desarrollado por Philips, que utiliza algunos de los algoritmos de EGS4. MCV utiliza las técnicas de reducción de varianza inherentes a los subcódigos que utiliza y consigue una velocidad de computación considerablemente alta debido al empleo de procesadores múltiples.

Otro código de investigación importante es el Dose Planning Method (DPM), desarrollado originalmente con objeto de realizar cálculos de dosis con haces de electrones en geometrías voxelizadas. DPM utiliza el formalismo de dispersión múltiple Kawrakov-Bielajew y el método de *hinge* aleatorio para la mecánica del transporte. Las partículas no se detienen en las fronteras geométricas como es el caso de otros códigos. DPM se ha integrado en el sistema de planificación de la Universidad de Michigan (UMPlan) y se utiliza actualmente en distintos estudios de planificación con haces de fotones.

El RT-MCNP, un código basado en MCNP (Monte Carlo N-Particle), ha sido utilizado en investigación de planificación de tratamientos en la Universidad de California en Los Ángeles. Existen distintas publicaciones (DeMarco *et al.*, 1998; Aaronson *et al.*, 2002; Chetty *et al.*, 2000; Soldberg *et al.*, 2001) que muestran el uso de RT_MCNP en diversas aplicaciones clínicas, desde la radiocirugía hasta la planificación TRIM utilizando colimadores multiláminas. Finalmente, otras investigaciones dedicadas a la planificación de tratamientos utilizan los códigos GEANT, PENELOPE, GEPTS y ORANGE (Fix *et al.*, 2001; Poon *et al.*, 2005; Sempau *et al.*, 2001; Chibani *et al.*, 1995,2002).

2.3 Sistemas de Planificación 3D en Radioterapia

Desde hace más de 15 años, se han invertido enormes esfuerzos en el desarrollo y aplicación de la planificación de tratamientos 3D y en las técnicas de impartición de irradiación, con objeto de tratar de forma más eficiente los cánceres. Las antiguas técnicas bidimensionales, menos avanzadas, no permitían una localización precisa del tumor y además, con ellas, se desconocían los volúmenes exactos de los tumores durante el tratamiento, de forma que los órganos adyacentes sufrían una irradiación excesiva. El interés en la radioterapia 3D comenzó a gestarse tras la consecución de dos eventos fundamentales: el advenimiento de los escáneres de Tomografía Computarizada (TC) en los años setenta y la producción de computadoras de alta velocidad económicamente accesibles en los ochenta. Los escáneres TC proporcionaron las imágenes necesarias para producir representaciones en 3D de los volúmenes de los tumores y de otras estructuras relevantes, mientras que los ordenadores de alta velocidad proporcionaron la potencia necesaria para iterar algoritmos matemáticos complejos y conseguir el cálculo y análisis de dosis necesario.

La finalidad de la planificación de tratamientos 3D consiste en conformar de manera precisa la distribución espacial de dosis para que se adecúe a la forma 3D del volumen objetivo (células cancerosas, ganglios, etc.) lo máximo posible, minimizando por consiguiente la dosis impartida a los órganos sanos alrededor de dicho volumen. El primer paso en el proceso de planificación 3D es la adquisición de imágenes del paciente, típicamente mediante TC. A partir de las imágenes axiales obtenidas, el radiofísico identifica las estructuras de interés (tales como el volumen de tumor, la espina dorsal o los pulmones) y la información se transfiere al sistema de planificación de tratamientos para poder preparar la planificación. Entre las áreas corporales más comunes en la planificación de tratamientos se incluyen la cabeza y cuello, próstata, pulmones, mamas y cerebro.

Entre los sistemas de planificación comerciales podemos encontrar tres grandes grupos de fabricantes: *Analytical Development Associates Corporation* (ADAC), *Computerized Medical Systems, inc.* (CMS) y *Varian Medical Systems*. A continuación se describe brevemente cada uno de ellos.

ADAC es líder mundial en planificación de terapias de radiación y en adquisición y tratamiento de imágenes en radioterapia. ADAC fue fundada en 1970 por cuatro científicos que trabajaban para la NASA, expertos en tecnología de estimación de parámetros. Por casualidad, de las discusiones acerca de su trabajo con cierto radiofísico surgió la idea de

explorar las posibles aplicaciones médicas de ambas especialidades en relación con el tratamiento de imágenes en radioterapia. En 1990, ADAC dio a luz a Pegasys, la primera terminal de trabajo enfocada a la radioterapia. En 1996, ADAC adquirió Geometrics, el productor del sistema de planificación dosimétrica en 3D de Pinnacle, espoleando así el negocio de la planificación de radioterapia. Royal Philips Electronic, de Ámsterdam, adquirió ADAC en diciembre del 2000. El sistema de planificación de tratamientos Pinnacle comparte algunos rasgos con otros sistemas comerciales. Cada fabricante intenta maximizar la velocidad y la precisión de los cálculos dosimétricos partiendo siempre de un entorno fácil de utilizar que pueda integrarse a la perfección en otros sistemas. Las características de Pinnacle incluyen herramientas de comparación de planificaciones muy elaboradas, que proporcionan la posibilidad de comparar planificaciones alternativas al tiempo que se evalúan los valores respectivos de los Histogramas Dosis Volumen (HDV). Con objeto de reducir el tiempo de planificación, el software ofrece módulos de programación adaptables a los requisitos del cliente para tareas rutinarias, así como la posibilidad de determinar automáticamente las posiciones de las láminas de los Colimadores MultiLáminas (MLC) y los ángulos óptimos, basándose en los objetivos especificados. ADAC cuenta con varias de las capacidades gráficas más potentes de los planificadores comerciales, tales como la de fusionar imágenes separadas o las herramientas avanzadas de delineación o contorneado de estructuras. Tras la determinación del objetivo, permite cálculos de dosis precisos mediante técnicas de convolución y superposición en 3D con los que determina las distribuciones de dosis. Tal y como ocurre con otros planificadores comerciales, Pinnacle puede integrarse a la perfección con el software asociado de simulación de TC (SmartSim CT) a través de interfaces de imagen DICOM 3 que actúan entre el sistema de planificación y el sistema de tratamiento de imágenes.

CMS tiene su sede en St. Louis, Missouri, y posee el sistema de planificación 3D más utilizado en el mercado mundial (FOCUS), con alrededor de 1000 sistemas en funcionamiento actualmente. Es líder en sistemas de planificación de radioterapia (RTP) y ha desarrollado recientemente Xi0, un sistema RTP 3D del que se dice ofrece una buena funcionalidad. Como otros fabricantes, CMS vende su producto destacando su alta velocidad, su facilidad de manejo, su precisión en las simulaciones y su perfecta integración con otros sistemas. Su software posee un entorno de interfaz fácil de usar que emplea iconos simples y menús desplegables. Los cálculos de dosis se llevan a cabo empleando algoritmos de convolución y superposición, los cuales son, según afirman numerosos investigadores, los métodos más avanzados y precisos en la actualidad. El sistema RTP FOCUS de CMS está perfectamente integrado con FOCUS IMRT, FocalSim, y con otros productos de CMS, así como con la mayoría de los escáneres TC de Siemens. También ofrece una integración total de TRIM con su plataforma Xi0 para producir integraciones perfectas de planificaciones inversas TRIM con planificaciones 3D convencionales.

Varian Medical Systems Inc., fundado en California en 1948 por Russell y Dorothy Varian, es el fabricante líder mundial de sistemas integrados de terapia de cáncer. Eclipse es la versión de Varian de un sistema de planificación 3D que ofrece similitudes con los otros sistemas de planificación comerciales, incluyendo la ventaja distintiva de poder instalarse y ponerse en funcionamiento de forma más rápida que el resto de sistemas. Eclipse es un sistema de planificación muy potente que combina gráficos avanzados con cálculos de dosis verdaderamente rápidos. Sus clientes reciben ayuda del servidor Eclipse Dose Calculation Server, dedicado al cálculo de dosis y con el que se puede llevar a cabo cálculos de dosis volumétricos hasta unas 10 veces más rápidos que con los sistemas anteriores. Por ejemplo, se puede calcular la dosis de una planificación con una serie de 70 imágenes TC de cuello y cabeza usando un tamaño de mallado de 1,25 mm en 1 minuto. El software 3D de Varian posee un entorno en Windows fácil de utilizar e incluso está fragmentado en distintos espacios de trabajo para distintas funciones clínicas con objeto de maximizar su eficiencia.

Puede seleccionarse y visualizarse cualquier combinación de estructuras anatómicas, accesorios y campos de tratamiento. Pueden visualizarse las distribuciones de dosis de muy diversas maneras y, además, los volúmenes objetivo pueden definirse como si tuvieran márgenes desiguales en distintos planos. Los usuarios pueden almacenar las planificaciones más frecuentes creando así una biblioteca virtual de forma que se eviten la creación de planes análogos cada vez; éstos pueden servir también de referencia para casos más complejos, aunque aún existe la preocupación generalizada de lo sencillo que resulta borrar planificaciones por error. Eclipse es un sistema independiente que puede vincularse perfectamente con el software de simulación virtual de Varian y con otros sistemas con el fin de integrar completamente el proceso de radioterapia y hacer más eficiente la transferencia de datos del paciente en un centro. Esto resulta posible gracias a la arquitectura abierta del sistema que soporta el formato DICOM 3.0 con el que importar la información de las imágenes de otras modalidades de adquisición.

Existen otros sistemas no comerciales cuyas ventajas aprovechan principalmente las instituciones dedicadas a la investigación en este campo, como por ejemplo PPlanUNC, sistema empleado en la consecución del presente trabajo, del cual hablaremos en capítulos ulteriores.

A continuación exponemos una lista de Sistemas de Planificación de Tratamientos de Radioterapia (RTPs) comerciales:

- ScandiPlan (Scanditronix – versión comercial del UPlan)
- ADAC - Pinnacle (Philips Healthcare)
- ISOgray (DOSIsoft)
- BrainSCAN - BrainLAB; predecesor del iPlan RT Dose
- CAT3D - Mevis
- Focus - XiO (CMS, recientemente adquirido por Elekta)
- iPlan RT Dose - BrainLAB; sucesor del Brainscan
- Render-Plan 3-D - PrecisePLAN (Elekta)
- Monaco (CMS/Elekta)
- Theraplan Plus (Theratronics - Nucletron)
- Oncentra MasterPlan – Haces Externos y Braquiterapia (Nucletron)
- Oncentra Prostate - Braquiterapia HDR de Próstata (Nucletron / desarrollado por Pi-Medical & MedCom)]
- Oncentra GYN – Braquiterapia Ginecológica (Nucletron / desarrollado por Pi-Medical & MedCom)
- Plato RTS (Nucletron)
- Plato BPS (Nucletron)
- Cad Plan - predecesor del Eclipse Varian Medical Systems
- Corvus(Nomos)
- RAHD
- ROCS
- Simuplan Planning System
- GE
- KLZ Healthcare
- Prowess
- Brachyvision (Varian)
- Gammaknife (Elekta)
- Eclipse – diseñado por Varian Medical Systems; sucesor del CadPlan System

- VariSeed - Braquiterapia LDR de Próstata (Varian)

Y otra de sistemas no comerciales:

- UMPlan (Sistema de Planificación de Radioterapia 3D Integral de la Universidad de Michigan)
- GRATIS (**G**eorge's **R**adiotherapy **T**reatment des**I**gn **S**ystem)
- PLUNC (sistema de planificación programado por la Universidad de Carolina del Norte-Chapel Hill)
- Prism (sistema de planificación programado por el profesor Ira Kalet en la Universidad de Washington)
- MMCTP (**M**cGill **M**onte **C**arlo **T**reatment **P**lanning system)

2.4 Maniqués Computacionales para Dosimetría de la Radiación

Una de las áreas de investigación más dinámicas en protección radiológica, imagen médica y radioterapia es la modelización de la anatomía humana para su uso en simulaciones de transporte de radiación y dosis basadas en Monte Carlo. La dosimetría de la radiación tiene como objeto determinar la cantidad y el patrón de distribución de la energía depositada en distintas partes del cuerpo humano por fuentes de radiación tanto internas como externas. Con objeto de proteger contra exposiciones ocupacionales, se han estipulado límites de dosis de radiación asociados con órganos radiosensibles. Tanto en radiología de diagnóstico como en radioterapia, los fotones internos y externos atraviesan el cuerpo para conformar la imagen, depositando energía de radiación en su trayectoria. Como se ha explicado anteriormente, la radioterapia pretende proporcionar una dosis letal al objetivo, tratando de salvar a los órganos adyacentes de los efectos adversos de la radiación. Los problemas que se desprenden de la búsqueda de una dosimetría de la radiación de alta precisión son: 1) existen diversos escenarios de exposición cuyo resultado es una única relación espacial y temporal entre la fuente de radiación y el cuerpo humano; 2) una exposición puede conllevar múltiples tipos de radiación gobernados por leyes muy diferentes, incluyendo fotones, electrones, positrones, partículas alfa, neutrones y protones; 3) el cuerpo humano consta de tejidos u órganos tridimensionales inhomogéneos de distintas formas geométricas y densidades, lo cual conduce a patrones de interacción de la radiación extremadamente complejos. Resulta impracticable medir directamente la dosis de radiación utilizando detectores dentro del cuerpo humano. Por esto, la estimación de la dosis en los órganos de interés seleccionados ha dependido siempre de “modelos antropomórficos” físicos o computacionales, que reproduzcan las características anatómicas tanto exteriores como interiores del cuerpo.

Históricamente, el término “maniquí” o “fantoma” se ha utilizado en la literatura científica de la radiología para designar un modelo físico del cuerpo humano. Sin embargo, en la comunidad de protección radiológica, también se ha utilizado para referir a un modelo anatómico definido “matemáticamente”, que se distinguiría de un modelo computacional basado en la fisiología, como los relacionados con la respiración o el flujo sanguíneo. En adelante se utilizarán los términos “maniquí computacional” y “maniquí físico” para evitar confusiones.

Un maniquí físico está compuesto de materiales sólidos análogos a los huesos o los tejidos blandos, que pueden modelarse siguiendo las formas anatómicas humanas y después seccionarse en rodajas, en las que se incluyen cavidades con el fin de insertar dosímetros. El uso exclusivo de los maniqués físicos fue en tiempos anteriores demasiado caro y tedioso debido al largo tiempo requerido por los procedimientos experimentales y protocolos de

seguridad radiológica. Por fortuna, el advenimiento de ordenadores de primera generación y de los métodos de simulación Monte Carlo ha hecho posible hoy en día el cálculo de dosis en órganos mediante maniqués computacionales. Cada maniqué computacional define no sólo las características exteriores del cuerpo humano, sino que también incluye detalles de los órganos internos, tales como el volumen, el peso y la forma. Todo esto unido a la información sobre las densidades de los órganos y sus composiciones químicas, permite a los códigos Monte Carlo simular las interacciones y la deposición de energía en el cuerpo para distintos tipos de radiación. A pesar de necesitar cierta información adicional para especificar una fuente de radiación, el enfoque computacional es en general, en este contexto, bastante ventajoso en términos de versatilidad, eficiencia, precisión y seguridad radiológica. Por esto, desde su aparición en los años sesenta, el uso de maniqués humanos computacionales se ha tornado cada vez más necesario en los campos de la protección radiológica, imagen médica y radioterapia. Hoy en día, los maniqués físicos se utilizan únicamente en dosimetría de protección radiológica como referencia para comparar los resultados de los cálculos en exposiciones externas y en radioterapia.

Desde los años sesenta se ha dado cuenta de 121 maniqués computacionales y 27 maniqués físicos en los diversos estudios sobre radiaciones tanto ionizantes como no ionizantes. Gran parte de los estudios dedicados a la dosimetría en protección radiológica están relacionados con el desarrollo y aplicación de dichos maniqués. Las superficies de los órganos y del cuerpo entero en los maniqués computacionales se han definido empleando una amplia variedad de técnicas de modelación de geometría de cuerpos sólidos: ecuaciones cuadráticas, vóxeles y primitivas avanzadas (valga el oxímoron) tales como *B-splines* o *NonUniform Rational B-Splines* (NURBS) o mallas poligonales. Cada una de estas técnicas se ha adoptado en un momento de los últimos cuarenta años acorde con los avances en la tecnología informática y de tratamiento de imagen médica.

Los maniqués computacionales son básicamente modelos de geometría de cuerpos sólidos que describen las características del interior y el exterior del cuerpo humano. En dosimetría de la radiación, un maniqué debe definir la superficie de un órgano en el cual se van a calcular interacciones de la radiación y deposición de energía, mediante el seguimiento de partículas individuales. Por tanto, la construcción de tales maniqués debe considerar distintos factores tales como la anatomía, radiosensibilidad, eficiencia computacional y compatibilidad de geometría con el correspondiente código Monte Carlo.

Distintos estudios se han centrado en la modelización de la geometría de cuerpos sólidos con diseño asistido por computador (CAD), existiendo hasta el momento dos métodos generales principales: geometría constructiva de sólidos (CSG) y representación de fronteras (BREP). El método BREP se correspondería con la modelización de mallas poligonales (NURBS), mientras que el método CSG se utiliza generalmente en la modelización mediante vóxeles. En adelante nos referiremos exclusivamente a la técnica de modelización mediante vóxeles, por ser el objeto principal de esta tesis.

Los datos proporcionados por las imágenes médicas pueden transformarse en una geometría de vóxeles que proporcione una descripción realista de la anatomía humana. La geometría de un vóxel es sencilla y de fácil implementación en los distintos códigos Monte Carlo existentes. A pesar de ello, un número elevado de vóxeles puede requerir el uso de computadoras de alto rendimiento o de una preparación especial o manipulación del código Monte Carlo utilizado. Por otro lado, cada imagen tomográfica debe pasar por un proceso de segmentación, en el cual se asigna cada píxel a un órgano o tejido de interés, como puedan ser los pulmones, huesos o piel, utilizando un índice o número de identificación único. La preparación de un maniqué basado en vóxeles puede requerir una cantidad de tiempo excesiva, puesto que aún no se ha desarrollado un algoritmo efectivo que automatice la segmentación para todos los órganos. Otra desventaja es que la geometría exterior de un

órgano no está definida por una superficie continua sino por escalones desiguales. Esto conduce a que la fidelidad anatómica del modelo dependa del tamaño del vóxel, especialmente para tejidos finos como la piel, las costillas o la médula. Ajustar la geometría de dichos tejidos u órganos exigiría un número muy elevado de vóxeles, lo cual resultaría computacionalmente ineficiente. Estos tipos de modelos computacionales se denominan maniqués voxelizados.

2.4.1 *Historia de la Evolución de los Maniqués Voxelizados*

El desarrollo de modelos anatómicos realistas no fue posible hasta el principio de los años ochenta, momento en que se hicieron accesibles las nuevas tecnologías de computación y de tratamiento de imágenes de tomografía más potentes. Con el advenimiento de las técnicas de Tomografía Computarizada (TC) y de Imagen por Resonancia Magnética (RM), los investigadores pudieron visualizar por primera vez las estructuras internas del cuerpo en tres dimensiones y almacenar las imágenes en formatos digitales versátiles. Estos desarrollos inauguraron la prolífica era de los maniqués voxelizados. Hasta el momento existe un total de setenta y cuatro maniqués que han sido construidos a partir de tres tipos de imágenes de tomografía: imágenes de TC y RM de pacientes vivos, así como fotografías axiales de cadáveres.

En términos de técnicas de modelación de la geometría de cuerpos sólidos, un vóxel es simplemente la representación tridimensional de un. En términos de sus aplicaciones médicas como la planificación de tratamientos de radioterapia, el desarrollo de maniqués humanos de referencia ha presentado ciertos retos únicos: 1) construir un maniqué de cuerpo completo: las imágenes de tomografía idealmente deben cubrir todo el cuerpo, cosa que normalmente no ocurre en los exámenes médicos rutinarios debido a la exposición a los rayos X o a los largos tiempos requeridos por los procedimientos RM. 2) En los cálculos de dosis debe identificarse y segmentarse una gran cantidad de tejidos u órganos internos, mientras que en radioterapia, por ejemplo, únicamente se perfila el volumen del tumor y de las regiones adyacentes. 3) El tamaño de los archivos de imagen de un cuerpo completo puede llegar a ser demasiado grande para manipular con el ordenador, especialmente cuando se utilizan imágenes de alta resolución. 4) los maniqués estandarizados de pacientes se utilizan con frecuencia para estudiar el efecto de distintos tipos de radiación como fotones, electrones, neutrones y protones, lo cual requiere capacidades de simulación Monte Carlo considerables.

Los maniqués computacionales o tomográficos son esencialmente distintos de los físicos. Constan de una serie de imágenes de tomografía compuesta por varias lonchas, cada una de las cuales consiste en un mapa bidimensional de la anatomía, compuesto por píxeles. El volumen tridimensional se calcula multiplicando el tamaño del píxel por el espesor de la loncha. Un maniqué voxelizado contiene una cantidad enorme de pequeños cubos que se agrupan representando distintas estructuras anatómicas. Aun así, tanto las ecuaciones cuadráticas de los maniqués estilizados como los vóxeles pertenecen al mismo tipo de geometría CGS.

La creación de un maniqué voxelizado implica cuatro pasos generales: 1) adquirir una serie de imágenes que cubran el volumen del cuerpo completo; 2) identificar tejidos u órganos de interés de las imágenes originales, asignando a cada píxel un número de identificación; 3) especificar la densidad y composición química de los órganos o tejidos; y 4) transformar las imágenes segmentadas en un volumen 3D que pueda ser utilizado para su visualización en 3D y para los cálculos Monte Carlo.

El primer intento de crear un maniquí basado en imágenes fue posiblemente el registrado en el trabajo de Gibbs, de la universidad de Vanderbilt, publicado entre 1982 y 1987. Gibbs y sus colaboradores exploraron el uso de imágenes 2D de rayos X como base para crear maniqués anatómicos realistas; emplearon esta información en cálculos Monte Carlo para evaluar la dosis recibida por pacientes que experimentaban diversos procedimientos radiológicos. Casi al mismo tiempo, Zankl y sus colegas del GSF, el centro de investigación nacional para el medio ambiente en Alemania, decidieron utilizar imágenes TC de personas voluntarias con objeto de desarrollar lo que llegó a ser una familia de 12 maniqués: BABY, CHILD, DONA, FRANK, HELGA, IRENE, GOLEM, GODWIN, VISIBLE HUMAN, LAURA, KLARA y KATJA. En primer lugar se desarrollaron los maniqués de varones adultos. A éstos siguieron los de mujeres adultas, los pediátricos y los de mujeres embarazadas. Los maniqués GOLEM y LAURA han atravesado recientemente un proceso de revisión importante, dando como resultado los maniqués REGINA y REX, publicados como Maniqués Computacionales de Referencia de la ICRP. En el momento en que se desarrollaron este par de maniqués de referencia, se tuvieron en cuenta los siguientes procesos: 1) se necesitaba una serie de imágenes TC de individuos similares al Hombre y Mujer de Referencia (en altura y peso); 2) se segmentaron las series de imágenes completas; 3) las alturas corporales se ajustaron a los valores de referencia re-escalando los vóxeles; 4) las masas óseas se ajustaron a los valores de referencia; 5) los órganos individuales se ajustaron a los valores de referencia añadiendo o substrayendo vóxeles.

En 1994, Zubal *et al.* de la universidad de Yale publicaron un modelo cabeza-torso llamado VoxelMan, desarrollado a partir de imágenes TC. El maniquí original fue utilizado para optimizar el tratamiento de imágenes en radioterapia. Se mejoró a partir de imágenes de RM de un cerebro humano. Este maniquí puede descargarse por internet de forma gratuita y se conoce como "Zubal Phantom". Recientemente el maniquí original fue modificado añadiendo al torso brazos y piernas en dos posiciones distintas, dando lugar a MANTISSUE3-6 y VOXTISS8. Haciendo uso de estos datos públicos, Kramer *et al.* de Brasil desarrollaron un modelo de varón adulto denominado MAX (Male Adult voXel) en el 2003 y más tarde un modelo de mujer adulta llamado FAX en el 2004, ambos ajustados según las alturas de cuerpo y pesos de órganos de referencia estipulados por la ICRP-89. Kramer *et al.* revisaron los componentes óseos de MAX y FAX en el 2006, mejorando así su compatibilidad con las últimas recomendaciones de la ICRP-103. Estos maniqués revisados son conocidos como MAX06 y FAX06. El trabajo de Kramer *et al.* constituye una de las tentativas más recientes por crear maniqués voxelizados compatibles con la ICRP-89.

En 1996, Dimbylow de la National Radiological Protection Board (NRPB) del Reino Unido registró el desarrollo de un maniquí varón adulto conocido como NORMAN, a partir de imágenes RM. NORMAN tiene una altura corporal aproximada a la del Hombre de Referencia de la ICRP y fue en primer lugar empleado por Dimbylow en un código de simulación de elementos finitos para determinar la tasa de energía específica de absorción a partir de exposiciones a campos electromagnéticos no ionizantes. En 1997 su colaborador Jones adoptó a NORMAN para estimar dosis en órganos a partir de fuentes fotónicas externas e internas. En 2005 Dimbylow desarrolló un modelo femenino, NAOMI, también a partir de imágenes de RM. El maniquí fue re-escalado a una altura de 1,63 m y un peso de 60 kg, dimensiones de la Mujer de Referencia de la ICRP. El maniquí NAOMI tan sólo ha sido utilizado en cálculos de radiaciones no ionizantes. En el 2005 Ferrari y Gualdrini del ENEA-ION Instituto di Radioprotezione de Italia crearon una versión revisada del maniquí NORMAN llamado NORMAN-5, para la obtención de datos de dosis en radiación fotónica externa. Un año después, Dimbylow unió a NAOMI con los maniqués estilizados de fetos desarrollados por Chen, creando una serie de maniqués híbridos de mujeres embarazadas.

En 1999 Caon *et al.* de la Universidad de Flinders, Australia, registraron un maniquí de torso llamado ADELAIDE, creado a partir de imágenes TC de una niña de 14 años. Este maniquí resulta interesante debido a que, durante algún tiempo, constituyó el único conjunto de datos de mujer adolescente y sus estudios proporcionaron estimaciones de dosis para este grupo poblacional.

En el año 2000, Xu y dos de sus alumnos del Rensselaer Polytechnic Institute en los Estados Unidos, desarrollaron el maniquí voxelizado denominado VIP-Man. Este maniquí fue el primero basado en fotografías transversales en color de un cadáver. Las fotografías originales eran de un adulto varón de 39 años, hechas públicas por el Visible Human Project (VHP) de la National Library of Medicine. VIP-Man resultó un maniquí único puesto que las fotografías digitales transversales en color tenían la mejor resolución de su momento: una resolución de píxel de 0,33 mm x 0,33 mm y cada fotografía fue tomada al ir extrayendo capas de 1 mm mediante un criomacrotomo. El maniquí VIP-Man consta de más de 3,7 millones de vóxeles y las imágenes originales fueron segmentadas dando lugar a más de 1400 órganos y tejidos, a pesar de que al final sólo se utilizaran unos 80 para su uso en dosimetría de la radiación. Mediante el empleo de imágenes de color ultrafinas se intentó segmentar y etiquetar diversos tejidos muy pequeños y radiosensibles, como la mucosa estomacal, la piel y la médula ósea roja. El maniquí VIP-Man final tenía una masa corporal de 103 kg, que sirvió como una variación interesante del valor de referencia de la ICRP. El maniquí VIP-Man fue utilizado en un amplio número de estudios de física médica. Más tarde, este grupo de trabajo amplió el maniquí 3D a 4D utilizando la técnica NURBS. En el 2004 Shi y Xu, del RPI, registraron también el maniquí *Pregnant Woman* desarrollado a partir de imágenes TC parciales de una paciente embarazada de 8 meses. Utilizando imágenes TC del maniquí físico RANDO, el grupo RPI creó el maniquí voxelizado RANDO para estudios que implicaran tratamientos con un haz externo.

Espoleados por la necesidad de obtener maniqués adicionales que representaran a niños de distintas edades, Bolch y sus colegas de la University of Florida desarrollaron una serie de maniqués voxelizados pediátricos que aparecieron entre el 2002 y el 2006, los cuales representan a niños con edades comprendidas entre recién nacidos y los 15 años. Este método fue posteriormente ampliado a dos grupos (grupos A y B) de maniqués. El grupo A se compone de maniqués voxelizados varón y mujer de recién nacidos, de 1 año, de 5 años, de 10 años y de 15 años, para los cuales la estatura, peso total y masas individuales de los órganos son, con un 1% de error, las de los valores de referencia de la publicación 89 de la ICRP. Los maniqués del grupo B fueron construidos escalando los del grupo A y ajustándolos para crear un maniquí a cada intervalo de 1 año, desde recién nacido hasta los 15 años.

Saito *et al.* del Japanese Atomic Energy Research Institute desarrollaron un modelo adulto varón llamado Otoko y un modelo de mujer adulta llamado Onago. Más recientemente, Saito *et al.* desarrollaron los maniqués JM, JM2 y JF, los cuales tienen un espesor vertical más fino. Estos maniqués han sido utilizados para aplicaciones de dosimetría de la radiación en Japón. El otro grupo japonés, Nagaoka *et al.*, del National Institute of Information and Communications Technology, creó un modelo varón adulto, llamado TARO, y un modelo de mujer adulta llamado HANAKO, desarrollados a partir de imágenes de RM para estudios de radiofrecuencias en campos electromagnéticos. Más tarde Nagaoka *et al.* utilizarían el Free Form Deformation (FFD) para modificar las características exteriores del modelo adulto varón con el fin de desarrollar los maniqués Deformed Children de niños de 3, 5 y 7 años.

Desde el 2004 los investigadores de la Hanyang University of Korea han desarrollado maniqués a partir de distintas fuentes de imagen: el Korean Man (KORMAN), el Korean Typical MAN-1 (KTMAN-1), el Korean Typical MAN-2 (KTMAN-2), el High

Definition Reference Korean (HDRK) y la Korean WOMAN (KORWOMAN). El maniquí HDRK se basó en fotografías en color transversales de alta resolución de un cadáver de un varón adulto.

Desde 2007 se han registrado tres maniqués voxelizados que representan modelos adultos chinos: el CNMAN, construido a partir de fotografías en color de un cadáver por parte del China Institute for Radiation Protection, el VCH, construido a partir de distintas series de fotografías en color de cadáveres por parte de la Huazong University of Science and Technology, y el CVP, construido a partir de imágenes de RM por la Tsinghua University. El gobierno chino elaboró una versión del VHP que dio lugar a una serie de imágenes del cadáver con un grosor de loncha de 0,2 mm.

La mayoría de los maniqués voxelizados han sido desarrollados con un único objetivo en mente: su aplicación a radiaciones no ionizantes. Los ejemplos más significativos son: Visible Man, de la Brooks Air Force, construido a partir de fotografías en color del VHP; el maniquí adulto varón DAM, de un grupo de Italia, construido a partir de imágenes de RM; el maniquí de mujer embarazada de 30 semanas SILVY, construido a partir de imágenes híbridas de MR y TC por la Graz University of Technology de Austria; la Virtual Family de dos adultos y dos niños, construidos a partir de imágenes de RM por el IT'IS de Suíza; el modelo varón MEET, construido a partir de las fotografías VHP en color por la Universidad de Karlsruhe, Alemania; y el Anatomically Based Model, construido a partir de imágenes de RM de la Universidad de Utah.

2.4.2 Maniqués Físicos

Los maniqués físicos se utilizan normalmente en tres aplicaciones distintas: dosimetría de la radiación externa, dosimetría de la radiación interna y aseguramiento de calidad en tratamiento de imagen. En dosimetría de la radiación externa, los maniqués físicos se diseñan con el fin de insertar pequeños dosímetros de radiación en distintos lugares para medir las dosis de la radiación externa. Como ejemplos de tales maniqués están el maniquí RANDO diseñado por el Phantom Laboratory, empleado en esta tesis, y el maniquí ATOM por el CIRS, los cuales contienen lonchas con materiales equivalentes a los tejidos, configurando mapas anatómicos con cavidades destinadas a las medidas de dosis en órganos. Los maniqués para dosimetría interna están diseñados bien con objeto de contener órganos que se puedan poner y quitar, dopados con materiales radiactivos de vida media alta, o regiones del cuerpo con cavidades rellenas con líquidos radiactivos de vida media baja que simulen exposiciones internas con la finalidad de calibrar aparatos de bioensayo. El Physical Torso Phantom del Lawrence Livermore National Laboratory y la familia de maniqués Bottle Manikin Apsortion (BOMAB) por el Radiation Protection Bureau de Canadá, son ejemplos de maniqués de calibración de bioensayo. Existen muchos maniqués empleados con objeto de asegurar la calidad en tratamiento de imagen. La mayoría de ellos comprenden parcialmente el cuerpo humano y algunos son muy simples en términos de anatomía. El grupo liderado por Hintenlang ha fabricado varios maniqués basados en los maniqués computacionales más realistas, dando lugar a un modelo de recién nacido, uno de 1 año y un varón adulto. El proceso de modelado rápido es prometedor, y puede llegar a producir rápidamente maniqués físicos a partir de datos específicos de pacientes.

2.5 Normativa

En el ámbito de la Radioterapia Clínica, el cual experimenta un desarrollo continuo en cuanto a la innovación en tecnología, metodología, procedimientos de tratamiento, etc., se evidencia la necesidad de una acción sistemática que garantice la calidad de los tratamientos radioterapéuticos, con el fin de optimizar el tratamiento del paciente.

Dicha calidad ha sido definida en términos de “Garantía de Calidad en Radioterapia” por parte de diferentes organismos internacionales. La Organización Mundial de la Salud (OMS), por ejemplo, la define como *todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición mínima de personal, y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento* (OMS, *Quality Assurance in Radiotherapy*, 1988). La Organización Internacional de Estandarización (OIE) propone otra definición: *todas las acciones planificadas y sistemáticas necesarias para garantizar de forma inequívoca que una estructura, sistema o componente se comporta satisfactoriamente* (ISO-6215-1980).

La OMS ha justificado la necesidad de la Garantía de Calidad en Radioterapia en base a la minimización de los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente (y por tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuyendo la tasa de complicaciones y recidivas); también permite la comparación veraz de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional (garantizando así una dosimetría y administración del tratamiento más uniformes y exactas); finalmente, las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un elevado nivel de exactitud y consistencia.

Entre las distintas organizaciones internacionales que han publicado recomendaciones entorno a la calidad en radioterapia se encuentra la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), la cual organizó un grupo compuesto por físicos médicos y oncólogos radioterapeutas con el fin de desarrollar un “Programa General de Garantía de Calidad en Radioterapia” que actualizara y agrupara las recomendaciones más importantes de las distintas publicaciones a nivel internacional. Este programa general se materializó públicamente mediante el informe AAPM TG-40 (AAPM, 1994), actualizado recientemente en el informe 142, (AAPM, 2009) y constituye la contribución más importante en el área de Garantía de Calidad en radioterapia en los últimos años.

A nivel europeo, el trabajo de la Comisión Europea en el campo de la protección radiológica se rige por el Tratado del Euratom y las Directivas del Consejo que de él se derivan. La más importante es la Directiva relativa a normas básicas de protección sanitaria de la población y los trabajadores expuestos (80/836/Euratom), revisada en 1996 (96/29/Euratom). En 1997, el Consejo revisó otra Directiva, complementaria de la anterior, sobre protección de las personas sometidas a exposiciones médicas (97/43/Euratom).

Ambas directivas exigen que los Estados miembros establezcan criterios de aceptabilidad de las instalaciones radiológicas (incluidas las de radioterapia) y de las instalaciones de radioterapia. Como estado miembro, a nivel nacional, la protección contra las radiaciones ionizantes está reglamentada mediante normas específicas basadas en estas directrices internacionales a las que España se ha adherido:

- **Ley 25/1964**, de 29 de abril, sobre energía nuclear. Jefatura del Estado. Rango: Ley. Publicado en: BOE número 107 de 4/5/1964.
- **Ley 15/1980**, de 22 de abril, de creación del Consejo de Seguridad Nuclear.

- **Ley 41/2002**, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.
- **Real Decreto 1132/1990**, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos.
- **Real Decreto 413/1997**, de 21 de marzo, sobre protección operacional de los trabajadores externos con riesgo de exposición a radiaciones ionizantes por intervención en zona controlada.
- **Real Decreto 1566/1998**, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.
- **Real Decreto 1836/1999**, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas.
- **Real Decreto 783/2001**, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.
- **Real Decreto 815/2001**, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.

La competencia máxima de vigilancia y control de todo tipo de instalaciones radiactivas la ostenta el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), que es un organismo independiente del Gobierno, si bien ciertas funciones son desempeñadas por los ministerios competentes en razón de la actividad (Industria, Sanidad, Trabajo, etc.), o por organismos propios de las Comunidades Autónomas a los que el CSN les ha concedido una Encomienda.

Además se han publicado numerosos informes sobre la calidad en tratamientos de radioterapia, entre ellas podemos encontrar:

- ICRP 44: *Protection of the patient in Radiation Therapy* (1985).
- ICRP 75: *General Principles for the Radiation Protection of Workers* (1997).
- ICRP 86: *Prevention of Accidents to Patients Undergoing Radiation Therapy* (2001).
- AAPM informe nº 56: *Medical Accelerator Safety Considerations*. Med. Phys. 20-4 (1993).
- IAEA-TECDOC-1040: *Design and Implementation of a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects* (1998).
- SEFM: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM 84-1 y suplemento SEFM 87-1(1994).

También encontramos numerosos artículos publicados en revistas científicas internacionales como:

- *Physics in Medicine and Biology*, publicada por International Organization for Medical Physics.
- *Medical Physics*, publicada por la Asociación Americana de física médica
- *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*.
- *European Journal of Radiology*.
- *Física Médica* de la Sociedad Española de Física Médica.

Capítulo 3

3. Física de la Radioterapia

3.1 Interacción de Fotones con la Materia

La radiación electromagnética consiste en ondas electromagnéticas que se propagan con sus vectores de campo eléctrico y magnético perpendiculares el uno al otro y a la dirección de propagación. Una onda electromagnética se caracteriza por su longitud de onda, λ , y se desplaza en el vacío a la velocidad de la luz, c . Así, el número de oscilaciones por unidad de tiempo, la frecuencia, ν , viene dada por $\nu=c/\lambda$. Se considera que la radiación electromagnética es ionizante cuando es capaz de ionizar átomos o moléculas. En este caso es más adecuado describir las interacciones con la materia considerando la onda electromagnética como un flujo de partículas: los fotones. Cada fotón tiene una energía $h\nu$, donde h es la constante de Planck.

Las interacciones fotónicas son estocásticas por naturaleza. Al contrario que los electrones, pueden experimentar pocas, una o ninguna interacción en su paso a través de la materia. En cada interacción se crean partículas ionizantes secundarias. Estas pueden ser partículas cargadas (generalmente electrones) o partículas sin carga (generalmente fotones). Las partículas cargadas depositan sus energías cerca del lugar de interacción y contribuyen a la deposición de energía local, mientras que los fotones secundarios pueden ser transportados a cierta distancia antes de volver a interactuar. La transferencia de energía a partículas cargadas es verdaderamente importante en dosimetría.

Los fotones secundarios son importantes puesto que contribuyen a la fluencia fotónica en el interior y en los alrededores del cuerpo irradiado, y a la dosis cuando producen electrones secundarios. La importancia relativa de los fotones secundarios depende de las energías de los fotones primarios. En terapias con haces externos en las que se usan haces del orden de mega voltios, la contribución a la dosis absorbida en el paciente que domina es la de los fotones primarios. Lo mismo ocurre con los fotones de baja energía utilizados en braquiterapia. En intervalos de energía fotónica entre 50 keV y 200 keV, una fracción considerable de la dosis absorbida puede deberse, dependiendo de la profundidad en el cuerpo, a los fotones dispersados. Esto ocurre especialmente en el intervalo de 60 keV a 100 keV donde la dispersión múltiple cobra importancia en profundidades de órgano relevantes en radioterapia.

3.1.1 Secciones Eficaces en Interacción de Fotones

Los fotones interactúan con varios tipos de entidades objetivo, tales como electrones atómicos, núcleos, átomos o moléculas. La probabilidad de interacción con una entidad objetivo se suele expresar en términos de sección eficaz microscópica σ .

Las interacciones fotónicas pueden caracterizarse por procesos de absorción o dispersión. En un proceso de absorción puro, el fotón incidente pierde toda su energía y la trasfiere a la entidad objetivo. Se emiten partículas secundarias durante o tras la interacción.

En un proceso de dispersión puro, el fotón incidente interactúa con la entidad objetivo y puede modificar así su dirección, energía y momento. Aun así, el fotón no es absorbido y los cambios en su energía y momento los dictan las leyes de la cinemática relativista. Los principales procesos de absorción son la absorción fotoeléctrica (*fe*) y la producción de pares (*par*) y tripletes (*trip*). Los principales procesos de dispersión son la dispersión coherente o Raleygh (*co*) e incoherente o Compton (*inco*). El foto-efecto nuclear (*fen*) es un proceso de absorción generalmente despreciado pero que en algunos casos debe ser considerado. La sección eficaz total, independientemente de qué proceso ocurra, es la suma de las secciones eficaces de cada proceso individual:

$$\sigma = \sigma_{fe} + \sigma_{co} + \sigma_{inco} + \sigma_{par} + \sigma_{trip} + \sigma_{fen} \quad \text{Ec. 1}$$

En un proceso de dispersión, la distribución de los fotones dispersados puede no ser isotrópica, sino ser anisotrópica en relación a la dirección del fotón incidente y su polarización. Para poder cuantificar tales efectos, se considera la sección eficaz como función del ángulo sólido Ω en la dirección del fotón dispersado y se introduce así el concepto de sección eficaz diferencial $d\sigma/d\Omega$. La sección eficaz diferencial se define de forma análoga a la sección eficaz total relacionando $(d\sigma/d\Omega)/d\Omega$ con la probabilidad de que el fotón se disperse en la dirección del ángulo sólido. Se desprende:

$$\sigma = \int_{4\pi} \frac{d\sigma(\theta, \phi)}{d\Omega} d\Omega \quad \text{Ec. 2}$$

donde θ es el ángulo de dispersión (polar) y ϕ es el ángulo acimutal. En muchas situaciones la dispersión media no tendrá una dependencia acimutal y por tanto la ecuación puede quedar como:

$$\sigma = \int_0^\pi \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} 2\pi \sin\theta d\theta \quad \text{Ec. 3}$$

Para una dispersión isotrópica la ecuación anterior puede también escribirse como:

$$\sigma = \int_0^\pi \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} d\theta \quad \text{Ec. 4}$$

3.1.2 Procesos de Interacción Fotónica

3.1.2.1 Absorción Fotoeléctrica

En el proceso de absorción fotoeléctrica, un fotón incidente interacciona con y es absorbido por un átomo. De uno de los orbitales atómicos sale despedido un electrón con una energía cinética T . Ésta energía viene dada por:

$$T = h\nu - E_B \quad \text{Ec. 5}$$

Aquí $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_B es la energía de enlace del electrón atómico. El proceso no se puede dar con un electrón libre, se necesita el átomo para conservar la cantidad de movimiento. Debido a que la masa del átomo es relativamente pesada, la energía transferida al átomo es despreciable.

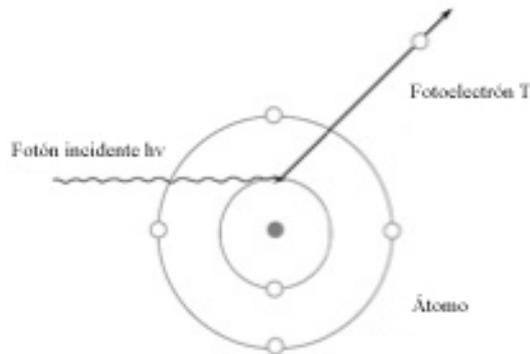


Figura 1. Esquema de absorción fotoeléctrica.

De forma general, la sección eficaz de absorción fotoeléctrica aumenta significativamente conforme la energía del fotón disminuye. La gráfica de la sección eficaz muestra una serie de discontinuidades para energías correspondientes a las energías de enlace de los electrones en los orbitales atómicos. Estas discontinuidades se conocen como picos de absorción, por debajo de los cuales el fotón no tiene energía suficiente para liberar al electrón de su orbital. A energías justo por encima del pico el fotón posee energía suficiente para liberar al electrón, y por tanto la sección eficaz aumenta abruptamente puesto que el número de electrones que pueden tomar parte en el proceso de absorción aumenta. Cuanto mayor es la energía de enlace, mayor es el aumento de la sección eficaz en los picos de absorción.

La sección eficaz de absorción fotoeléctrica depende estrechamente del número atómico. Por encima del pico de absorción K , la sección eficaz como función de la energía fotónica y del número atómico viene dada aproximadamente por:

$$\sigma_{fe} = \kappa Z^4 / (h\nu)^3 \quad \text{Ec. 6}$$

La ecuación pone de manifiesto el fuerte impacto de este proceso a bajas energías fotónicas, particularmente en números atómicos altos. Es por esto que los huesos provocan una alta atenuación del haz en radiografías de órgano blando.

Tras la absorción fotoeléctrica se produce un hueco en el orbital atómico. Este hueco es ocupado inmediatamente por un electrón de un orbital más externo. La energía liberada es equivalente a la diferencia de las energías de enlace de un electrón en cada orbital, y se produce por emisión de un fotón o de un electrón. El fotón se conoce como Rayos X característicos puesto que su energía viene determinada por el número atómico y los orbitales que toman parte en el proceso. Los Rayos X se emiten de forma isotrópica, y a energías inmediatamente superiores al pico de absorción pueden portar una fracción significativa de la energía del fotón incidente. Tendrán una sección eficaz de absorción menor que el fotón primario ya que su energía será menor que la del pico de absorción. Los electrones emitidos tras el reordenamiento de electrones se conocen como electrones Auger, los cuales también se emiten de forma isotrópica. La energía cinética de un electrón Auger es igual a la energía liberada en la transición menos la energía de enlace.

La probabilidad de emisión de Rayos X característicos se conoce como rendimiento de fluorescencia, ω , dejando así una probabilidad $1-\omega$ para la emisión de un electrón Auger. El rendimiento de fluorescencia es elevado cuando se llena un hueco en el orbital K de un material con número atómico alto y decrece significativamente conforme disminuye la energía de enlace de los electrones en el orbital en que se produce el hueco. Cuando se llena el hueco se producen uno o dos huecos más en orbitales externos, siguiendo así una cascada de eventos que pueden dejar al átomo con un alto nivel de ionización, particularmente tras la expulsión de un electrón de un orbital K en un átomo con número atómico elevado.

3.1.2.2 Interacción Compton y Procesos de Dispersión

En un proceso de dispersión el fotón cambia la dirección de su movimiento. Si su energía disminuye, la dispersión se designa como incoherente. Ésta se puede producir también sin pérdida de energía y se denomina entonces dispersión coherente. También se utilizan para designar éste proceso los términos *dispersión elástica* o *Rayleigh*.

Para energías fotónicas que superan considerablemente las energías de enlace de los electrones atómicos se suele describir la cinética del proceso de dispersión considerando el electrón objetivo como si fuera un electrón libre y en reposo en el momento de la colisión. En este caso la dispersión es incoherente puesto que el fotón perderá energía al ser dispersado. Para energías fotónicas bajas, no se pueden despreciar las energías de enlace de los electrones atómicos. El fotón puede entonces dispersarse por electrones enlazados individualmente (dispersión incoherente) o por todos los electrones enlazados en conjunto (dispersión coherente). En este último caso, todo el átomo toma parte en el proceso de dispersión en cuanto a la conservación de la cantidad de movimiento.

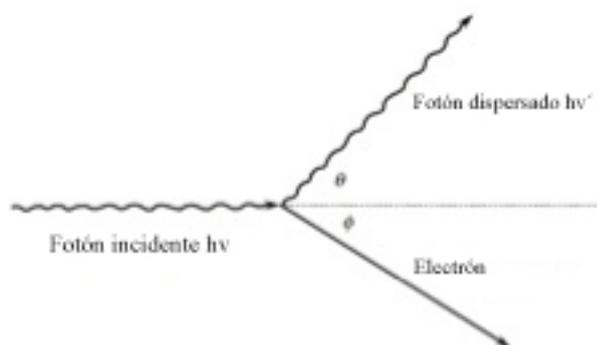


Figura 2. Esquema de dispersión Compton.

3.1.2.2.1 Dispersión Incoherente

Dispersión Compton por electrones libres

En la dispersión incoherente, el fotón transfiere parte de su energía al electrón atómico que es expelido del orbital. El proceso fue descrito por primera vez por Compton, quien asumió al electrón como libre y en reposo en el momento de la colisión. El proceso descrito mediante esta aproximación se denomina dispersión Compton.

El fotón incidente con energía $h\nu$ es dispersado con un ángulo θ (ángulo de dispersión). La energía $h\nu'$ del fotón dispersado viene dada por la ecuación Compton:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad \text{Ec. 7}$$

donde $\alpha = h\nu/(m_0c^2)$ y m_0 es la masa en reposo del electrón.

La ecuación muestra que el fotón no pierde energía cuando es dispersado en su misma dirección ($\theta = 0$). Para una dispersión con ángulo de 180° (dispersión hacia atrás), el fotón pierde la mayor fracción de su energía. Esta fracción aumenta conforme crece la energía del fotón. Para fotones de bajas energías la energía transferida es pequeña, pero para energías elevadas se produce una transferencia casi completa. El ángulo \emptyset entre las direcciones del fotón incidente y el electrón viene dado por:

$$\cot\emptyset = (1 + \alpha)\tan\frac{\theta}{2} \quad \text{Ec. 8}$$

La sección eficaz para la dispersión Compton lleva el nombre de Klein y Nishina, que fueron los primeros en formular una expresión para determinar su valor. La sección eficaz diferencial Klein-Nishina por electrón viene dada, tras una serie de combinaciones y aproximaciones, por:

$$\sigma_S = \pi r_e^2 \left[\frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha^3} + \frac{2(2\alpha^3 - 3\alpha - 1)}{\alpha^2(1 + 2\alpha)^2} + \frac{8\alpha^2}{3(1 + 2\alpha)^3} \right] \quad \text{Ec. 9}$$

A energías bajas de fotón la distribución angular de la dispersión Compton es prácticamente simétrica sobre $\theta = 0$. Conforme crece la energía, los fotones son dispersados cada vez más en la dirección inicial y una fracción cada vez mayor de la energía es transferida al electrón Compton. A 0,01 MeV sólo un 1,87% de la energía del fotón se convierte en energía cinética del electrón. Esta fracción aumenta al 50% a 1,7 MeV y alcanza un 79,4% a 100 MeV.

Dispersión por electrones enlazados

La influencia del enlace de electrones en la sección eficaz de dispersión incoherente rara vez se cuantifica mediante la función de dispersión $S(x,Z)$. La sección eficaz diferencial para dispersión incoherente por átomo viene dada por:

$$\frac{d_a \sigma_{incoh}(\theta)}{d\Omega} = \frac{d_e \sigma_{KN}(\theta)}{d\Omega} S(x,Z) \quad \text{Ec. 10}$$

La función de dispersión incoherente generalmente se asume como función de la transferencia de cantidad de movimiento y del número atómico, Z . Se formula en términos de transferencia de cantidad de movimiento en relación con la cantidad x dada por:

$$x = \frac{\sin(\frac{\theta}{2})}{\lambda} \quad \text{Ec. 11}$$

donde λ es la longitud de onda del fotón primario.

La función de dispersión incoherente se relaciona con la probabilidad de que el electrón sea expelido del orbital atómico como resultado de la transferencia de cantidad de movimiento x al átomo. El valor mínimo se produce en $\theta=0$ donde $S(x,Z)=0$. Crece de forma monótona cuando crece x alcanzando Z , el número de electrones en el átomo, cuando x tiende a infinito. La sección eficaz se reduce entonces a la sección eficaz del electrón libre. A energías fotónicas elevadas la sección eficaz se aproxima a la dispersión Compton a cualquier ángulo de dispersión.

3.1.2.2.2 Dispersión Coherente

En la dispersión coherente el fotón es dispersado de forma colectiva por todos los electrones del átomo. Esencialmente, no hay pérdida de energía por su parte al transferir cantidad de movimiento x al átomo en su dispersión con un ángulo θ . La dispersión de distintos electrones se produce en fase y la refracción angular resultante viene determinada por un patrón de interferencia característico del número atómico del átomo. La sección eficaz diferencial para dispersión coherente se obtiene como producto de la sección eficaz diferencial de dispersión Thompson y el factor de forma atómico elevado al cuadrado:

$$\frac{d_e \sigma_{coh}(\theta)}{d\Omega} = \frac{d_e \sigma_{Th}(\theta)}{d\Omega} F^2(x,Z) \quad \text{Ec. 12}$$

El factor de forma atómico es, como la función de dispersión incoherente, función universal de x . El factor de forma aumenta conforme x decrece. Correspondientemente, la función de dispersión incoherente S decrece y, de alguna forma, compensa el incremento de F . En el hidrógeno con un único electrón atómico, la compensación resulta exacta, y $S(x,I)+F^2(x,I)=I$ en todos los valores de x . En medios con número atómico mayor, para valores pequeños de x , la dispersión coherente compensa más que de sobra la escasa dispersión incoherente.

A energías fotónicas bajas, x se aproxima a cero en todos los ángulos de dispersión, y la sección eficaz total para dispersión coherente es:

$$\sigma_{coh} \cong e\sigma_{Th}Z^2 \quad \text{Ec. 13}$$

A energías elevadas, x aumenta y F es pequeña para una gran parte del intervalo energético. La sección eficaz disminuye entonces conforme aumenta la energía, aproximadamente de la siguiente manera:

$$\sigma_{coh} \propto (h\nu)^{-2} \quad \text{Ec. 14}$$

3.1.2.3 Producción de Pares y de Tripletes

En la producción de pares, tal y como ilustra la Figura 3, el fotón es absorbido en el campo eléctrico del núcleo.

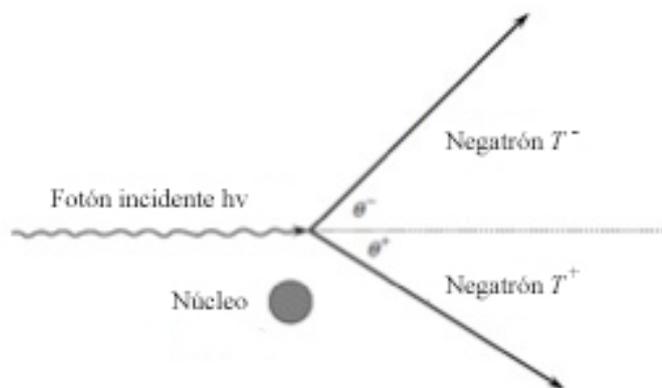


Figura 3. Esquema de producción de pares.

Se crea y emite entonces un par electrón (negatrón)-positrón con la suma de las energías cinéticas, $T^- + T^+$, requerida para la conservación de la energía

$$T^- + T^+ = h\nu - 2m_0c^2 \quad \text{Ec. 15}$$

Aquí m_0c^2 es la energía equivalente de la masa en reposo del electrón m_0 .

Como ocurre en la absorción fotoeléctrica, se necesita el núcleo para la conservación del momento. También en este caso la energía asociada con el retroceso del átomo es despreciable. De la ecuación anterior se desprende que el proceso tiene un valor umbral de $2m_0c^2$ (1,02 MeV), que es la energía mínima requerida para crear dos electrones. El par electrón-positrón, en promedio, comparte de forma aproximadamente equitativa la energía cinética disponible. La probabilidad de que una de las partículas absorba la mayor parte de la energía es pequeña.

Ambos electrones tienen tendencia a ser expulsados en la dirección original. A energías muy por encima de la energía umbral, el ángulo promedio de salida, a partir de la dirección del fotón, $\bar{\theta}$, es

$$\bar{\theta} \approx \frac{m_0 c^2}{\bar{T}}; \quad \bar{T} = \frac{1}{2}(h\nu - 1,02 \text{ MeV}) \quad \text{Ec. 16}$$

El proceso de producción de pares puede ocurrir en el campo eléctrico del electrón atómico. El electrón atómico retrocederá con suficiente energía como para ser expulsado del orbital atómico. Como resultado de la interacción aparecerán tres electrones y, por tanto, el proceso se llamará producción de tripletes. La producción de tripletes tiene su energía umbral a $4m_0c^2$ (2.04 MeV).

La sección eficaz para la producción de pares en el campo nuclear es cero por debajo del umbral. Después crece rápidamente con la energía y, muy por encima del umbral, varía aproximadamente conforme al cuadrado de la carga nuclear Z

$$\sigma_{pair} \propto Z^2 \quad \text{Ec. 17}$$

La sección eficaz para la producción de tripletes a energías por encima del umbral varía aproximadamente conforme a Z

$$\sigma_{triplet} \propto Z \quad \text{Ec. 18}$$

La producción de tripletes es tan importante como la producción de pares en el hidrógeno, pero su importancia relativa va disminuyendo conforme aumenta el número atómico. En medios con número atómico elevado, la dependencia de Z en estos procesos se debilita debido al efecto pantalla de los campos eléctricos de las entidades objetivo por parte de los electrones atómicos.

3.1.2.4 Foto-Efecto Nuclear

Cuando la energía del fotón excede la de la energía de enlace de un nucleón, puede ser absorbido en una reacción nuclear. Como resultado de tal reacción, uno o más nucleones son expulsados. La sección eficaz para el foto-efecto nuclear depende, de forma compleja, de tanto el número atómico Z como de la masa atómica A , y por tanto de la abundancia isotópica de un elemento dado en una muestra. La sección eficaz tiene una energía umbral y tiene la forma de un pico de resonancia gigante. Éste pico se da entre 5 y 40 MeV, dependiendo del elemento, y puede contribuir entre un 2% (elementos con alto Z) y un 6% (elementos con bajo Z) a la sección eficaz total.

3.1.3 Comportamiento Macroscópico

3.1.3.1 Atenuación del Haz y Coeficientes de Atenuación

Los fotones incidentes en un material bien interactuarán en él (produciendo fotones secundarios y/o fotones dispersados) o bien pasarán a través de él sin interactuar. El número de fotones sin perturbar que atraviesan un material de espesor t de un elemento y densidad dadas puede, para fotones monoenergéticos, derivarse de la siguiente manera (Figura 4).

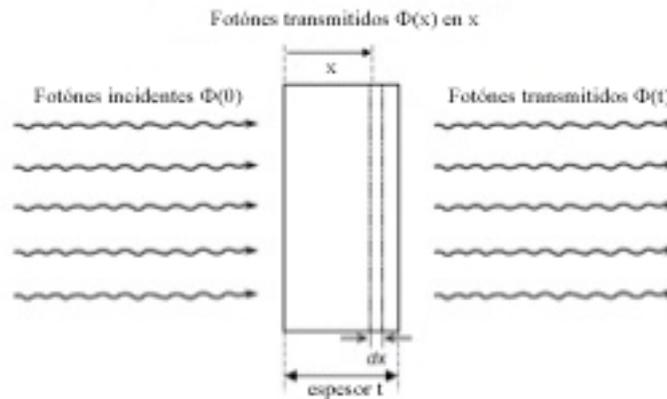


Figura 4. Cálculo de transmisión fotónica a través de un bloque de materia.

El número de fotones primarios, $d\Phi$, que interactúan en una capa de espesor dx a una profundidad x es proporcional al espesor de la capa y al número de fotones incidentes en dicha capa de manera que

$$d\Phi = -\mu dx \phi(x) \quad \text{Ec. 19}$$

El coeficiente lineal de atenuación μ es una propiedad del material y depende de la energía fotónica. El signo negativo indica que los fotones son eliminados del haz. Si se integra la ecuación desde $x=0$ hasta $x=t$ se obtiene el número de fotones primarios, $\Phi(t)$, que atraviesan el material. Este número disminuye exponencialmente conforme aumenta el espesor t según

$$\Phi(t) = \Phi_0 e^{-\mu t} \quad \text{Ec. 20}$$

siendo $\Phi_0 = \Phi(0)$ el número de fotones incidentes.

El coeficiente lineal de atenuación es la probabilidad por unidad de longitud de interacción y está relacionada con la sección eficaz atómica total, σ_{tot} , de la siguiente forma

$$\mu = N\sigma_{tot} \quad \text{Ec. 21}$$

donde N es el número de entidades objetivo por unidad de volumen. Viene dado por

$$N = \frac{N_A}{A}\rho \quad \text{Ec. 22}$$

donde N_A es el número de Avogadro, A es la masa atómica relativa del elemento objetivo (normalizada con la masa de un átomo del núclido ^{12}C) y ρ su densidad.

El poder de penetración de un haz se expresa generalmente haciendo uso del recorrido libre. Éste se define como la distancia media, \bar{x} , recorrida por el fotón antes de interactuar. Para fotones monoenergéticos viene dado por

$$\bar{x} = \int_0^{\infty} x e^{-\mu x} dx = \frac{1}{\mu} \quad \text{Ec. 23}$$

El recorrido libre medio es igual al espesor de un material que reduce el número de fotones primarios a una fracción $1/e$ igual al 37% de su número inicial.

El coeficiente másico de atenuación para mezclas y compuestos puede calcularse como la suma ponderada de los coeficientes másicos de atenuación de sus compuestos.

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum w_i \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \quad \text{Ec. 24}$$

3.1.3.2 Coeficiente Másico de Absorción de Energía, μ_{en}/ρ

Los métodos empleados para calcular el coeficiente másico de absorción de energía, μ_{en}/ρ , quizás se puedan describir mejor mediante el empleo de un parámetro intermedio, el *coeficiente másico de transferencia de energía*, μ_{tr}/ρ .

El *coeficiente másico de transferencia de energía*, μ_{tr}/ρ , al ser multiplicado por la fluencia fotónica energética ψ ($\psi = \Phi E$, donde Φ es la fluencia fotónica y E la energía del fotón), da la medida dosimétrica *Kerma*. El *Kerma* se ha definido (ICRU Informe 33, 1980) como la suma de las energías cinéticas de todas las partículas primarias con carga liberadas por partículas sin carga (aquí los fotones) por unidad de masa (y resulta un acrónimo de su definición en inglés). Por tanto, μ_{tr}/ρ tiene en cuenta únicamente la liberación de radiaciones fotónicas secundarias producidas por una interacción inicial fotón-átomo y además, por convención, los cuantos de la radiación producidos por aniquilación de positrones (los cuales se asume que han alcanzado el reposo) que originan las interacciones iniciales de producción de pares y tripletes.

Por tanto μ_w/ρ se define como

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{(f_{fe} \cdot \sigma_{fe} + f_{incoh} \cdot \sigma_{incoh} + f_{par} \cdot \sigma_{par} + f_{trip} \cdot \sigma_{trip})}{uA} \quad \text{Ec. 25}$$

En la Ecuación 31, se ha omitido la dispersión coherente dada la insignificancia de la transferencia de energía asociada, y los factores f representan las fracciones medias de la energía fotónica E transferida a la energía cinética de partículas cargadas en el resto de tipos de interacciones. Estas fracciones de transferencia de energía vienen dadas por

$$f_{fe} = 1 - \left(\frac{X}{E}\right) \quad \text{Ec. 26}$$

donde X es la energía media de radiación fluorescente (característica de los rayos X) emitida por fotón absorbido;

$$f_{incoh} = 1 - \left(\frac{E' + X}{E}\right) \quad \text{Ec. 27}$$

donde E' es la energía media de los fotones dispersados por Compton;

$$f_{par} = 1 - \frac{2mc^2}{E} \quad \text{Ec. 28}$$

donde mc^2 es la energía del electrón en reposo; y

$$f_{trip} = 1 - \frac{(2mc^2 + X)}{E} \quad \text{Ec. 29}$$

La energía de fluorescencia X en las Ecuaciones 32 y 33 depende de la distribución de los huecos atómicos-de electrones producidos en el proceso considerado y se evalúa en general de forma distinta para la absorción fotoeléctrica, la dispersión incoherente y la producción de tripletes. Además, se asume que X incluye la emisión de rayos X de fluorescencia “en cascada” asociados al proceso completo de reposo iniciado por los huecos primarios.

Puesto que sólo entran en juego las características del átomo objetivo en el cálculo de μ_w/ρ , el coeficiente másico de transferencia de energía para mezclas homogéneas y compuestos puede considerarse:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \sum_i \mathcal{W}_i (\mu_{tr}/\rho)_i \quad \text{Ec. 30}$$

El *coeficiente másico de absorción de energía* implica la consiguiente emisión de radiación producida por las partículas cargadas al atravesar el medio, y se define como

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = (1 - g)\mu_{tr}/\rho \quad \text{Ec. 31}$$

El factor g en la Ecuación 37 representa la fracción media de la energía cinética de partículas secundarias con carga (producidas en cualquier tipo de interacción) que

subsecuentemente se pierde en procesos de pérdida de energía por radiación (emisión de fotones) cuando las partículas deceleran en el medio hasta el reposo. La evaluación de g se lleva a cabo mediante la integral de la sección eficaz para el proceso radiativo de interés sobre la distribución diferencial del recorrido por las partículas en el proceso de deceleración. En la aproximación de la deceleración continua, la distribución del recorrido se reemplaza por el poder de frenado total recíproco del electrón o positrón en el medio. Aun asumiendo la aditividad de Bragg (ver Thwaites, 1983) del poder de frenado (que aparece en el denominador de la integral), la simple aditividad de μ_{en}/ρ para g resulta formalmente incorrecta. Cuando los valores numéricos de g son relativamente pequeños, los errores en μ_{en}/ρ incurridos al emplear los esquemas simples de aditividad resultan también pequeños, consecuencia que parcialmente mitiga el uso de la aditividad, particularmente para energías fotónicas por debajo de 20 MeV.

Para los valores de μ_{en}/ρ dados en las tablas 3 y 4 de la página web del National Institute of Standards and Technology (NIST), la evaluación de g tiene en cuenta explícitamente (a) la emisión de bremsstrahlung, (b) la aniquilación de positrones al vuelo, (c) la emisión de fluorescencia como resultado de la ionización por impacto electrón-positrón, y (d) los efectos en estos procesos de pérdida de energía por *straggling* (ver Thwaites, 1983) y producción de electrones ionizantes al decelerar las partículas secundarias. Este esquema va por tanto más allá del planteado por el Informe 33 de la ICRU (1980) el cual, quizás por descuido, formalmente incluye únicamente (a) y de trabajos previos que normalmente incluyen (a) y (b).

Para el cálculo de g , los poderes de frenado radiativos (bremstrahlung) empleados están basados en los resultados de Seltzer y Berger (1985, 1986) y Kim *et al.* (1986), y son apenas distintos a los valores empleados en el Informe 37 de la ICRU (1984). Los poderes de frenado de colisión, evaluados según las prescripciones del Informe 37 de la ICRU, incluyen desviaciones de la simple aditividad de Bragg debido a efectos de enlace químico, fase y densidad, como se refleja en la elección de la energía media de excitación I y densidad ρ para el medio. Estas desviaciones de la aditividad de Bragg para los poderes de frenado de la matriz pueden dar como resultado diferencias discernibles en el coeficiente másico de absorción de energía, tales como las de vapor de agua y líquido.

A continuación se expone un sumario de expresiones empleadas en el cálculo de g . Las fórmulas incluyen la integral sobre el espectro inicial de la partícula y se han generalizado para incluir mezclas y compuestos.

Absorción Fotoeléctrica

Las pérdidas radiativas para los fotoelectrones se han evaluado según:

$$g_{fe} = \left[f_{fe} E \frac{\mu_{fe}}{\rho} \right]^{-1} \sum_i \mathcal{W}_i \sum_n \left[\frac{\mu_{fe}}{\rho} \right]_{n,i} \cdot (E - B_{n,i}) Y(E - B_{n,i}) \quad \text{Ec. 32}$$

donde μ_{pe}/ρ es el coeficiente másico de atenuación fotoeléctrica total para un fotón incidente de energía E en el medio, $(\mu_{pe}/\rho)_{n,i}$ es el coeficiente correspondiente para la n -ésima subcapa electrónica del átomo del constituyente elemental i -ésimo, $B_{n,i}$ es la energía de enlace de tal subcapa, y:

$$Y(T) = Y_b(T) + Y_x(T) \quad \text{Ec. 33}$$

Es la producción radiativa total. La producción radiativa total ha sido evaluada como la suma de dos componentes. La *producción bremsstrahlung*, $Y_b(T)$, es la fracción media de la energía cinética inicial T de un electrón (o positrón) que se convierte a energía bremsstrahlung al decelerar la partícula hasta el reposo; y la *producción de energía de rayos X*, $Y_x(T)$, generalmente mucho menor que $Y_b(T)$, es la fracción media de la energía cinética inicial convertida a emisión fluorescente debido a la ionización producida por el electrón (o positrón) en el transcurso de la deceleración. Las pocas pérdidas radiativas para los electrones Auger asociados se han despreciado.

Dispersión Incoherente (Compton)

Para la dispersión incoherente tenemos:

$$g_{incoh} = \left[f_{incoh} E \frac{\mu_{incoh}}{\rho} \right]^{-1} \int_{E_{min}}^E \left[\sum_i \frac{W_i}{uA_1} S(q, Z_i) \right] \times \frac{d\sigma_{KN}}{dE'} \cdot (E - E') Y(E - E') dE' \quad \text{Ec. 34}$$

donde $S(q, Z_i)$ es el factor de dispersión incoherente, $d\sigma_{KN}/dE'$ es la sección eficaz diferencial de Klein-Nishina en la energía fotónica de la dispersión Compton E' , $E_{min} = E/(1 + 2E/mc^2)$ es la energía mínima del fotón dispersado (correspondiente a una dispersión de 180°), y $Y(T)$ es la producción radiativa total.

Producción de Pares y Tripletes. Las pérdidas radiativas de electrones y positrones creados en los procesos de producción de pares y tripletes, incluyendo los efectos de aniquilación de positrones al vuelo, han sido evaluadas según:

$$g_{par} = \left[f_{par} E \frac{\mu_{par}(E)}{\rho} \right]^{-1} \int_0^{E-2mc^2} \left\{ \sum_i W_i \left[\frac{\mu_{par}}{\rho} \right]_i P_{par,i}(T_+) \right\} \times \{ (E - 2mc^2 - T_+) Y_-(E - 2mc^2 - T_+) + T_+ [Y_+(T_+) + \eta(T_+)] \} dT_+ \quad \text{Ec. 35}$$

donde $P_{par,i}(T_+)dT_+$ es la probabilidad de que el positrón proveniente de una interacción de producción de pares con el i -ésimo átomo constituyente tenga una energía cinética entre T_+ y $T_+ + dT_+$, $Y_-(T)$ e $Y_+(T_+)$ son las producciones totales de radiación para electrones y positrones, respectivamente, y $\eta(T_+)$ es la corrección para la aniquilación de positrones al vuelo. El espectro de los pares ha sido evaluado empleando la teoría de Bethe-Heitler en conjunción con las correcciones del efecto pantalla de Coulomb. La corrección de la aniquilación-al-vuelo se ha derivado de los fundamentos de Berger (1961) y ha sido evaluada utilizando la sección eficaz de aniquilación-al-vuelo de doble-cuántum de Bethe (1935) más estimaciones para la sección eficaz de aniquilación-al-vuelo de un cuántum.

El cálculo para g_{trip} se sigue de la misma forma, pero utilizando el umbral para la producción de tripletes de $4mc^2$ en vez de $2mc^2$ en la Ecuación 41, y empleando las expresiones de Wheeler-Lamb (1939) para las correcciones del efecto pantalla para el espectro del triplete.

3.2 El método Monte Carlo en Radioterapia

3.2.1 El Método Monte Carlo en Cálculo de Dosis en Radioterapia

El método Monte Carlo proporciona la forma más precisa de determinar cálculos dosimétricos para la planificación de tratamientos de radioterapia, especialmente en presencia de heterogeneidades tales como huesos o pulmones. Este método también resulta útil para determinar con precisión estimaciones de dosis absoluta en regiones donde la deposición de dosis sufre una gran variación, tales como regiones de penumbra o regiones de deposición de dosis con *buildup*, es decir, con acumulación, o *build-down*, de partículas cargadas. La adopción de este método en la terapia de radiación se ve impedida actualmente por la cantidad de tiempo computacional requerido para llevar a cabo cálculos fiables con una estadística aceptable.

3.2.1.1 Simulación del Transporte de Electrones y Fotones

Tal y como se ha detallado en apartados anteriores, dentro del intervalo de energía de interés para radioterapia (del orden del megavoltaje), los fotones interactúan con la materia de su entorno principalmente de cuatro maneras distintas: dispersión incoherente (Compton) con los electrones atómicos, producción de pares en el campo magnético nuclear o de electrones, absorción fotoeléctrica y dispersión coherente (Rayleigh). En los primeros tres tipos de colisión se transfiere energía del campo de radiación fotónico al electrón o positrón. En la mayoría de los casos la dispersión Compton es la interacción dominante. La producción de pares cobra importancia al incrementarse la energía y puede incluso dominar a energías altas en componentes con alto número Z del cabezal de los aceleradores lineales médicos.

Cuando los electrones atraviesan la materia, experimentan un amplio número de interacciones elásticas y pierden energía por dos tipos de procesos distintos: colisiones inelásticas con átomos y moléculas e interacciones electromagnéticas. Las colisiones inelásticas dan lugar a excitaciones e ionizaciones. Las ionizaciones producen electrones secundarios, a veces llamados “partículas δ ”. Las pérdidas de energía electromagnética, que ocurren en forma de Bremsstrahlung (poder de frenado) y aniquilación de positrones, transfieren energía de vuelta a los fotones y conducen al acoplamiento de los campos de radiación del electrón y del fotón. Se puede hablar entonces de cascadas electrón-fotón.

El campo de radiación macroscópico electrón-fotón puede describirse matemáticamente por una serie acoplada de ecuaciones del transporte integro-diferenciales. Estas ecuaciones del transporte son excesivamente complicadas y por tanto excluyen un tratamiento analítico a no ser de utilizarse aproximaciones severas. La técnica Monte Carlo es un método que soluciona dicho problema y puede aplicarse en cualquier intervalo de energía y sobre cualquier geometría o material de composición.

Mediante una simulación MC análoga se puede obtener una solución al problema del transporte de partículas en la materia bastante exacta, teniendo en cuenta el vasto conocimiento actual sobre los procesos de colisiones elementales. En una simulación análoga todas las interacciones de partículas con los átomos y moléculas contiguas se simulan de forma explícita, incluyendo las producidas por las partículas secundarias creadas en las colisiones. Por tanto, la técnica MC análoga es una simulación fiel de la realidad física en un ordenador digital: las partículas (por ejemplo fotones) se crean siguiendo distribuciones que describen la fuente, viajan una cierta distancia determinada por una

distribución de probabilidad hasta el lugar de colisión y se dispersan a otro estado energético y/o direccional, con la posibilidad de crear partículas adicionales. Dichos fotones pueden morir como consecuencia de la producción de pares o de sucesos fotoeléctricos o porque cuando sufren una dispersión tipo Compton pasan a energías por debajo de un umbral o *cutoff* predeterminado. Las simulaciones análogas, generalmente referidas como técnicas “evento-a-evento” o “interacción-a-interacción”, son comúnmente utilizadas para el transporte de partículas neutras. La simulación análoga de partículas cargadas no es práctica debido al gran número de interacciones que sufren hasta que son absorbidas o su energía cae por debajo del umbral predeterminado, conocido como *ECUT*. Por tanto, la mayoría de los códigos MC utilizan el esquema de historias condensadas para el transporte de partículas cargadas.

En una simulación MC, las magnitudes de interés pueden calcularse mediante una determinada serie de sucesión de partículas (también llamadas “historias”, “casos”, “trayectorias” o “tracks”). Se puede calcular tanto las magnitudes observables (medurables), tales como la dosis o el espectro de la partícula, así como las magnitudes que no se pueden medir con tanta facilidad, tales como la fracción de partículas originadas por cierto componente del cabezal de tratamiento, la fracción de dosis debida a dispersión de fotones, etc. A pesar de que existen técnicas para almacenar magnitudes en un punto cuando se efectúa una simulación MC, en las aplicaciones a planificación de tratamientos es más común almacenar magnitudes (generalmente dosis) mediadas sobre un volumen o vóxel finitos. Al incrementar el tamaño de vóxel, dada una incertidumbre estadística, el tiempo total de computación decrecerá, pero la resolución espacial se verá reducida. Otro aspecto importante del cálculo MC es la presencia de incertidumbres debido a la naturaleza estadística del método.

3.2.1.2 Simulaciones Análogas

Una simulación análoga del transporte de partículas consta de cuatro pasos principales:

1. Selección de la distancia a la siguiente interacción.
2. Transporte de la partícula hasta el lugar de interacción teniendo en cuenta las limitaciones geométricas.
3. Selección del tipo de interacción.
4. Simulación de la interacción seleccionada.

Los pasos del 1 al 4 se repiten hasta que la partícula original y todas las partículas secundarias abandonan la geometría o son absorbidas localmente. Se considera que una partícula es absorbida localmente cuando su energía cae por debajo de la energía umbral especificada.

El paso 1 se basa en la probabilidad, $p(r)dr$, de que una partícula interactúe en un intervalo dr a una distancia r de su posición inicial:

$$p(r)dr = e^{-\mu r} \mu dr \quad \text{Ec. 36}$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal (número de interacciones por unidad de longitud).

Una distancia aleatoria r distribuida según $p(r)$ puede muestrearse utilizando el llamado método de la transformada inversa, el cual equipara la probabilidad acumulativa de $p(r)$ con un número aleatorio ξ distribuido uniformemente entre cero y la unidad:

$$\int_0^r p(r') dr' = \xi \Rightarrow -\frac{\ln(1 - \xi)}{\mu} \quad \text{Ec. 37}$$

El paso 2 implica un trazado básico, lo cual requiere un modelo geométrico que pueda proporcionar el medio y densidad másica de la región, junto con el cálculo de la distancia hasta la siguiente frontera geométrica en la trayectoria de la partícula.

El paso 3 es similar al paso 1, exceptuando que ahora la función de distribución de probabilidad es discreta, esto es, implica un número fijo de estados finales i , correspondientes al tipo de interacción i . Suponiendo que la sección eficaz para una interacción tipo i se designa como σ_i y la sección eficaz total como $\sigma = \sum \sigma_i$, una aplicación directa del método de transformada inversa para n tipos de interacción da lugar a la interacción 1 si $\xi \leq \frac{\sigma_1}{\sigma}$, o a la interacción 2 si $\xi \leq \frac{(\sigma_1 + \sigma_2)}{\sigma}$, o a la interacción n si:

$$\xi \leq \frac{(\sigma_1 + \sigma_2 + \dots + \sigma_n)}{\sigma} \quad \text{Ec. 38}$$

Quizás la parte más difícil es el paso 4, en el que se deben muestrear los cambios de energía/dirección a partir de la sección eficaz diferencial del proceso elegido. Los manuales de los códigos de aplicación general proporcionan detalles de los métodos empleados en las interacciones fotónicas más relevantes.

3.2.1.3 Simulaciones de Historias Condensadas

La técnica de historias condensadas fue descrita por primera vez en el trabajo pionero de Berger (1963). Ésta se basa en la observación de que la gran mayoría de las interacciones electrónicas conllevan cambios muy pequeños en la energía y/o dirección del electrón. Tales interacciones tienen un efecto mínimo y muchas de ellas pueden por tanto agruparse en unos pocos pasos de “historia condensada”. Su efecto acumulativo puede tenerse en cuenta muestreando los cambios de energía, dirección y posición a partir de las distribuciones apropiadas de interacciones simples agrupadas, por ejemplo dispersión múltiple, poder de frenado, etc. Berger definió dos formas principales de implementación de historias condensadas. En un esquema de clase I todas las colisiones están sujetas a agrupación. El efecto de la creación de partículas secundarias por encima de la energía umbral especificada se tiene en consideración tras el evento (esto es, independientemente de la energía perdida durante el paso), creando y transportando el número apropiado de partículas secundarias. De esta forma, se pierde la correlación entre grandes pérdidas de energía y la creación de partículas secundarias. En un esquema de clase II las interacciones se dividen en “duras” (a veces referidas como “catastróficas”) y “blandas”. Las colisiones blandas están sujetas a agrupación como las del esquema de clase I. Las colisiones duras apenas se simulan de forma análoga (Chetty *et al.*, 2007).

Un esquema de clase II se puede describir con los mismos cuatro pasos básicos que conforman una simulación análoga. Las dos diferencias principales son que sólo se incluyen las colisiones duras y que el paso 2 es mucho más difícil puesto que las partículas no se mueven en línea recta y que implica una selección de cambios en la energía, dirección y

posición a partir de distribuciones de dispersión múltiple. También suele ser necesario dividir la distancia entre las interacciones catastróficas en pasos de historias condensadas más cortos para garantizar precisión en la simulación. Existe un umbral de energía de transporte como en la simulación análoga. Los umbrales de transporte de partículas suelen ser los mismos que los umbrales de creación de partículas dividiendo las colisiones blandas y duras, pero ésta no es condición necesaria.

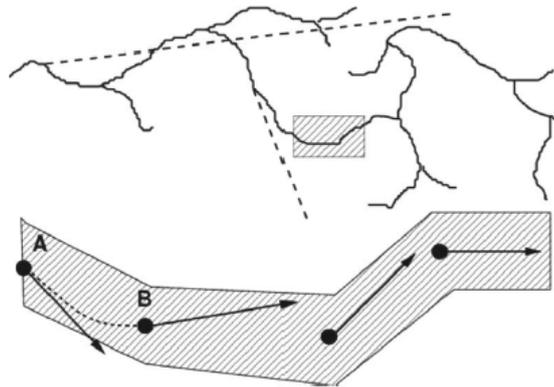


Figura 5. Esquema de historias condensadas en transporte de electrones.

La Figura 5 ilustra una simulación MC de clase II. La parte superior muestra una trayectoria completa de electrón incluyendo electrones y fotones secundarios (representados por las líneas discontinuas sin incluir sus interacciones) con energías por encima de los umbrales de colisión duros. La parte inferior es la visión aumentada de la caja sombreada. El recorrido curvo real se ha simulado utilizando cuatro pasos de historias condensadas. Los círculos y flechas rellenas muestran las posiciones y direcciones al principio de los pasos. El área sombreada alrededor de la trayectoria del electrón indica la región donde se deposita en realidad la energía subumbral de las partículas secundarias. Si este volumen es pequeño comparado con la resolución de cálculo (p. ej. el tamaño de vóxel en el caso de radioterapia), la deposición de energía puede considerarse local y modelarse utilizando un poder de frenado restrictivo a lo largo de la trayectoria electrónica. Debe tenerse en cuenta que las posiciones iniciales y finales de un paso no están conectadas en la figura con el fin de resaltar el hecho de que la implementación de una historia condensada no proporciona la información sobre cómo se desplaza la partícula desde A hasta B. Esto cobra importancia cuando la malla de almacenamiento no coincide con la malla de la geometría subyacente o cuando un único paso de historia condensada atraviesa más de una región geométrica como ocurre en algunos códigos MC especializados en radioterapia. Esta consideración destaca otro aspecto importante de la simulación de historias condensadas, que es la manera en que se realiza el transporte en las inmediaciones de o a través de las fronteras entre regiones distintas. El código EGSnrc, por ejemplo, utiliza la simulación de dispersión única (es decir, análoga) dentro de cierta distancia perpendicular a una superficie o interfaz. A pesar de que esta aproximación es necesaria para la precisión de simulaciones de cierto tipo de geometrías, generalmente no es necesaria para los cálculos típicos en radioterapia (Chetty *et al.*, 2007).

Aunque la técnica de historias condensadas hace posible el uso práctico de simulaciones MC, introduce un parámetro artificial que es el tamaño de paso. Gracias a los desarrollos llevados a cabo en los años noventa la técnica de historias condensadas se conoce a la perfección. Esto ha conducido a la implementación de historias condensadas de alta

precisión y a códigos MC más rápidos que permiten calcular distribuciones de dosis con una precisión comparable a los paquetes tradicionales de MC en fracciones de tiempo significativamente pequeñas.

En el transporte de partículas cargadas se deja de seguir la trayectoria de la partícula tras caer por debajo de un umbral de energía o *low-energy cutoff* y la elección del *cutoff* puede afectar al cálculo de dos maneras distintas. Cuanto más alto es el valor del *cutoff*, más rápidos son los cálculos; esto puede mejorar la velocidad de cálculo significativamente. Por otro lado, a menos que se lleve un cuidado extremo, terminar la historia de la partícula en un *cutoff* demasiado alto puede distorsionar la distribución de dosis ya que la partícula terminada puede haber depositado energía a cierta distancia posterior al cese de su trayectoria. Por tanto se debe llevar cuidado al seleccionar el *cutoff* de energía.

3.2.1.4 Cálculos de Dosis de Radioterapia Basados en Monte Carlo

Es posible llevar a cabo una única simulación MC que comience con los electrones que abandonan la estructura del acelerador, siga su trayectoria y la de sus descendientes (p. ej. fotones Bremsstrahlung o electrones proyectados tras una colisión) a través de los elementos fijos del cabezal (colimadores primarios, cámaras de monitorización, filtros, etc.), los distintos dispositivos de modulación del haz específicos del paciente (mordazas, Colimador MultiLáminas (MLC), aplicadores, etc.) y finalmente del paciente tal y como especifica la información de la imagen TC. El seguimiento de la partícula inicial y de todos sus descendientes se conoce como historia. Es importante incluir todas las partículas asociadas con un único electrón inicial como parte de la misma historia.

Debido a las importantes mejoras en la eficiencia de las simulaciones de cabezales de tratamiento con haz de fotones, la velocidad de la simulación integral es tal que se hace posible efectuar el cálculo completo para cada paciente de forma realista, en términos de su aplicación clínica. Aun así, se han seguido diversas estrategias para dividir los cálculos en distintos pasos. El primer paso, el transporte de las partículas a través de los elementos independientes del paciente, puede ser ineficiente sin el uso de técnicas de reducción de varianza avanzadas. Esto resulta especialmente significativo en haces fotónicos, puesto que muchos fotones generados como Bremsstrahlung colisionan con el colimador primario y no contribuyen al haz que llega al paciente. Una técnica empleada para mejorar la eficiencia de la simulación consiste en realizar primero la simulación de las estructuras independientes del paciente y almacenar lo que se llama un archivo de *espacio de fase* mediante un plano situado justo después de los elementos fijos del cabezal del acelerador. El archivo de espacio de fase contiene los parámetros de espacio de fase de todas las partículas que atraviesan el plano de almacenaje. Los parámetros de espacio de fase consisten en la energía, posición, dirección, carga y otras informaciones tales como las regiones de creación o interacción de partículas. La ventaja de esta técnica es que la primera parte del cálculo puede reutilizarse tantas veces como sea necesario. Entonces se simula el transporte de las partículas a través del sistema de colimación específico para el paciente y, bien se almacenan en otro archivo de espacio de fase en la base del acelerador, o bien se siguen a través del paciente en la misma simulación. Almacenar un segundo archivo de espacio de fase puede resultar más eficiente en el caso de utilizarse campos abiertos. Aun así, el último enfoque suele ser más eficiente en el caso de utilizar MLCs para modular el haz.

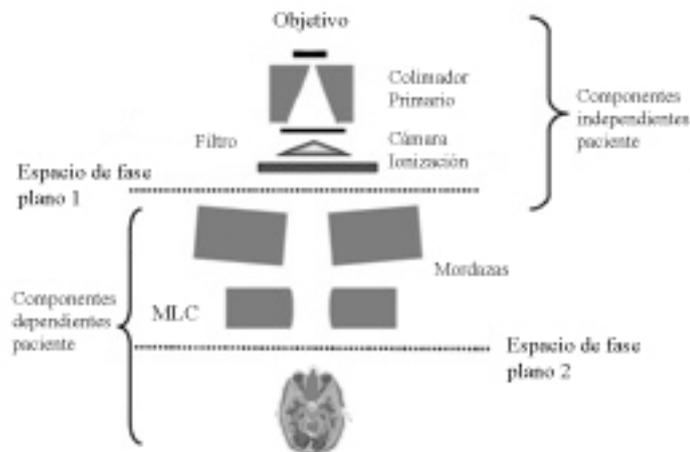


Figura 6. Esquema de planos espacio-fase.

Toda la información del archivo espacio fase del acelerador puede también generarse utilizando técnicas de modelación del haz que no requieran la simulación MC directa del acelerador en cada tratamiento. El tipo de modelo virtual de la fuente se basa en caracterizar los resultados de una simulación MC del cabezal del acelerador y el otro tipo se basa únicamente en los datos de medidas experimentales del haz tales como curvas de dosis en profundidad, perfiles, etc. En cualquier caso, los componentes dependientes del paciente (p. ej. el MLC) se simulan utilizando métodos de transporte explícitos o métodos de transporte aproximados, antes del transporte más detallado en el paciente.

Como ocurre en los métodos convencionales de planificación, la verificación experimental constituye una parte integral de la implementación clínica de un algoritmo de cálculo de dosis MC. Los algoritmos MC se benefician de procedimientos de verificación experimental similares a los sistemas convencionales y como tal deben seguir los procedimientos de comisionado detallados en el informe AAPM TG-53 u otras publicaciones relevantes. La verificación experimental en campos más complejos y/o en geometrías heterogéneas resulta útil para verificar la precisión esperada asociada a los cálculos MC en tales situaciones (Chetty *et al.*, 2007).

3.2.1.5 Técnicas de Reducción de Varianza y Métodos de Mejora de la Eficiencia

La eficiencia, ϵ , en un cálculo MC se define como: $\epsilon=1/s^2T$, donde s^2 es la estimación de la varianza verdadera (σ^2) de la cantidad de interés y T es el tiempo CPU requerido para obtener dicha varianza. Ya que tanto Ns^2 como T/N son aproximadamente constantes, la eficiencia es apenas independiente de N, el número de historias simuladas. Hay dos maneras de mejorar la eficiencia en un cálculo: o bien se disminuye s^2 para una T dada, o bien se disminuye la T para una N dada, sin cambiar la varianza. Las técnicas para mejorar la eficiencia cambiando la varianza para una N dada sin sesgar el resultado (p. ej. sin alterar el valor de esperanza, que es el valor esperado en una simulación infinitamente larga) se denominan técnicas de reducción de varianza. Las técnicas de reducción de varianza generalmente incrementan el tiempo de simulación de una historia y sólo son útiles cuando mejoran la eficiencia global. Una técnica concreta puede mejorar la eficiencia en algunas magnitudes y empeorarla en otras. En contraste con las técnicas de reducción de varianza, existen una gran variedad de formas de acelerar la velocidad de un cálculo haciendo alguna aproximación que pueda no afectar el resultado final de forma significativa.

Las técnicas de reducción de varianza para partículas secundarias por desdoblamiento Bremsstrahlung (*Bremsstrahlung splitting*) y ruleta Rusa son especialmente útiles en la simulación del cabezal de un acelerador lineal médico. En las distintas formas de *Bremsstrahlung splitting*, cada vez que un electrón va a producir un *Bremsstrahlung* secundario, se crea un gran número de fotones secundarios con pesos menores, número que posiblemente depende de distintos factores relacionados con la probabilidad de que se encuentren en el campo. Si el número de fotones creado se selecciona para minimizar aquellos que no están dirigidos al plano del paciente, entonces se da un ahorro efectivo del tiempo. La ruleta Rusa puede ponerse en juego cuando haya poco interés en que cierta partícula resulte de cierta clase de evento. Las partículas de bajo interés se eliminan con una probabilidad dada, pero para asegurar un resultado sin sesgo, los pesos de las partículas supervivientes se aumentan en proporción a la inversa de esa probabilidad. Un ejemplo común es el de poner en juego la ruleta Rusa con los electrones secundarios creados de interacciones fotónicas en las estructuras del cabezal del acelerador. Otro método de reducción de varianza es el forzado de fotones, el cual puede utilizarse a veces para mejorar la producción de electrones en el espacio de aire entre el paciente y el acelerador. En un esquema de forzado de fotones, se fuerza al fotón padre a interactuar en una región geométrica dada y los pesos de las partículas resultantes se ajustan de forma que mantengan el resultado sin sesgo.

El rechazo de recorrido y el aumento de la energía a la que se terminan las historias de los electrones (*cutoffs* de energía) son ejemplos de métodos que, utilizados correctamente, pueden mejorar la eficiencia disminuyendo el tiempo por historia sin cambiar significativamente los resultados. En el rechazo de recorrido, la historia de un electrón se termina cuando su recorrido residual es tan pequeño que no puede escapar de la región actual o alcanzar la región de interés. En la mayoría de las aplicaciones esta técnica ignora la posible creación de fotones *Bremsstrahlung* cuando el electrón pierde energía, lo cual significa que es en verdad una técnica aproximada. Cuando se aplica a electrones por debajo de cierto umbral de energía, esta forma de rechazo de recorrido produce los mismos resultados en un tiempo de computación más pequeño. También es posible implementar el rechazo de recorrido de forma que tenga en cuenta la producción de *Bremsstrahlung* y por tanto devenga en una técnica de reducción de varianza sin sesgo. Se puede mejorar la eficiencia cesando el seguimiento de los electrones a energías altas, pero puede afectar a la distribución de dosis si se utiliza un umbral demasiado alto. Una técnica de reducción de varianza comparable para reducir el tiempo de simulación es la ruleta Rusa con partículas en energías por debajo de un *cutoff* de transporte relativamente alto o con partículas cuyo recorrido ha sido rechazado. De todas formas, su implementación es mucho más dificultosa y por tanto se emplea más frecuentemente el rechazo de recorrido y los *cutoffs* de transporte altos en situaciones en las que es fácil demostrar que el error resultante es lo suficientemente pequeño.

Hay otras técnicas de reducción de varianza y de mejora de la eficiencia que han permitido un incremento sustancial de la velocidad de cálculo. Éstas incluyen el rechazo de seguimiento de partículas y otras adaptaciones del rechazo de seguimiento, tales como el enfoque de Kawrakow (2001) del transporte simultáneo de conjuntos de partículas (STOPS).

En general, las técnicas de reducción de varianza son un requisito importante para el uso de cálculos MC en el campo clínico. Sin ellas los tiempos de cálculo serían demasiado amplios para su uso práctico en numerosas situaciones. Aun así, el uso incorrecto de una técnica de reducción de varianza puede reducir la eficiencia de cálculo, incrementando así el tiempo de cálculo. En un principio, las técnicas de reducción de varianza, implementadas correctamente, no tienen por qué alterar la física del proceso y producir por tanto resultados

sesgados. En cualquier caso, una implementación incorrecta puede llevar a resultados impredecibles.

Incumbe al radiofísico por tanto entender, al menos, las técnicas que el usuario puede ajustar en un algoritmo MC de uso clínico. Además, deben realizarse las correspondientes pruebas para demostrar la correcta implementación de tales técnicas en un amplio abanico de situaciones clínicas.

3.3 Física de las Radiaciones Relevante en Cálculos Fotónicos con Inhomogeneidades

En este apartado se propone un resumen sucinto de los principales procesos físicos que subyacen a la absorción de energía fotónica en los distintos órganos y tejidos. Se presentan de esta manera los conceptos más relevantes con que se disponen las bases, puntos fuertes y limitaciones de los cálculos en medios orgánicos inhomogéneos que se llevan a cabo en la presente tesis.

El punto de partida en esta enumeración conceptual es la distribución espacial, espectral y direccional de la fluencia fotónica que penetra la superficie del paciente tal y como se obtendría de la simulación Monte Carlo de un tratamiento. La deposición en órgano o tejido de la energía de un haz de fotones es fundamentalmente un proceso que consta de dos pasos:

1. Los fotones interactúan en el medio impartiendo energía cinética a las partículas cargadas (el paso TERMA).
2. Las partículas cargadas depositan entonces la energía que han adoptado mediante eventos de ionización y excitación a lo largo de un recorrido finito (el paso DOSE)

Si se establece un Equilibrio de Partículas Cargadas (EPC), existirá entonces una relación lineal entre el TERMA (energía total liberada por unidad de masa) y DOSE, y los dos pasos se podrán llevar a cabo en uno solo cálculo. Si no se da esta condición (p.ej. en las interfaces entre órganos o en las fronteras del haz), la simplificación resulta inválida y debe distinguirse claramente un paso del otro.

3.3.1 Interacciones Fotónicas: el Paso KERMA

Las interacciones fotónicas iniciales dentro del órgano o tejido se caracterizan por el coeficiente de atenuación lineal μ , que representa la probabilidad de interacción de un fotón por unidad de distancia. Esta probabilidad depende de (i) la energía del fotón incidente E (MeV), (ii) la densidad del órgano ρ (g/cm³) y (iii) el número atómico efectivo Z del órgano.

En un haz de fotones terapéutico, un elevado número de fotones inciden en el paciente, cada uno con una energía E (MeV). El conjunto de fotones que alcanza un punto dado en el paciente viene caracterizado por una fluencia energética (MeV cm⁻²).

Para una fluencia energética dada, la energía total liberada por unidad de masa, TERMA, viene dada por el producto del coeficiente másico de atenuación total $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ y la fluencia energética (Ψ) en un punto.

La energía cinética liberada sólo a las partículas cargadas por unidad de masa es el KERMA ($\langle \text{TERMA} \rangle$) y la energía cinética liberada y consecuentemente absorbida

localmente a lo largo del recorrido de la partícula cargada por unidad de masa es la colisión $KERMA_c$ ($<KERMA$). Los eventos de Bremsstrahlung se excluyen ya que los fotones producidos no depositan su energía de forma local.

Estas cantidades se relacionan todas con la fluencia energética de los fotones mediante el coeficiente másico de atenuación, el másico de transferencia energética y el másico de absorción energética, respectivamente, como muestra la Tabla 1.

Tabla 1. Interrelaciones entre cantidades de radiación.

Unidades en SI	m^{-1}	m^2/kg	Gy
Atenuación	μ	$\frac{\mu}{\rho}$	TERMA
Transferencia	μ_{tr}	$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$	KERMA
Absorción	μ_{en}	$\frac{\mu_{en}}{\rho}$	$KERMA_c$

Como se ha mencionado en apartados anteriores, la eliminación de fotones del haz de radiación terapéutica está dominada por tres interacciones con los átomos del órgano que compiten entre ellas: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton y la producción de pares. La preeminencia del efecto Compton para las distintas energías fotónicas y para los distintos materiales con números atómicos diferentes se puede resumir de la siguiente manera:

- En *órganos semejantes al agua* ($Z=7.5$), la probabilidad de eventos Compton domina ($>80\%$) para energías comprendidas entre 0.05 MeV y 10 MeV. Por tanto, resulta esencial modelar de forma precisa los eventos Compton en cualquier método de corrección de inhomogeneidades para haces fotónicos del orden del megavoltaje.
- Para *materiales con número atómico más elevado*, tales como el hueso ($Z=13$), el intervalo de energía de dominancia de interacciones Compton se reduce (0.08 a 7 MeV). En energías de ortovoltaje y terapias superficiales, el efecto fotoeléctrico depende en gran medida del número atómico ($\approx Z^3$), y por tanto la dosis en hueso relativa a la dosis en agua aumentará para una fluencia fotónica dada. De forma similar, para energías de rayos X entre 10 y 25 MV la dosis en hueso se acentúa en comparación con el agua debido a la mayor incidencia de eventos de producción de pares.
- Lo mismo se aplica a los *materiales con número atómico ultra-elevado* tales como las prótesis metálicas implantadas en el paciente, a excepción de que, puesto que se imprime movimiento a mayor número electrones en el metal, el interés se centra en la vecindad del órgano y la sombra del metal más que en el propio metal.

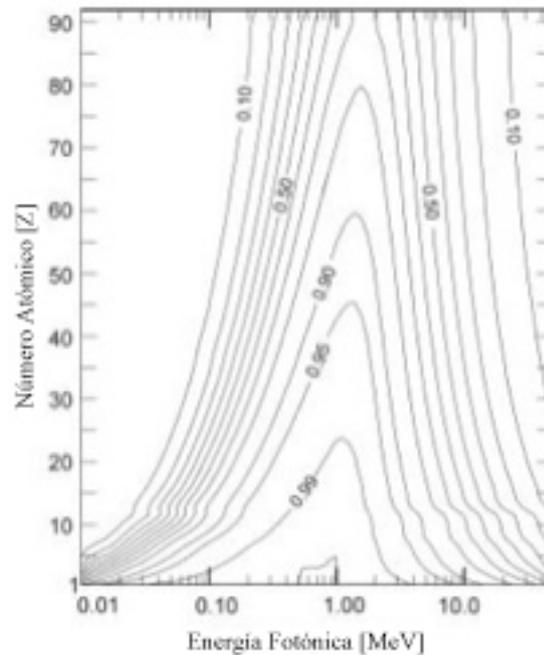


Figura 7. Fracción de fotones que experimentan dispersión Compton como fracción de la energía y de número atómico del medio.

3.3.2 Interacciones de Partículas Cargadas: el Paso DOSE

Todas las interacciones fotónicas liberan algo de energía con el fin de imprimir movimiento a las partículas cargadas como fotoelectrones, electrones Compton y pares electrón-positrón, las cuales son en última instancia responsables de la deposición de energía en el órgano. Las partículas cargadas se proyectan con un amplio espectro de energías iniciales y direcciones. Estas partículas se van frenando mediante múltiples colisiones Coloumb, con las que depositan energía de forma local a lo largo del recorrido de la partícula y ocasionalmente emiten radiación *Bremsstrahlung* en eventos que transportan energía a distancias del recorrido de la partícula considerables. Para incluir sólo la deposición de energía local, el poder de frenado másico de colisión resulta más relevante para la energía depositada localmente a lo largo del recorrido de una partícula cargada:

$$\frac{S_{col}}{\rho} = \frac{d\bar{E}}{\rho dl} \left(\frac{MeV \cdot cm^2}{g} \right) \quad \text{Ec. 39}$$

donde la energía media $d\bar{E}$ se pierde localmente en el medio por unidad de densidad y por longitud de recorrido dl . El poder de frenado másico de colisión depende de la energía y la carga de la partícula que decelera, y del número atómico del medio en que se frena y es casi independiente de la densidad. En realidad, las partículas cargadas pierden una cantidad de energía variable en cada interacción, pero esta desigualdad estadística de energía se suele ignorar y se asume una *aproximación de frenado continuo* (CSDA) (APPM 85, 2004).

Esto permite determinar un único *intervalo CSDA* de la partícula cargada:

$$R_{CSDA} = \int_0^E \left(\frac{d\bar{E}}{\rho dl} \right)^{-1} \cdot dE \quad \left(\frac{g}{cm^2} \right) \quad \text{Ec. 40}$$

Además de decelerar, las partículas cargadas también cambian de dirección mediante eventos múltiples de dispersión, que redireccionan su energía y cambian sus patrones de deposición de energía. Esta dispersión es más acusada en materiales con número atómico elevado. Un cálculo detallado de la dispersión múltiple de electrones requiere el uso de métodos analíticos complejos basados en Monte Carlo.

Debido a que las partículas cargadas secundarias producidas por los haces fotónicos son de una energía menor que la de los fotones y poseen intervalos relativamente cortos, suele resultar aceptable para haces fotónicos el empleo de un tratamiento de los electrones más simple. En los modelos más simples, se asume que los electrones que retroceden (*recoil*) se “absorben inmediatamente” para haces fotónicos de baja energía. Para haces fotónicos de energías mayores, los intervalos de distancia de las partículas son notablemente más largos (de centímetros) y debe modelarse la dispersión de energía de las partículas cargadas por fotones.

3.3.3 Equilibrio de Partículas Cargadas

El Equilibrio de Partículas Cargadas (EPC) ocurre cuando existe un *estado estacionario* entre las partículas cargadas que entran y salen de una región pequeña de interés dosimétrico (referente al intervalo electrónico R_{CSDA}). De forma equivalente, dentro de un pequeño volumen de interés, se pueden emparejar recorridos electrónicos parciales con objeto de formar intervalos completos. Se dice que los segmentos de los recorridos son complementarios y la situación se da finalmente como si toda la energía del recorrido se depositara inmediatamente en el lugar. Por tanto, si se establece un EPC puro, la dosis primaria, es decir, la proveniente de las partículas que no han colisionado y por tanto no han sufrido dispersión, se vuelve exactamente idéntica a la colisión KERMA. El EPC es un equilibrio energético en espacio tridimensional. Se puede alcanzar un equilibrio puro si la fluencia de fotones es lo suficientemente uniforme en la proximidad del volumen de muestreo como para que las partículas cargadas se liberen también de forma uniforme con un espectro constante de energía y de momento angular. El material que lo envuelve debe ser uniforme en un espesor mínimo igual al intervalo máximo de partículas cargadas proyectadas por los fotones desde el punto que se considera.

Resulta, sin embargo, estrictamente imposible satisfacer la condición de fluencia de partículas uniforme en haces fotónicos debido a la divergencia del haz y a la atenuación fotónica. Por otro lado, resulta mucho más sencillo alcanzar un Equilibrio de Partículas Cargadas *Transitorio* (EPCT) que el equilibrio puro. En suma, es posible alcanzar un EPC a lo largo del eje central del haz en un material de absorción uniforme en profundidades que exceden el máximo intervalo de partículas proyectadas, siempre que la anchura media del campo de irradiación también exceda su movimiento lateral máximo. En este caso, la atenuación del haz puede provocar un cambio sistemático entre el KERMA de colisión y el DOSE: la dosis absorbida se vuelve proporcional (no igual) al KERMA de colisión. En tal caso, para el EPC y EPCT, el cálculo de dosis se simplifica enormemente ya que no requiere un seguimiento detallado de las trayectorias de los electrones. Muchos de los métodos de corrección de inhomogeneidades más simples asumen de forma implícita el EPC o EPCT y

por tanto se evitan tener que vérselas con la complejidad del transporte de partículas cargadas. Sin embargo, como muestra la Tabla 2, existen una profundidad y un radio mínimos de equilibrio para alcanzar el EPCT que dichos métodos no tienen en cuenta.

Tabla 2. Profundidad y radio mínimos de equilibrio para alcanzar EPCT en agua con distintos haces.

Energía fotónica	Profundidad mínima de equilibrio	Radio mínimo de equilibrio
100 KeV	0,15 mm	0
1 MeV	4,5 mm	1,5 mm
10 MeV	5 cm	2 cm

3.3.4 Influencia de la Densidad de Órgano y del Número Atómico

3.3.4.1 Escalado de Densidades

Los coeficientes másicos de absorción y atenuación, que describen las interacciones fotónicas son, por definición, independientes de la densidad másica. De igual manera, los poderes de frenado que describen el transporte de partículas cargadas puestas en movimiento son cuasi-independientes de la densidad en materiales sólidos, a excepción del efecto de polarización. Al tratar las dimensiones geométricas de los haces y de los pacientes, suelen necesitarse los correspondientes coeficientes lineales y éstos se obtienen multiplicando por la densidad (p.ej. $\mu = \mu/\rho \cdot \rho$). En un medio heterogéneo, la atenuación de fotones en un espesor de órgano o tejido (de longitud t) puede calcularse empleando el espesor de *longitud de recorrido radiológica*, pt (g/cm^2) en cada inhomogeneidad del órgano. Tales ajustes en los métodos de corrección de inhomogeneidades suelen designarse como escalado de densidades. Puesto que la mayoría de las interacciones son de tipo Compton, tal escalado debe efectuarse de acuerdo con la *densidad electrónica* relativa al agua, en vez de con la densidad másica. La densidad electrónica (e^- por cm^3) viene dada por el producto $N_A(Z/A)\rho$, donde N_A es el número de Avogadro y ρ es la densidad másica. La *Densidad Electrónica Relativa* (DER) se normaliza según la densidad electrónica del agua, que es $3,34 \times 10^{23} e/\text{cm}^3$.

Teoremas de Fano y O'Connor

Los datos dosimétricos empleados en la planificación de tratamientos se extraen principalmente del agua. A partir de estos datos, dos importantes teoremas del transporte de radiación (para fotones y partículas cargadas) formulados por O'Connor y Fano permiten en escalado de los datos del agua a *medios similares al agua* con densidades arbitrarias.

El teorema de Fano afirma que cuando un medio infinito de densidad variable pero de composición atómica constante se expone a una fluencia fotónica uniforme (a saber, las condiciones del EPC), diferencial en energía y dirección, la fluencia de las partículas cargadas proyectadas por los fotones es también constante y no se ve afectada por las variaciones de densidad. Esta fluencia constante de electrones secundarios equivale a la fluencia generada bajo las condiciones de EPC para una fluencia de fotones dada.

Consecuentemente, la dosis absorbida a través de cualquier área con variaciones de densidad será constante. Esto resulta plausible de forma intuitiva, ya que la densidad no sólo modula el número de electrones proyectados por unidad de volumen, sino que también rescala su intervalo lineal.

La principal asunción del teorema de Fano es que las secciones eficaces de interacción por unidad de masa son independientes de la densidad de un medio de composición atómica idéntica. En sentido estricto, para aplicar el teorema de Fano a los haces fotónicos externos, se debe asumir que tanto la *atenuación de fotones primarios, el efecto en la densidad del poder de frenado* como la *liberación de fotones secundarios* pueden despreciarse en un espesor en equilibrio alrededor de un punto de interés dosimétrico.

Ignorar la atenuación fotónica implica esencialmente que los recorridos libres de los fotones primarios deben ser mucho más largos que los intervalos máximos de los electrones secundarios liberados. Esta primera condición puede satisfacerse en los haces clínicos con energías fotónicas menores de 3 MeV y se aplica a puntos en un medio irradiado externamente que están lo suficientemente alejados de las fronteras del haz.

Los efectos de polarización de la densidad (en el intervalo de densidades de los órganos humanos) son generalmente pequeños para los haces clínicos y la producción de fotones secundarios no resulta problemática mientras sus recorridos libres sean mayores que los intervalos de los electrones secundarios. Por todo lo arriba mencionado el teorema de Fano resulta una prueba importante para los algoritmos de cálculo de dosis.

Mientras que el teorema de Fano se aplica a situaciones en que se da el EPC, el *teorema de escalado de densidades* de O'Connor relaciona la dosis en dos medios de densidades distintas pero igual composición atómica, ambos irradiados con el mismo haz externo. Según este teorema, la proporción de fluencia de fotones secundarios dispersados respecto de la de fotones primarios será constante en ambos medios si se da que todas las distancias geométricas, incluyendo los tamaños de campo, están escalados de forma inversa a la densidad. Esto significa que la dosis en los correspondientes puntos de ambos medios será la misma si todas las dimensiones en las geometrías de irradiación se escalan inversamente a la densidad.

Si bien es cierto que estos dos teoremas proporcionan una buena aproximación al problema de los cambios de densidad, no deberían, sin embargo, aplicarse sin reconocer las asunciones inherentes a ellos. Sus aplicaciones a órganos heterogéneos son limitadas ya que tanto la densidad como las composiciones atómicas son susceptibles de variar simultáneamente (p.ej. los huesos o prótesis). Además, el teorema de Fano se funda implícitamente sobre los mismos principios que regulan el EPC, requisito que suele minusvalorarse o pasarse por alto (APPM 85, 2004).

Hasta aquí se ha enfatizado el efecto de la densidad en los valores de fluencia fotónica y dosis en el eje central del haz, pero la densidad también afecta a la penumbra del haz en el órgano, debido a una pérdida lateral de EPCT en las fronteras del haz. Por tanto, dichas fronteras se vuelven borrosas en materiales de densidad baja debido al incremento de movimiento lateral de partículas cargadas. Los cálculos mediante Monte Carlo han demostrado que el ancho de la penumbra primaria es inversamente proporcional a la densidad del órgano, mientras que ésta tiene el efecto contrario en la penumbra secundaria o de dispersión, ya que la dosis de dispersión disminuye a la par que la densidad. Por tanto, la proporcionalidad inversa del ancho de penumbra respecto de la densidad no resulta válida para la dosis total. El informe 85 del APPM (2004) sostiene que para un haz de rayos X de 18 MeV, las medidas del ancho de penumbra (80%-20%) son 2,4 veces mayores en maniqués con densidad equivalente al pulmón que en maniqués de agua, mientras que para

haces de 4 MeV, el ancho de penumbra es ligeramente menor en el medio de densidad más baja. Este efecto de degradación de penumbra debe tenerse en cuenta cuando el tratamiento pretende asegurar una cobertura total del objetivo de la planificación.

3.3.4.2 Efectos del Número Atómico

El patrón de distribución de dosis en presencia de inhomogeneidades de alto número atómico se ve perturbado debido a una serie de complicados efectos, cuales son:

1. La oportunidad de las interacciones que compiten con las Compton (p.ej. producción de pares, que incrementan con el número atómico), pueden reducir la proporción de fotones dispersados por Compton. Además, la producción de pares afecta a la distribución espectral de las partículas cargadas secundarias así como a su intervalo. El frenado de positrones puede también generar fotones terciarios.
2. El coeficiente másico de atenuación depende del número atómico y por tanto la atenuación exponencial de fluencia fotónica y TERMA se acentúa enormemente. Una atenuación aguda puede afectar a la uniformidad de la fluencia fotónica en las regiones *sombreadas*, violando así la condición necesaria para el EPC.
3. El coeficiente másico de absorción energética depende del número atómico y por tanto el KERMA de colisión se ve modificado de forma local por cada material absorbente. Esto resulta bien conocido en dosimetría de rayos X del orden del kilovoltaje, donde se emplea un factor en el cálculo del aumento de la dosis a hueso para una fluencia dada, asumiendo EPC. Para fotones del orden del megavoltaje, el KERMA de colisión puede emplearse de forma similar en el cálculo de la dosis local, pero sólo si hay una masa de materiales suficiente para establecer el EPC o, al menos, EPCT. Éste no suele ser el caso en regiones óseas pequeñas y tales cálculos de dosis basados en proporciones de K_c no son muy precisas en dichas regiones.
4. Con un número atómico mayor, se requiere un análisis más detallado del transporte de electrones en los haces de rayos X del orden del megavoltaje. La dispersión múltiple de partículas cargadas por los núcleos se acentúa produciendo una variación local de su distribución angular, la cual puede también quebrar las condiciones de equilibrio, produciendo así *puntos calientes o fríos* (Werner *et al.*, 1987). Por ejemplo, la retrodispersión producida por materiales de alto número atómico proporciona una contribución notable a la fluencia y dosis de electrones en la interfaz entre el órgano blando y dicho material. En las interfaces metálicas de implantes protésicos, la dosis aumenta hasta un 50% en la dirección de retrodispersión, dentro del intervalo de electrones puestos en movimiento por rayos X de 18 MeV. A energías tan altas, la zona de transición se extiende varios centímetros y puede por ende afectar a un volumen importante del órgano u órganos adyacentes, suscitando una serie de potenciales reacciones clínicas adversas (Stenson *et al.*, 1997).

En suma, la solución más general para correcciones de inhomogeneidades debe tener en cuenta tanto los cambios en las densidades electrónicas como los cambios en el número atómico de los órganos atravesados por los fotones primarios, fotones secundarios y partículas cargadas. Debido a la predominancia de órganos similares al agua y de las interacciones Compton y Coulomb en su interior, la densidad electrónica de los órganos resulta el parámetro más relevante. Aun así, debe tenerse siempre presente la necesidad de

considerar de forma especial los números atómicos elevados en huesos y prótesis metálicas, especialmente en energías del orden del megavoltaje.

3.3.5 Introducción a los Principios de Superposición y Convolución

El principio de superposición es muy general y se emplea en numerosas disciplinas de la física y la ingeniería. Puede servir como base universal y ayuda en la comprensión y categorización de los métodos de corrección de inhomogeneidades en un marco común. En este contexto, los emplazamientos iniciales de interacciones fotónicas pueden verse como *fuentes* de energía y los *kernel puntuales* son funciones de propagación de la energía o funciones de difuminado. Para un haz externo de radiación, se desencadena una cascada de radiación secundaria desde cualquier punto de interacción primaria con el paciente. La magnitud del impulso de los fotones primarios es la energía liberada en cada lugar de interacción, o la energía total liberada por unidad de masa (TERMA), y depende de la fluencia fotónica primaria. El patrón de energía propagada desde el punto en que se libera, por unidad TERMA, es la función de propagación de energía total o *kernel*. Las correcciones de inhomogeneidades están esencialmente enfocadas a modificar los valores primarios de TERMA, basándose principalmente en la atenuación de la fluencia fotónica, y también están enfocadas a modificar las funciones de propagación de la dosis en cada punto del paciente. Algunos métodos más precisos emplean varios *kernel* para cada posible mecanismo de interacción y cada *kernel* se corrige de forma individual respecto de las inhomogeneidades.

Este método de superposición para cálculos de dosis fue sugerido por vez primera para haces de radiación externa por Roesch (1958), quien describió una *función de influencia*. El concepto se exploró de forma semiempírica con objeto de explicar la porción de *buildup* o acumulación en las curvas de dosis en profundidad para haces de rayos X de altas energías.

Matemáticamente, la dosis se obtiene a partir de una integral general de superposición:

$$D(\vec{r}) = \int T(\vec{r}')K(\vec{r};\vec{r}')d^3\vec{r}' \quad \text{Ec. 41}$$

donde $T(\vec{r}')$ describe la energía total liberada por las interacciones de los fotones primarios por unidad de masa, o TERMA, en \vec{r}' y $K(\vec{r};\vec{r}')$ es el *kernel* de propagación de la dosis que describe la fracción de energía depositada en \vec{r} por partículas secundarias originadas en \vec{r}' y que permite ser variante en el espacio. Esta operación resulta compleja computacionalmente ya que cada punto del volumen irradiado (r') contribuye a cada punto de dosis (\vec{r}') con un par ($\vec{r};\vec{r}'$) a la vez. En el caso especial de un *kernel invariante* en el espacio, como el de un material absorbente homogéneo, la superposición deriva en una integral de convolución puesto que la contribución de dosis depende sólo de la *posición relativa* de la dosis y de los pares puntuales de dispersión. Puede ser evaluada en el espacio real como una integral o en el espacio de Fourier como una multiplicación más sencilla:

$$D(r) = F^{-1}[F\{D\} = F\{T\} \cdot F\{K\}] \quad \text{Ec. 42}$$

donde F y F^{-1} designan la Transformada de Fourier y la operación inversa. Este método de convolución está basado en varias suposiciones, pero reduce enormemente el tiempo de

computación cuando la dimensionalidad de las integrales es alta (a saber, en 3D) y si se aplica la Transformada de Fourier Rápida (Field *et al.*, 1987).

Capítulo 4

4. Planificación en Radioterapia

4.1 Planificación de un Tratamiento

La planificación de tratamientos de radioterapia es el proceso mediante el cual se proyecta la forma más apropiada para irradiar al paciente. Se trata de una combinación de los siguiente cinco pasos fundamentales:

1. Determinar un posicionamiento del paciente apropiado y un método de inmovilización de forma que los tratamientos puedan ser reproducibles.
2. Identificar la forma y la localización del tumor (a saber, el *objetivo*) y de los órganos de riesgo vecinos.
3. Prescripción clínica.
4. Determinar una disposición del haz o haces apropiada.
5. Evaluar la distribución de dosis resultante.
6. Calcular y determinar los ajustes de la unidad de tratamiento necesarios para impartir la dosis absoluta requerida.

Antes de comenzar el tratamiento es necesario determinar la naturaleza y alcance del tumor utilizando distintas técnicas de diagnóstico. A veces resulta posible llevar a cabo la investigación a partir del diagnóstico de forma que se proporcionen los datos necesarios para el tratamiento sin procedimientos adicionales, pero normalmente se debe llevar a cabo un estudio de imagen independiente. Esto se debe a que los requerimientos de imagen en diagnóstico y en el tratamiento suelen ser incompatibles. La prioridad en diagnóstico es la obtención de imágenes independientes de los dispositivos de irradiación con una buena resolución del tumor. La planificación requiere un modelo geométrico tridimensional del paciente muy preciso en la posición de tratamiento exacta, además de proporcionar una manera de trasladar las coordenadas del paciente a las de la máquina. También requiere conocer la distribución de densidad electrónica en el paciente para poder aplicar las correcciones de inhomogeneidad de los órganos en el cálculo de dosis.

En situaciones normales, los ajustes del haz se establecen como solución de partida y la planificación consiste principalmente en establecer la geometría correcta del haz seguida de un cálculo de dosis con objeto de determinar los ajustes de unidades de monitor requeridos. Se debe tener también en cuenta que la posición relativa de los haces, entre ellos, puede tener un efecto significativo en el gradiente de dosis producido en los límites del volumen del objetivo. Por tanto, si el contorno del volumen del objetivo se determina mediante la penumbra de un único haz, el gradiente de dosis será menor que si se emplean más haces. Por este motivo no resulta suficiente para la planificación tener únicamente en cuenta los aspectos geométricos. Al determinar los márgenes del campo a aplicar geoméricamente en tratamientos no estándares, se debe considerar en detalle la relación entre el contorno del volumen del objetivo y la forma de la distribución de dosis.

4.1.1 Definición del Objetivo

El uso terapéutico de la radiación es fundamentalmente una técnica de tratamiento de tumores malignos. La radioterapia es un tratamiento local, que se emplea de forma complementaria a los tratamientos sistémicos como la quimioterapia y las terapias hormonales y también como tratamiento principal. Resulta importante destacar que la actividad anti-cancerígena de la radioterapia sólo se produce en los órganos irradiados directamente por el haz primario.

La definición del tumor, de los Órganos Adyacentes en Riesgo (OAR) y de otras estructuras anatómicas es por tanto una parte esencial del proceso de planificación para asegurar que el tamaño, el número, la trayectoria y el peso de los haces son óptimos en relación con estas estructuras. Esto asegurará además que la dosis de radiación prescrita se imparta al volumen apropiado del órgano que porta el tumor, de forma que lo trate (cure o palíe los síntomas) incurriendo en una tasa y severidad de morbilidad de radiación aceptables.

En los últimos años, la radioterapia se ha tornado cada vez más compleja. La tendencia actual camina hacia la implementación de la radioterapia conformada y de la Radioterapia de Intensidad Modulada (RIM). Éstas tienen por objetivo reducir la toxicidad en los órganos normales limitando la irradiación de dichos órganos, pero a su vez irradiando el tumor de forma que se abarque el máximo posible de su volumen. Ello debe resultar en una reducción de la morbilidad para una dosis absorbida dada, en comparación con las técnicas de tratamiento estándares. Estos tratamientos requieren alta tecnología y sólo cumplirán su objetivo si la dosis terapéutica absorbida se imparte al tumor de forma fiable y reproducible, día a día, durante el curso del tratamiento.

El informe 53 de la International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU (1993, 1999) estipula los protocolos estándares para la realización de informes en tratamientos de radioterapia de cualquier grado de complejidad. En ellos se recoge la terminología estándar para describir los volúmenes relevantes en la planificación de tratamientos de radioterapia. Entre los términos empleados en dicho informe, se encuentran los siguientes:

- *Volumen Macroscópico del Tumor (GTV¹)*, es la extensión palpable, visible y demostrable; la localización de la formación maligna.
- *Volumen Objetivo Clínico (CTV)*, es el volumen de tejido que comprende el GTV más un margen que considera cualquier extensión microscópica del tumor primario o expansión de nodos linfáticos en la región.
- *Volumen Objetivo de la Planificación (PTV)*, es generalmente el volumen geométrico definido durante el proceso de planificación de forma que contemple las incertidumbres de movimiento del órgano o tumor y mecánicas de la máquina, comprendiendo tanto el GTV como el CTV.
- *Volumen Tratado (TV)*, es el volumen de tejido comprendido por una superficie de isodosis seleccionada y especificada por el médico de forma que se cumpla el objetivo del tratamiento.
- *Volumen Irradiado (IV)*, es el volumen de tejido que recibe la dosis absorbida considerada significativa en relación con la tolerancia normal del tejido.

¹ La mayor parte de las siglas se proporciona según los términos en inglés.

- *Órganos en Riesgo* (OAR), son los órganos adyacentes al PTV que no son objetivo, puesto que no contienen células malignas. El fin, por tanto, debería ser minimizar la irradiación de los OARs puesto que suelen ser relativamente sensibles a los efectos de las radiaciones ionizantes y su lesión puede conllevar una morbilidad sustancial.

La adquisición de imágenes de alta calidad y la definición de los volúmenes de la ICRU 50 son partes integrales de una planificación de tratamiento. La definición del contorno de estos volúmenes (segmentación) es un proceso tedioso que requiere una gran cantidad de tiempo, y por tanto es susceptible de errores aleatorios e incertidumbres.

La creciente sofisticación en las planificaciones de radioterapia ha maximizado las capacidades para delinear los volúmenes definidos por la ICRU con precisión y consistencia. Además, el *British Institute of Radiology*, BIR (2003) ha desarrollado una metodología para incluir incertidumbres aleatorias sistemáticas en la definición de los volúmenes y en las planificaciones. Se han delimitado así los distintos orígenes de las incertidumbres: errores sistemáticos que pueden ser bien Gaussianos (segmentación manual, posicionamiento del objetivo, forma, tamaño) bien uniformes (respiración, algoritmos del planificador) o bien errores de ejecución del tratamiento asumidos como Gaussianos.

4.1.2 Adquisición de Datos del Paciente

La adquisición de datos del paciente es el primer paso en el proceso de la planificación de tratamientos. Resulta necesario por tres motivos principales: 1) para evaluar la posición y extensión del volumen objetivo en relación con las otras estructuras anatómicas, particularmente con los órganos en riesgo. 2) Para obtener los datos necesarios que aseguren una distribución de la dosis precisa. 3) Para adquirir la información necesaria con el fin de preparar una disposición del paciente precisa.

En cualquier caso, resulta fundamental que se defina la posición del paciente al principio y se mantenga a lo largo del proceso de planificación y tratamiento. Los datos del paciente normalmente se adquieren utilizando una única modalidad de obtención de imagen, con el fin de alcanzar las metas enumeradas anteriormente. Los métodos más comunes son la Tomografía Computarizada (TC), la Resonancia Magnética (RM), cada vez más importante en planificación, y la Tomografía por Emisión de Positrones (TEP), la cual, debido a que no registra información de densidad electrónica, requiere el uso conjunto con imágenes TC.

Una cuestión importante en el proceso de radioterapia es la capacidad de reproducir con precisión la posición del paciente a lo largo del proceso de tratamiento y de mantener al paciente inmóvil en cada etapa del proceso. La posición debe permitir direcciones de haz óptimas para irradiar el PTV sin colisionar con la máquina de tratamiento o alguno de sus accesorios. Suele ser recomendable el uso de tales accesorios durante la planificación y el tratamiento, entre los que se incluye: bolsas simples rellenas de arena o de bolas, sujeciones de brazos y planchas para el cuerpo (p.ej. en el caso de tratamientos de mama), piezas de termoplástico, bolsas de vacío, dispositivos de poliestireno termoquímico (para apoyar la cabeza o las rodillas) o armazones estereotáxicos (para tratamientos de cerebro). Con el fin de conseguir una mayor precisión se utilizan también una serie de puntos de referencia fijos (anatómicos o *fiduciaros*) que puedan ser vistos de forma sistemática en cada etapa del proceso. Estas imágenes se comparan con una imagen de referencia para poder ajustar los parámetros del haz o la posición del paciente.

Volviendo a las distintas técnicas de adquisición de imagen, cabe mencionar algunos aspectos de la Tomografía Computarizada, ya que se trata de la más utilizada en

planificación de tratamientos debido a su precisión geométrica. Los albores de su uso clínico datan de finales de los años setenta. Hoy se emplea en todos los centros de estudio y tratamiento del cáncer y en la mayoría de centros clínicos locales. Las imágenes TC se obtienen de forma razonablemente rápida y sencilla. Se puede aumentar la resolución de las imágenes del tumor mediante la inyección de un medio de contraste iodado radio-opaco, lo cual resulta particularmente útil para tumores ubicados en el sistema nervioso central. La TC proporciona una serie de datos de imagen 3D fáciles de importar y manejar en cualquier sistema de planificación de tratamiento comercial. La alta resolución se muestra decisiva cuando los puntos de referencia son superficies pequeñas. Una particular ventaja de la TC es que las imágenes son una representación indirecta de las distintas densidades electrónicas de los tejidos que forman la imagen. Debido a que la radiación del orden del megavoltaje interactúa con los tejidos según la densidad electrónica (dispersión Compton predominantemente), los datos de la TC pueden utilizarse directamente para cálculos de dosis absorbida, siempre que se aplique un factor de corrección que tenga en cuenta la energía fotónica del orden del kilovoltaje utilizada para la adquisición de las imágenes. Esto se revela particularmente relevante cuando los haces atraviesan zonas inhomogéneas de los tejidos, tales como los pulmones o los huesos, en los cuales la atenuación es muy distinta a la de un volumen de tejido blando homogéneo. Además, la TC resulta particularmente útil para la determinación del contorno 3D externo del paciente, tarea que devendría verdaderamente tediosa de llevar a cabo de forma manual. El contorno externo se revela fundamental en planificación puesto que define la interfaz entre el aire y los tejidos y por tanto permite al planificador tener en cuenta las variaciones en la atenuación del haz y la oblicuidad de incidencia a la hora de calcular las distribuciones de dosis. Afortunadamente, existen algoritmos de segmentación automática que permiten definir el contorno externo de las imágenes 3D en cada imagen transversal. Se suele adquirir los datos 3D como secuencia de imágenes transversales para las que la resolución está limitada por el espacio entre los cortes o lonchas. Aun así, los escáneres más modernos cuentan con la capacidad de emplear un modo de adquisición helicoidal más rápido. El volumen del que se ha de tomar imágenes está determinado por la región anatómica que ocupa el tumor, la extensión del posible PTV, y las posibles trayectorias de los haces que se utilizarán para abarcarlo. Cualquier posible órgano en riesgo debe ser captado por las imágenes en su totalidad si se ha de calcular histogramas de dosis volumen (HDV) o algún límite biológico tal como la probabilidad de complicación de un tejido normal (NTCP). El protocolo de adquisición de imágenes requiere que se capturen imágenes transversales contiguas de forma que se pueda obtener una estimación 3D completa de la anatomía. Generalmente la separación entre cada corte no debe superar los 10 mm, siendo generalmente de 5 mm o menos, particularmente cuando se registra la zona del tumor y más aún cuando el volumen macroscópico del tumor (GTV) es muy pequeño. La desventaja de capturar imágenes espaciadas con menos de 5 mm es la necesidad de un mayor espacio para archivarlas en el ordenador y el consecuente tedio de dibujar los contornos de un gran número de imágenes individuales, por lo que debe llegarse a un compromiso.

4.1.3 Definición del Haz. Simulación Virtual.

El volumen objetivo de la planificación (PTV) debe recibir una dosis lo suficientemente alta como para cumplir el objetivo terapéutico. Por tanto debe abarcarse por completo con los haces utilizados para tratar dicho volumen. Para tumores en la piel, la definición del haz es sencilla: se utiliza un único haz y su forma refleja directamente la de la lesión tumoral más un cierto margen. A la hora de tratar tumores que no son visibles desde el exterior se requiere el uso de un equipo de rayos X u otro equipamiento médico de

adquisición de imágenes para definir la localización del PTV. Los simuladores de tratamiento están provistos de un tubo de rayos X de diagnóstico, construido siguiendo la misma geometría isocéntrica que la máquina de tratamiento. Cuando se utiliza un simulador resulta fácil identificar la anatomía ósea y se puede llevar a cabo la definición del haz en relación con ésta. Aun así, para superponer con precisión la forma del campo y la forma del PTV, se debe proyectar el PTV (junto con su margen) sobre un plano perpendicular a la dirección del haz. Esto se puede llevar a cabo de tres maneras distintas:

- El PTV puede estimarse implícitamente o dibujarse explícitamente sobre imágenes radiográficas tomadas desde la dirección apropiada del haz en el simulador. Este procedimiento se conoce como enfoque *anatómico*.
- La planificación puede basarse en unas pocas secciones transversales en las que se marque el PTV deseado. La información sobre la posición del PTV puede derivarse de distintas fuentes (incluyendo radiografías planas). Este procedimiento se conoce como enfoque *tradicional*.
- La simulación puede llevarse a cabo en un ordenador utilizando la información 3D completa obtenida normalmente de un escáner de TC. El posicionamiento de los haces se calcula mediante la simulación del paciente en el ordenador, y este procedimiento se conoce como *simulación virtual*.

En el método que a esta tesis ocupa, la simulación virtual, cuando está disponible la información TC completa del paciente en su posición de tratamiento, configura el modelo 3D de dicho paciente. La información de la TC proporciona el mapa básico de la densidad electrónica y densidad física, que permite realizar las correcciones correspondientes de heterogeneidades en los tejidos para el cálculo de dosis. En los sistemas de planificación 3D, los datos de la TC pueden verse no sólo en forma transaxial o transversal, sino también en sus vistas sagital y coronal. Generalmente las vistas sagital y coronal ofrecen una resolución más burda en la dirección craneal-caudal, y sin embargo sirven para obtener una mejor apreciación de la anatomía básica. Como mínimo deben perfilarse los objetivos y los OAR en cada uno de los cortes. Las proyecciones de estos perfiles se muestran en los planos transversales así como en los sagitales y coronales. Resulta útil la posibilidad que ofrecen muchos planificadores de destacar o hacer desaparecer las estructuras que interesen, puesto que el solapamiento de algunas de ellas puede dificultar su identificación en ciertos casos. Además de los planos 2D, también resulta útil disponer de la superficie en 3D de cada una de las estructuras, de forma que se pueda ver, desde distintos ángulos, la dirección e incidencia de los haces en la anatomía. Generalmente la fuente principal de información sobre los parámetros del haz se obtiene del sistema de planificación de tratamiento y lo mejor es transferir estos datos, incluyendo las unidades de monitor, al sistema de registro y verificación del acelerador lineal.

En algunos casos se pueden utilizar direcciones de haces estándares, pero en otros las direcciones incidentes de los haces se seleccionan de forma distinta para cada paciente mediante el sistema de planificación. El planificador permite definir, mediante distintas visualizaciones, la dirección del haz que trata el PTV, de forma que se evite, de la mejor manera posible, la irradiación de los OARs. Una representación muy útil, complementaria a las secciones transversales, es la *Beam's Eye View* (BEV) o Visión Focal del Haz, que se genera tomando un plano perpendicular a la dirección del haz y mostrando su proyección del PTV y de los OAR en relación con los márgenes del haz. Algunos centros de investigación han mejorado sus herramientas de forma que se pueda optimizar de manera semiautomática la dirección del haz, aunque tal optimización se estima limitada.

Una vez determinados los ejes del haz, se genera un BEV que muestre la extensión proyectada del PTV y de los OARs en un plano perpendicular al eje del haz. La forma del

haz se genera entonces a partir de la proyección del PTV, añadiendo un margen que, en el caso de un haz, tenga en cuenta la penumbra –en el de dos o más haces la penumbra depende de su configuración y a veces no es necesario–. El ancho ideal del margen depende del tamaño y profundidad del haz y de si los campos son coplanarios o no. En caso de ser coplanarios, el margen debe ser de entre 4 y 6 mm en las direcciones en que los bordes de los haces coinciden. El blindaje puede efectuarse mediante bloques de aleación diseñados a propósito, o mediante un Colimador MultiLáminas.

Los colimadores MultiLáminas (MLC) no producen distribuciones de isodosis con curvas suaves. La proyección geométrica de las láminas del MLC define aproximadamente la isodosis del 50%, por tanto, debe aplicarse al PTV un margen (unos 6 mm) que tenga en cuenta la penumbra para establecer la forma de campo requerida. Esta forma del campo es la que debe ajustarse con el MLC utilizando uno de los muchos algoritmos de ajuste geométrico. Generalmente los planificadores ajustan las láminas en el exterior, interior o centro de la lámina del MLC (ver Figura 8). En la práctica, puede considerarse que las esquinas de las láminas del MLC están talladas, lo cual proporciona un buen ajuste al 50% de la curva de isodosis.

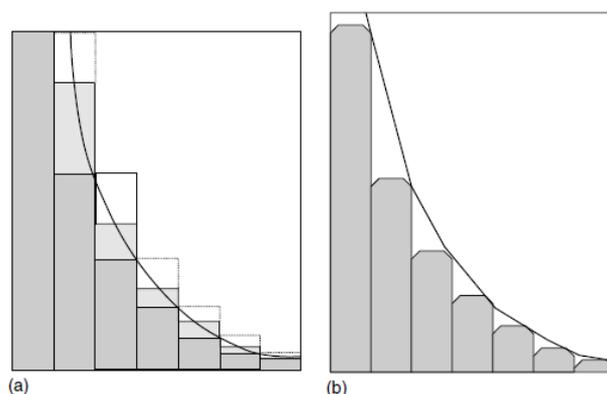


Figura 8. Ajuste de las láminas del MLC.

La anchura de lámina de MLC más usual es de 10 mm en el isocentro. Aun así también existen micro-MLCs con anchuras menores, diseñados para tratamientos de tumores cerebrales. En cualquier caso, el principal criterio para determinar las posiciones óptimas de las láminas es la conformidad de la distribución de dosis con el PTV.

4.1.4 Evaluación Dosimétrica del Planificador

Una planificación de radioterapia ideal abarca de manera uniforme el volumen objetivo y no imparte dosis en los órganos normales adyacentes. Tanto el uso de TC y RM en la planificación de radioterapia como los ordenadores cada vez más potentes y veloces han trocado la planificación 3D en una opción realista. La aparición de más grados de libertad en el uso de disposiciones de haces no-coplanares y la introducción de la modulación de intensidad hacen que las planificaciones sean más difíciles de comparar y de evaluar. Por ello resulta indispensable poseer buenas herramientas de evaluación que simplifiquen el proceso. Dos son las principales formas de visualizar los resultados de dosis: las *curvas de isodosis* y los *Histogramas Dosis Volumen* (HDV).

4.1.4.1 *Curvas de Isodosis*

La información de isodosis puede visualizarse en una planificación 3D mediante superficies de igual dosis, que corresponden a las conocidas líneas de isodosis mostradas en una planificación 2D. Las superficies de isodosis pueden referirse en términos de dosis absoluta (si se ha incorporado al plan la prescripción de dosis) o de dosis relativa (donde la dosis se expresa en porcentaje respecto de una dosis de referencia). Una ventaja de la visualización de dosis relativa es que sirve para cualquier prescripción de dosis, pero resulta menos útil en planificaciones computarizadas puesto que en éstas es más fácil incluir la dosis prescrita mediante un cálculo rápido de la distribución de dosis completa en términos de dosis absoluta. El tipo de visualización depende de los protocolos locales y puede también depender de si el tratamiento requiere más de una fase de irradiación.

El cálculo de distribución de dosis exige la definición de un mallado de puntos superpuestos sobre el volumen en el que se requiere la información dosimétrica. Estos puntos se encuentran contenidos en la superficie externa del paciente y tanto su número como su resolución espacial son el resultado de un compromiso entre la precisión requerida y la velocidad del cómputo, que a su vez depende del algoritmo de cálculo de dosis empleado. Las coordenadas X e Y de estos puntos pertenecen a los planos transversales, mientras que la coordenada en Z puede necesitar una interpretación o interpolación adicional puesto que está limitada por el espacio entre las imágenes obtenidas del paciente. Las líneas o superficies de isodosis en un plano dado suelen obtenerse mediante la interpolación lineal de estos puntos del mallado. Por ello resulta recomendable que el espaciado entre los puntos sea el menor posible de forma que la interpolación lineal se lleve a cabo con la mayor precisión. Si el algoritmo es demasiado lento para una visualización a tiempo real, se puede emplear una resolución menor para las visualizaciones y aumentarla en el cálculo final de dosis. En este caso, debe ser la planificación final la que se imprima y utilice para el análisis de las curvas de isodosis en el PTV de la planificación y en los órganos críticos adyacentes.

Pese a que es posible visualizar la distribución de dosis en términos de dosis absoluta durante el curso del tratamiento, se suele emplear algún tipo de normalización. Los pesos de los haces se pueden ajustar de forma que se imparta el 100% de la dosis en un punto predefinido. Independientemente del método empleado para especificar los pesos o para combinar los haces, la dosis puede renormalizarse respecto del punto de referencia al final del cálculo. Esto facilita la gestión de la uniformidad de la dosis dentro del PTV en base al porcentaje permitido de desviación de la dosis prescrita.

La distribución de la dosis puede disponerse en vistas multiplanares, particularmente en las secciones transversal, sagital y coronal. La posibilidad de elegir entre los distintos métodos de visualización es una característica fundamental en cualquier sistema de planificación de radioterapia moderno. Idealmente un planificador debería posibilitar visualizaciones de la distribución de dosis a tiempo real. Resulta útil visualizar los planos transversal, sagital y coronal al mismo tiempo en una consola interactiva para poder superar así las limitaciones de una visualizar una distribución 3D en un medio 2D. Se han explorado otras posibilidades, como el uso de la Visión Focal del Haz (BEV) a tiempo real con las líneas de isodosis.

4.1.4.2 *Análisis de Dosis en Volumen*

Los cálculos en volumen de los sistemas de planificación 3D proporcionan una gran cantidad de información sobre la dosis, que puede resultar difícil de interpretar y evaluar cuando se visualiza únicamente con curvas de isodosis en varios planos transversales, sagitales o coronales. Resulta mucho más sencillo condensar la información de la distribución 3D de la dosis en un único gráfico, que muestre la distribución de radiación dentro de un volumen de interés definido específicamente, de forma que posibilite la síntesis y el análisis de los datos 3D. Tal representación gráfica se denomina Histograma Dosis Volumen (HDV) y puede definirse como la suma del volumen de los elementos que reciben dosis en un intervalo específico de dosis frente a un conjunto de intervalos de dosis espaciados de forma equitativa. Esto se conoce como HDV *diferencial* y muestra directamente el volumen absoluto o relativo en cada intervalo de dosis o *bin*. Se suelen utilizar con mayor frecuencia las distribuciones de frecuencia dosis volumen *acumulativas*, que son gráficas del volumen que recibe una dosis mayor o igual que cierta dosis dada, frente a la dosis. El volumen comienza en el *bin* de mayor dosis y continúa hacia un *bin* de dosis cero. Normalmente se expresan los volúmenes como porcentaje del volumen total.

Los HDV se pueden emplear durante el proceso de planificación para examinar si la dosis en el volumen objetivo es la adecuada o si es uniforme, así como la cantidad y el valor de puntos de dosis alta en los órganos normales adyacentes. Sin embargo, puesto que no muestran información sobre las posiciones geométricas, no pueden ser el único método de evaluación empleado. Pueden utilizarse también como método de comparación de planificaciones. Para los PTV, los HDV deben mostrar una dosis uniforme y relativamente alta en todo el volumen. La forma debe aproximarse a una función escalón ya que la alta pendiente de su curva muestra que un alto porcentaje del volumen tiene una dosis similar. Una curva ideal mostraría el escalón alrededor de la dosis prescrita. Para los órganos en riesgo que se pretende proteger la curva debería aparecer cóncava.

4.2 El método Monte Carlo en la Planificación basada en Pacientes

4.2.1 *Simulación Monte Carlo del Transporte de Radiación en Aceleradores y Pacientes*

4.2.1.1 *Simulación del Cabezal del Acelerador*

Por lo general no se conocen todos los detalles del acelerador clínico: por ejemplo, las características del haz incidente suelen conocerse sólo de manera aproximada. Resulta importante, no obstante, conocer la sensibilidad y variación de los resultados de la simulación MC respecto de los parámetros de entrada, tales como la posición, dirección y energía del haz que sale inicialmente del acelerador, y respecto de la geometría del cabezal. Se revela por tanto indispensable realizar un análisis de sensibilidad para determinar qué fuente y parámetros geométricos ajustar para optimizar su uso con parámetros específicos de cada usuario.

Los principales factores que influyen en las características del haz fotónico son la energía, distribuciones espaciales y angulares de los electrones que inciden en el objetivo y las dimensiones, materiales y densidades de los componentes que interactúan con el haz (objetivo, colimador primario, filtros, cámara de monitorización, dispositivos de colimación tales como bloques o MLCs, y modificadores del haz tales como las cuñas). Se debe, por

tanto, considerar detalladamente las especificaciones de la geometría y materiales en el código MC, así como verificar los componentes más complejos mediante cálculos independientes. La atenuación del haz fotónico por parte de la cámara de ionización y del espejo de campo resulta despreciable y por consiguiente dichas estructuras pueden omitirse en la simulación MC, excepto cuando se considera la retrodispersión de la cámara. Las mordazas de colimación tampoco tienen un efecto significativo en la energía y distribución angular de los haces fotónicos.

La simulación del paso de haces de partículas por los cabezales de los aceleradores ha sido uno de los hitos fundamentales de los cálculos MC en radioterapia durante muchos años. Las primeras aplicaciones de códigos MC trataban de simular haces de fotones o de electrones para un amplio abanico de aceleradores. Un extenso número de publicaciones han demostrado la precisión de esta técnica a la hora de calcular distribuciones de dosis (Bieda *et al.*, 2001; Sheikh-Bagheri *et al.*, 2002; Tzedakis *et al.*, 2004; Chetty *et al.*, 2002; Libby *et al.*, 1999; Bramouille *et al.*, 2000; Chaney *et al.*, 1994; Ding *et al.*, 2002; Siochi *et al.*, 1999). Recientemente se ha establecido la metodología adecuada para alcanzar una alta precisión en la aproximación de los resultados de la simulación a las medidas de distribución de dosis incluso en el caso de campos grandes, incluyendo las asimetrías y la penumbra.

En el contexto de la planificación de tratamiento, un modelo del haz puede ser cualquier algoritmo que determine la situación, dirección y energía de las partículas transmitidas al algoritmo de cálculo de dosis en el paciente. El correcto diseño del modelo del haz es un prerrequisito importante para obtener un cálculo de dosis preciso dentro del paciente. Los modelos de haz emplean uno de estos tres métodos: 1) uso directo de la información del espacio de fase partiendo de la simulación previa del cabezal del acelerador, 2) desarrollo de modelos virtuales y multi-fuente reconstruidos a partir de la simulación del cabezal del acelerador, con o sin optimización de las medidas o 3) desarrollo de otros modelos derivados exclusivamente de las medidas.

En este trabajo se emplea únicamente el método del espacio de fase. Sin embargo, mientras que el uso directo de la información del espacio de fase proporciona amplios detalles de las interacciones físicas dentro del cabezal de tratamiento, puede no resultar práctico para su aplicación rutinaria en el ámbito clínico. Algunas de sus limitaciones incluyen: 1) requiere amplios conocimientos de la simulación MC, 2) una simulación precisa del espacio de fase depende de la precisión de los parámetros de entrada (tales como la energía incidente) así como especificaciones detalladas de los materiales y la geometría de los componentes del acelerador, que pueden ser objeto de imprecisiones, 3) problemas de almacenamiento (una simulación MC típica requiere unas 10^9 partículas para haces fotónicos, que pueden llegar a sumar varios gigabytes de espacio en el disco duro para un acelerador con distintas energías para fotones y electrones y distintos tamaños de aplicador) y 4) una lectura lenta del espacio de fase puede llegar a convertirse en un cuello de botella en el cálculo. Queda, por consiguiente, claro que se necesita una caracterización precisa y concisa de las interacciones en el cabezal de tratamiento con objeto de llevar a cabo los cálculos de dosis clínicos rutinarios mediante MC.

4.2.1.2 Modificadores del Haz Específicos para cada Paciente

El transporte a través de los componentes que son específicos para cada paciente (tales como los colimadores que definen el campo o el MLC) puede clasificarse dentro de uno de los siguientes tres esquemas, que denominaremos: 1) transporte explícito, 2) transporte explícito-aproximado y 3) transporte pseudo-explícito. En un esquema de transporte explícito, todas las partículas se transportan (con valores de *cutoff* de energía apropiados) a través de los componentes empleando técnicas MC; también se incluye en el

modelado todos los detalles de diseño de la geometría (tales como las puntas romas de las láminas o espacio entre láminas del MLC). En un transporte explícito-aproximado, se emplean aproximaciones en el esquema MC de las historias de fotones y electrones para mejorar la eficiencia del cálculo; por ejemplo, Siebers *et al.* (2002) utilizaron un método aproximativo mediante el cual sólo se transportaban a través del MLC los primeros fotones dispersados por Compton. En un esquema de transporte pseudo-explícito, las distribuciones de fluencia del haz se reconstruyen a partir de la simulación del espacio de fase con el fin de desarrollar subfuentes que caractericen a los componentes, tales como las mordazas que definen el campo, los aplicadores de electrones y el MLC. Los proveedores y técnicos de los aceleradores deben proporcionar parámetros de referencia adecuados para poder llevar a cabo un modelado MC preciso y combinarlo con aproximaciones que permitan un aumento de la velocidad de simulación.

4.2.2 Incertidumbres Estadísticas

4.2.2.1 Varianza Latente y Estimadores de Estadística

Para un número finito de historias independientes simuladas (N), la dosis calculada utilizando el método MC está sujeta a una incertidumbre estadística. Cuando se invoca el teorema central del límite, uno puede demostrar que la incertidumbre estadística es proporcional a $\frac{1}{\sqrt{N}}$, cuando N es suficientemente grande. Generalmente existen dos fuentes de incertidumbre estadística en los cálculos MC de la dosis de un paciente: las resultantes de la simulación del cabezal del acelerador y las concernientes a las fluctuaciones en los cálculos de dosis en el paciente o maniquí. El término *varianza latente* describe la incertidumbre debida a las fluctuaciones estadísticas en el espacio de fase en oposición a la incertidumbre debida a la naturaleza aleatoria de la deposición de dosis en el maniquí. Al utilizar una superficie de espacio de fase calculada con anterioridad, la incertidumbre estadística en la dosis calculada en un maniquí, al reutilizar las partículas de la superficie (asumiendo que son independientes e ignorando las correlaciones entre ellas), se aproximará a la varianza latente finita asociada a los datos del espacio de fase, sin importar el número de veces que ésta se utiliza. El uso de modelos de fuente derivados de las simulaciones con superficies de espacio de fase tenderá a suavizar las fluctuaciones puntuales en el de espacio de fase. Aun así, si la varianza latente es lo suficientemente grande como para introducir un sesgo sistemático, entonces éste se propagará en la superficie del espacio de fase reconstruida (modelo fuente). Los modelos del haz que se derivan exclusivamente de las medidas experimentales, por otro lado, son análogos a aquellos generados utilizando únicamente algoritmos convencionales; la varianza latente, tal y como se ha definido, no concierne a dichos modelos, pero habrá en el modelo del haz otras incertidumbres sistemáticas. Para una estimación de la incertidumbre estadística en el cálculo de dosis en el paciente es necesario tener en cuenta la varianza latente proveniente del cálculo previo de la superficie de espacio de fase así como la incertidumbre aleatoria del cálculo en el paciente. Para hacer esto posible en la práctica, se necesita un desarrollo mayor de las herramientas con el fin de evaluar el papel de la varianza latente en los cálculos de dosis en el paciente. En caso de que ésta resulte un factor significativo en la incertidumbre total, se necesitarán más partículas independientes procedentes de la superficie del espacio de fase en la simulación del paciente. Cabe subrayar que todos los modelos de haz están sujetos a incertidumbres sistemáticas, que son análogas a las introducidas por la varianza latente. Todos los modelos, además, están sujetos a incertidumbres debidas a imprecisiones propias del modelo.

Existen dos métodos comunes para calcular las incertidumbres estadísticas: el método por lotes o el método historia-a-historia. En el método por lotes, la incertidumbre estimada (error estándar de la media, $s_{\bar{x}}$) de un resultado, X , viene dado por

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n(n-1)}} \quad \text{Ec. 43}$$

donde n es el número de lotes independientes, X_i es el resultado (como puede ser la dosis) en el lote i , y \bar{X} es el valor medio de X en todos los lotes. El tamaño de la muestra viene entonces dado por el número de lotes, donde cada lote representa el cálculo de la misma cantidad llevado a cabo con archivos de entrada de espacio de fase independientes y secuencias de números aleatorias. En el método historia-a-historia, X_i representa el resultado en la historia i (en vez de en el lote i) de forma que el error estándar de la media puede ser reformulado de la siguiente manera:

$$s_{\bar{x}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \right)^2 \right)} \quad \text{Ec. 44}$$

donde N es el número de historias independientes primarias y X_i la contribución al resultado por parte de la historia independiente i . Una cuestión evidente en el método por lotes es que el tamaño de la muestra, n , viene dado por el número de lotes. Al ser n normalmente pequeña (del orden de diez o menos) hay fluctuación estadística en la propia incertidumbre.

Resulta importante considerar, en el cálculo de incertidumbres, la correlación entre una partícula primaria y todas sus secundarias, especialmente en el caso del desdoblamiento por Bremsstrahlung, en la que un amplio número de fotones pueden generarse a partir de un único electrón. Por tanto, para ser estrictamente correctos, estos fotones secundarios deben considerarse como parte de la misma historia. Si no se tiene en cuenta esta consideración, se puede incurrir en la subestimación de la incertidumbre al calcular la dosis, ya que las partículas secundarias serán tratadas como independientes reduciendo por tanto la incertidumbre de forma errónea. Otro caso importante de correlación ocurre cuando una partícula se utiliza varias veces como partícula fuente. En esta situación es importante reciclar las partículas, por ejemplo utilizándolas varias veces, de una sola vez, y tratarlas como parte de la misma historia. Si hubiera que reiniciar el archivo de espacio de fase varias veces, se perdería la correlación entre las partículas que son parte de la misma historia. Estas partículas secundarias serían entonces tratadas como independientes, causando así una subestimación de la incertidumbre.

4.2.2.2 Influencia de las Incertidumbres Estadísticas en las Distribuciones de Dosis

Para distribuciones de dosis en radioterapia, $s_{D_i} \propto \sqrt{D_i}$, donde s_{D_i} es una estimación del error estándar de la media (desviación estándar \sqrt{N}) de la dosis en el vóxel i y D_i es la dosis en dicho vóxel. La incertidumbre fraccional o relativa en la dosis es

$$F_{D_i} = s_{D_i}/D_i \propto 1/\sqrt{D_i} \quad \text{Ec. 45}$$

Dicho de otro modo, la incertidumbre fraccional de la dosis en un vóxel decrece al aumentar la dosis. Esta relación proporciona una aproximación útil cuando se observan

distribuciones de dosis, ya que implica que la incertidumbre relativa de la dosis en regiones de altas dosis será menor que en las regiones de dosis menor, aunque la incertidumbre absoluta sea generalmente mayor.

De la Ecuación (47) concluimos que la incertidumbre es aproximadamente proporcional a $\frac{1}{\sqrt{N}}$. Ya que el tiempo de simulación $T \propto N$, se puede ver que para alcanzar una precisión absoluta ($s_D = 0$) en una simulación MC se requiere un tiempo de cálculo infinito. Afortunadamente no se requiere una precisión absoluta en los resultados del cálculo de dosis.

Las distribuciones de dosis en terapia de radiación implican muchos vóxeles en los que se calcula la dosis (por ejemplo, un volumen cúbico con lados de 10 cm contiene 15625 vóxeles con lados de 0,4 cm). Puesto que el subvolumen que recibe una dosis terapéutica puede ser variable, se necesita un método estandarizado para especificar la incertidumbre estadística en una distribución tal. A pesar de que se puede especificar la incertidumbre estadística de único vóxel en una distribución de dosis (como pueda ser el del isocentro o el de mayor dosis), éstos representan medidas bastante pobres para la incertidumbre de una planificación MC completa. De forma alternativa, se puede calcular la incertidumbre estadística en un volumen, tal como el volumen objetivo del plan u otro volumen de dosis, como el volumen que recibe una dosis mayor de un $X\%$ de la dosis de tratamiento, mediante la raíz cuadrada de la varianza media de cada vóxel constituyente. En situaciones en que los vóxeles por sí mismos son importantes, como en el cálculo de dosis en un órgano como la médula espinal, se debe considerar la incertidumbre estadística de cada vóxel de dosis. Debe tenerse en cuenta también que para un número constante de partículas fuente, la incertidumbre estadística también depende del tamaño de dichos vóxeles. Al reducir su volumen con el fin de conseguir un vóxel que se aproxime a un punto, se requerirá aumentar el número de partículas simuladas, de forma que se consiga una precisión estadística constante.

En distintos grados, las incertidumbres estadísticas afectan a todas las medidas de distribución de dosis, incluyendo las tasas de dosis, los perfiles de dosis, los histogramas dosis-volumen, parámetros de respuesta como dosis uniforme equivalente y TCP/NTCP. En una distribución de dosis uniforme, las medidas de dosis más sensibles a incertidumbres estadísticas son los vóxeles de máxima y mínima dosis. Estos valores extremos son por definición los vóxeles que más se desvían de la dosis media. Si se desea una región con dosis uniforme (por ejemplo dentro del PTV), hay que tener en cuenta que jamás lo será utilizando el método de cálculo MC, debido a las fluctuaciones estadísticas entre vóxeles de dosis adyacentes. Los vóxeles mínimo y máximo obtenidos de esta manera diferirán de la media de la distribución de dosis ideal en hasta varias desviaciones *estándar* si hay muchos vóxeles presentes en la distribución. Por ejemplo, en una distribución de dosis uniforme con 15625 vóxeles calculada mediante algoritmos MC, debido a las fluctuaciones estadísticas, hay una probabilidad del 63% de que la dosis en por lo menos un vóxel difiera de la media en más de cuatro veces la desviación estándar (Chetty *et al.*, 2007). En lo que concierne a prescripciones de dosis, la especificación de la dosis máxima en un único vóxel cuando hay un volumen en el que se desea una dosis uniforme resultará en una impartición de dosis en dicho volumen menor de la deseada. Los contornos de isodosis también son sensibles al ruido estadístico. Para campos bien definidos, tales como los rectangulares utilizados en los comisionados del haz, incluso un 1% de incertidumbre estadística provoca fluctuaciones observables en los contornos de las curvas de isodosis (Chetty *et al.*, 2007). Para campos con formas irregulares, la cantidad aceptable de incertidumbre estadística para una observación correcta de curvas de isodosis es una cuestión de preferencia personal que debe pactarse entre el radiofísico y el médico. El informe n°105 del AAPM (2007) sugiere que un 2% en el

vóxel de dosis máxima resulta adecuado al evaluar la isodosis. Cabe recordar que la precisión en la impartición de dosis está limitada a un porcentaje pequeño, y por tanto existe incertidumbre en el posicionamiento real de una superficie de isodosis incluso cuando la dosis se calcula con algoritmos MC.

Las cantidades de dosis integradas, tales como los Histogramas Dosis Volumen son menos sensibles a la incertidumbre estadística. Los HDV computados con el método MC representan el verdadero HDV (el calculado en una simulación con 0% de incertidumbre), convolucionado con una distribución de incertidumbre estadística. Teniendo esto en cuenta, se puede evitar el ruido estadístico en los HDV mediante la deconvolución de la incertidumbre, permitiendo así una disminución substancial del número de historias requeridas, dependiendo de la complejidad del HDV. En general el efecto de difuminado debido al ruido estadístico es mayor para HDVs con curvas más abruptas, como las de los PTVs, mientras que en los HDV más suaves el efecto es menor.

Un método para reducir el efecto de las incertidumbres estadísticas en las distribuciones de dosis MC consiste en post-procesar la distribución de dosis. Este método ha sido acuñado como *método de eliminación de ruido o suavizador*. Existen varios métodos como el filtrado digital, el *umbral wavelet*, la difusión anisotrópica adaptativa y la eliminación de ruido basada en el problema de minimización, empleados con dicho fin. La eliminación de ruido es un método aproximado que mejora la eficiencia (no es un método de reducción de varianza) y que puede introducir un sesgo sistemático en los cálculos. No obstante, las técnicas de eliminación de ruido son útiles puesto que pueden reducir la incertidumbre global cuando la componente aleatoria decrece más que crece la sistemática.

Los métodos de eliminación de ruido reducen el número de partículas (y por tanto tiempo de cálculo) requeridas para alcanzar una incertidumbre determinada en un factor de 3-10. Las técnicas de eliminación de ruido requieren una validación correcta considerando el abanico completo de circunstancias clínicas antes de ser incorporadas a los algoritmos MC.

4.2.3 Prescripción de Dosis y Cálculos en Unidades de Monitor

La naturaleza estocástica del método MC plantea distintas cuestiones en cuanto a la prescripción de dosis. Resulta común en la práctica clínica prescribir la dosis en un único vóxel o basar la prescripción de la dosis en el vóxel de máxima o mínima dosis. Sin embargo, en una distribución de dosis aproximadamente uniforme, los valores extremos (vóxeles de máxima y mínima dosis) están sujetos a una gran fluctuación estadística e incluso los otros vóxeles, de forma individual, pueden ser objeto de cierta falta de precisión a la hora de calcular las unidades de monitor. Los métodos estándares de análisis en las planificaciones de tratamientos que utilizan distribuciones de isodosis e Histogramas Dosis Volumen emplean la dosis media en un determinado volumen. Resulta lógico extender esta práctica a la prescripción de dosis, evitando por tanto cuestiones de precisión en las dosis calculadas en volúmenes pequeños. Por ejemplo, se puede prescribir una dosis en una superficie de isodosis, en el isocentro de una región de dosis uniforme (mediada en varios vóxeles) o en un punto de un histograma dosis-volumen. En la práctica cada vez es más común calibrar la distribución de dosis calculada mediante un cálculo en la geometría estándar allí donde el acelerador está preparado para impartir una cierta dosis por Unidad de Monitor (p.e. 1cGy/UM), en un vóxel dado. En tal caso, la dosis en el punto de calibración podrá calcularse con una muy buena precisión realizando la media de un gran número de vóxeles en una región de dosis uniforme.

La normalización de los cálculos de Unidades de Monitor en vóxeles específicos dentro del volumen objetivo en planificaciones clínicas rutinarias puede verse dificultada por grandes fluctuaciones estadísticas en las dosis de los vóxeles individuales. A pesar de que la práctica clínica de la planificación cada vez tiende más a las prescripciones de dosis basadas en volúmenes, particularmente en planificaciones IMRT, la capacidad de realizar segundos análisis de UM con la finalidad de su verificación resulta un elemento cada vez más importante de la práctica estándar. De esta forma, hasta que estén al alcance soluciones más eficientes, las prescripciones con cálculos de UM basados en vóxeles singulares deberán realizarse con la mayor precisión posible.

4.2.4 Conversión TC-a-Material

En los algoritmos convencionales, las densidades electrónicas obtenidas de las imágenes TC se utilizan para calibrar la influencia de las interacciones de radiación primarias e, idealmente, secundarias. Los algoritmos MC emplean la densidad del material y su composición atómica en la simulación del transporte de partículas. Las distintas composiciones atómicas de los materiales del paciente (tejido blando, hueso, aire, etc.) se traducen en distintas secciones eficaces para las distintas interacciones radiactivas. Mientras que las composiciones de los materiales no pueden determinarse por una única energía de TC, sí que pueden aproximarse de forma indirecta estimando la densidad másica a partir de la densidad electrónica, pudiendo asignar así a cada vóxel un material. En algunos códigos MC la especificación de cada material se lleva a cabo mediante la relación directa de los números Hounsfield (HU) de la TC con los coeficientes de interacción del material, basándose en la parametrización de los materiales representativos del paciente.

Los números Hounsfield (HU) representan las distintas densidades del cuerpo en la imagen TC. Su escala es una transformación lineal de la medida del coeficiente de atenuación, la cual viene representada por una función o curva de calibración. El número TC exacto de un píxel se relaciona con el coeficiente de atenuación de rayos X del tejido que se encuentra en el voxel correspondiente. Adopta tres valores importantes: el agua es la unidad cero, el aire se define arbitrariamente en -1000 y la densidad del metal en +1000.

Con objeto de asegurar una correcta correspondencia entre los HU y los materiales, ésta debe establecerse durante el proceso de obtención del TC y del comisionado del sistema de planificación. Si se quiere asegurar una especificación apropiada del material, es deseable disponer de diversas tablas de conversión, que deben seleccionarse en base al conocimiento de las características particulares de cada paciente. El empleo de curvas de calibración múltiples reduce el volumen de tejidos inapropiados en las regiones a tratar, tales como el tejido pulmonar en la próstata, etc. Los estudios más recientes sobre la influencia de las composiciones de materiales en las distribuciones de dosis (Verhaegen *et al.*, 2005) revelan errores en dosis de hasta un 10% en fotones de 6 y 15 MeV, y un 30% en electrones de 18 MeV, debido a errores de asignación de densidad o de material, al comparar las distribuciones de dosis de un maniquí conocido y las de un maniquí basado en imágenes TC con composiciones y densidades asignadas mediante un proceso de conversión. Se desaconseja el empleo en simulaciones MC de técnicas de conversión basadas puramente en densidades másicas (p.ej. asumiendo el agua como único material del paciente pero con densidad variable), tal y como se emplea en los algoritmos convencionales, ya que la mayor parte de estos métodos ignoran la dependencia de las interacciones de las partículas con el material, lo cual puede llevar a discrepancias notables en materiales de alto número atómico.

Los artefactos (errores de observación) en los números TC causados por cuestiones tales como el endurecimiento del haz o por estructuras de alta densidad pueden resultar

importantes en los cálculos de dosis con MC. También pueden surgir otros artefactos, por ejemplo, cuando el escáner TC se encuentra con un contorno con ángulo muy acusado, como pueda ser la superficie de un maniquí sólido rectangular, situación en la cual el borde puede resultar difuminado tras la reconstrucción de la imagen. Tales cuestiones son relevantes tanto para los algoritmos basados en MC como los no basados en MC, y requieren que se las tenga en consideración para poder llevar a cabo los cálculos de dosis con precisión en las regiones de *buildup*.

4.2.5 Dosis en Agua y Dosis en Medio

Históricamente, las medidas y cálculos en radioterapia se han llevado a cabo o han sido especificadas en términos de dosis absorbida en agua (D_w). Con el advenimiento de los algoritmos basados en MC, las simulaciones del transporte de partículas se producen en medios que representan los materiales del paciente; por tanto, la dosis se especifica en términos de dosis absorbida en el medio del paciente (D_m). Para materiales cuyas densidades están cercanas a $1,0 \text{ g/cm}^3$, la diferencia entre D_w y D_m , para fotones en el orden del megavoltaje, es pequeña (1%-2%); pero para materiales cuyas densidades son mayores, como el hueso, la diferencia puede ser notable (15%), ya que los poderes de frenado del agua y de estos materiales de alta densidad difieren significativamente. Por tanto, existe una diferencia sistemática entre la dosis calculada utilizando algoritmos analíticos convencionales y las simulaciones MC, como podremos comprobar en apartados ulteriores.

Para poder emplear las simulaciones MC en las prácticas clínicas ordinarias, así como para poder comparar la D_m con los resultados antiguos basados en D_w , hace falta convertir las D_w a D_m en prescripciones de dosis, curvas de isodosis, histogramas dosis-volumen y otras medidas relacionadas. La disyuntiva sobre si se debe emplear la D_m en lugar de la D_w directamente en las prescripciones clínicas sigue siendo un tema de debate. Los argumentos a favor de emplear la D_m incluyen:

- La D_m (dosis en los órganos de interés) es la cantidad calculada de forma inherente en los algoritmos de dosis MC: esto puede resultar de mayor relevancia clínica que las dosis en las que se basa la experiencia clínica previa, que son estimaciones aproximadas de la dosis verdadera.
- La conversión de D_m a D_w puede implicar una complejidad adicional e introducir incertidumbre en la dosis.
- La diferencia entre D_m y D_w para materiales de órganos equivalentes es más bien pequeña y es probable que su impacto en la práctica clínica sea mínimo.
- Se sabe que, debido al movimiento del órgano objetivo, la dosis real impartida en el curso de un tratamiento puede resultar significativamente diferente de la dosis planificada. Así, la conversión de las dosis computadas con MC a D_w acarrea la discusión sobre la conversión de dosis en “un paciente estático”, y sobre si las planificaciones 4D y técnicas de impartición deberían volverse rutinarias en las prácticas clínicas.

De momento, hasta que los nuevos estudios proporcionen una justificación clínica para la selección de D_m o D_w , es consenso entre los distintos investigadores del campo que los resultados de MC deben a) indicar explícitamente el material en el que se computa la dosis y b) permitir la conversión entre D_m y D_w utilizando el método más apropiado al caso.

4.2.6 Efecto del Tamaño de Vóxel

Como ocurre con cualquier algoritmo de cálculo de dosis, la dosis calculada se ve afectada por el tamaño del vóxel. En cálculos MC, los valores típicos de tamaño de vóxel son de 2-5 mm de lado para tamaños de campo mayores de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y 1-2 mm para campos menores de $3 \times 3 \text{ cm}^2$. En los cálculos que incluyen detalles geométricos del MLC en el modelo, serán necesarios tamaños de vóxel no superiores a 1-2 mm para disminuir el volumen medio de la dosis debido a la fuga entre y en las láminas. Como ocurre con los algoritmos convencionales, los cálculos TRIM basados en MC deberán realizarse utilizando tamaños de vóxel de 2-3 mm o inferiores en las regiones de alto gradiente. Además de afectar a la resolución espacial, el tamaño de vóxel también afecta a la incertidumbre estadística: al reducir el tamaño se incrementa la incertidumbre relativa para un número fijo de partículas fuente, puesto que así se deposita un mayor número de éstas en un volumen menor. Si se incrementa el tamaño de vóxel (y, por tanto, el volumen) se reducirá la incertidumbre relativa pero puede que se introduzcan errores debido a una resolución espacial pobre. Por todo ello se debe buscar un compromiso, que alcanzaremos, para el caso que ocupa a esta tesis, en el apartado 6.4.4.

Capítulo 5

5. Descripción del código MCNP

5.1 Introducción. ¿Por qué MCNP?

La selección de MCNP como código a acoplar con el sistema de planificación de radioterapia PLUNC responde a tres motivaciones fundamentales. La primera radica en las capacidades de simulación del código: MCNP emplea una definición de fuente en general mucho más sofisticada que otros códigos MC y es mucho más flexible en lo que se refiere a la especificación de la geometría simulada. Esto resulta enormemente útil para las simulaciones con geometrías voxelizadas de pacientes reales, que terminan siendo más complicadas de simular en códigos como el EGSnrc. La segunda deriva del objetivo de crear una herramienta de interfaz entre el TPS PLUNC y el propio código MC, que sea tan adaptable como sencilla de diseñar y gestionar. De la segunda sigue naturalmente la tercera, que resulta básicamente de la experiencia acumulada por el Departamento de Ingeniería Química y Nuclear de la UPV con el código MCNP, el cual, durante años de trabajo, ha sido optimizado, paralelizado y estudiado a fondo, proporcionando así una gran capacidad para adaptar las simulaciones del transporte de partículas al campo de la planificación en radioterapia.

El código MCNP (Monte Carlo N-Particle) es un código de transporte de radiación (fotones, neutrones y electrones) basado en el método Monte Carlo, que permite la estimación de magnitudes dosimétricas tales como la corriente, el flujo, la energía depositada o la energía depositada por unidad de masa, normalizadas según el número de historias simuladas. Éste código se originó en *Los Alamos National Laboratory* a partir de la conjunción de diversos códigos de transporte de radiación basados en Monte Carlo. En 1963 salió a la luz el código MCS que solucionaba problemas simples con neutrones, y que se substituyó por el código MCN en 1965, posibilitando así la modelación de geometrías 3D y añadiendo las librerías de secciones eficaces almacenadas en ficheros independientes. Más tarde, en 1973, se originó el código MCNG, que conjugaba el anterior código MCN con el MCG, empleado en el transporte acoplado de neutrones y fotones de altas energías. En 1977 vio la luz la primera versión del código MCNP, que respondía al nombre de Monte Carlo Neutron Photon, constituido por el código MCNG conjugado con el código MCP, que solucionaba problemas de transporte de fotones y neutrones de hasta 1 keV. Desde 1977, el código MCNP ha evolucionado significativamente, dando lugar a un abanico de versiones que abarca desde la versión 4B hasta la serie de códigos TIGER 3.0 (ITS) para el transporte de electrones (Hendricks *et al.*, 1997).

En lo concerniente a la física en que se basa, el código considera, para fotones, la dispersión coherente e incoherente, la posibilidad de emisiones fluorescentes producidas por absorción fotoeléctrica, la absorción en la producción de pares con emisión local de radiación de aniquilación, y la radiación de frenado. Los algoritmos de transporte de electrones del código MCNP se fundamentan en las de los códigos ETRAN (Stephen *et al.*, 1988) y en las series integradas TIGER (ITS) (Halbleib *et al.*, 1988).

En lo referente al diseño de la fuente en el problema, el MCNP proporciona una amplia variedad de recursos que posibilitan una gran cantidad de configuraciones sin que se

haga necesario modificar el código fuente. Resulta también posible describir funciones de probabilidad independientes para cada variable: energía, posición, tiempo, dirección, etc. Así mismo, se pueden utilizar funciones de probabilidad definidas previamente en el código. Además, resulta posible especificar una relación de dependencia entre dichas variables, como podrían ser la energía de la partícula y la dirección de emisión.

En otro orden de cosas, MCNP dispone de librerías de secciones eficaces atómicas y nucleares creadas a partir de los valores existentes en *Evaluated Nuclear Data File* (ENDF), *Evaluated Nuclear Data Library* (ENDL) y *Activation Library* (ACTL) compilados por Livermore, a los que se suman las evaluaciones del grupo de investigación *Applied Nuclear Science T-2* de Los Alamos. La totalidad de los datos mencionados se encuentra listada en el fichero *XDIR* y puede seleccionarse cada uno de ellos en la ejecución de un caso concreto.

De forma global, cuando se escribe la entrada al código MCNP referente a un problema de fotones, se deben incluir los parámetros siguientes:

- Definición de la geometría del problema.
- Definición de la fuente.
- Definición del tipo de registro o “tally”.
- Definición de los materiales.
- Definición de los parámetros relacionados con la física del problema y las condiciones de simulación.

5.2 Versión MCNP5

5.2.1 Librería de Transporte de Fotones: MCPLIB84

El código MCNP5 emplea por defecto la librería MCPLIB84 en el transporte de fotones, que se basa en la librería EPDL97 para cálculos de transporte de fotones del LLNL (*Lawrence Livermore National Laboratory*). La librería MCPLIB84 incluye las secciones eficaces de fotones para los elementos con números atómicos $Z=1$ (hidrógeno) hasta $Z=100$ (fermio) en un rango de energías entre 1 keV y 100 GeV .

En cada elemento el número de intervalos de energía es variable, con lo que el código interpola logarítmicamente los valores tabulados en el caso de compuestos y mezclas. Esta librería incluye además las energías medias por interacción $H(E)$ (*heating number*) para cada elemento.

5.2.2 Librería de Transporte de electrones: EL03

La librería EL03 de secciones eficaces y del resto de datos para electrones se basa en la serie integrada de códigos TIGER (ITS) versión 3.0. El código de Monte Carlo MCNP5 emplea por defecto la librería EL03 en el transporte de electrones, sustituyendo así la anterior librería EL01, que fue introducida en el código por primera vez en la versión 4C. Esta librería es una ampliación de la anterior librería EL01, que se basa a su vez en los códigos ITS versión 1.0.

MCNP5 incluye un modelo de transporte para partículas cargadas condensadas (*condensed random walk*), que consiste en dividir la trayectoria de la partícula en pasos y

subpasos de energía, condensando el número de sucesos al final del subpaso de forma estocástica (*colisiones duras y blandas*) o determinista (*Bremsstrahlung*).

En algunos códigos Monte Carlo el transporte de electrones se contempla bajo la hipótesis CSDA (*Continuous Slowing Down Approximation*), que considera que la pérdida de energía cinética es continua y constante.

5.2.3 Tallies o Registros Dosimétricos en MCNP5

En una simulación Monte Carlo, cada partícula emitida por la fuente puede contribuir a la magnitud dosimétrica que se desea estimar, por lo que se revela necesario registrar cada una de tales contribuciones. Un registro o *tally* es un contador de las contribuciones producidas por cada historia durante una simulación. Se trata de contadores o registros de ciertas magnitudes dosimétricas relacionadas con la corriente de partículas, su flujo y la deposición de su energía.

Existe un número limitado de tipos de *tallies* que, combinados con otras funciones del código, facilitan el cálculo de una gran cantidad de magnitudes de interés. Particularmente, el código MCNP5 incorpora siete *tallies* diferentes para la estimación de resultados durante una simulación.

Cada *tally* en MCNP5 registra una magnitud diferente en situaciones diversas. De esta manera se pueden clasificar en *tallies* de superficie (*F1, F2*), de volumen (*F4, F6, F7, F8*) y puntuales (*F5*). Los primeros realizan el registro cada vez que una partícula atraviesa la superficie de control; los segundos lo hacen cuando la partícula entra y sale del volumen considerado. Los *tallies* puntuales (*F5, FIR5, FIP5, FIC5*) realizan el registro cada vez que una partícula se genera o interacciona físicamente en el modelo. En cada uno de estos sucesos, se realiza el transporte de una pseudopartícula, una partícula virtual que llega al detector en condiciones normales sin ser absorbida en el trayecto y que se elimina después de registrar su contribución. Un asterisco (*) delante de cada *tally* indica que el resultado se multiplica por la energía de la partícula.

La siguiente tabla recoge la nomenclatura, la magnitud que se contabiliza y las unidades en que se expresan los distintos *tallies*:

Tabla 3. Posibilidades de programación de tallies o registros del código MCNP.

NOMBRE	DESCRIPCIÓN	UNIDAD FN	UNIDAD *FN
F1:N F1:P F1:E	Corriente integrada sobre una superficie	Partículas	MeV
F2:N F2:P F2:E	Flujo promediado en una superficie	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F4:N F4:P F4:E	Flujo promediado en una celda	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F5:N F5:P	Flujo en un punto o en un anillo detector	Partículas/cm ²	MeV/cm ²
F6:N F6:N,P F6:P	Energía media depositada en una celda	MeV/g	jerks/g
F7:N	Energía de fisión media depositada en una celda	MeV/g	jerks/g
F8:P F8:E F8:P,E	Distribución de pulsos de energía creados en un detector	Pulsos	MeV
F8:E	Deposición de carga	Carga	N/A

5.2.3.1 Tally de Flujo.

En términos del presente trabajo y de la aplicación clínica del código, el registro más relevante es el *tally* F4. Se trata de un estimador de la longitud de la trayectoria del flujo de una celda. Si se tiene en cuenta que el flujo de una partícula se puede definir como:

$$\Phi(\vec{r}, E, t) = v \cdot N(\vec{r}, E, t) \quad \text{Ec. 46}$$

donde v es la velocidad de desplazamiento de la partícula y $N(\vec{r}, E, t)$ es la densidad de partículas o, lo que es lo mismo, el peso de la partícula W por unidad de volumen V , la integral del flujo queda definida como:

$$F4 = \iiint_V \Phi(\vec{r}, E, t) \cdot dE \cdot \frac{dV}{V} = W \cdot v \cdot \frac{t}{V} = \frac{W \cdot T_l}{V} \quad \text{Ec. 47}$$

Siendo T_l la longitud de traza de la partícula. MCNP calcula la integral sumando los valores $\frac{W \cdot T_l}{V}$ de todas las partículas que atraviesan una celda.

5.2.3.2 Tarjeta FMESH

La tarjeta FMESH permite definir una malla superpuesta a la geometría del problema y establecer el recuento de partículas en cada uno de los *vóxeles*, sobre los que se superpone la malla. Los resultados se escriben en un archivo de salida independiente, con el nombre predeterminado MESHTAL. Por defecto, el recuento de malla calcula la estimación del flujo de partículas, promediada sobre una celda de la malla, en unidades de *partículas/cm²*. Si un asterisco precede a la tarjeta FMESH, se registra en unidades de *MeV/cm²*, y cada partícula contribuye según su energía.

5.2.3.3 Tarjetas DE/DF (DEn Dose Energy Card / DFn Dose Function Card)

Estas tarjetas permiten al usuario introducir una función de respuesta que troca el flujo calculado en un resultado dosimétrico introduciendo una función de respuesta (como los factores de conversión de flujo-a-dosis) en función de la energía. Si se introduce el coeficiente másico de absorción lineal de energía (μ_{en}/ρ) en las tarjetas DE/DF y se calcula el flujo medio energético en un volumen (*tally *F4*), el resultado será la dosis media absorbida en dicho volumen por el material considerado. Ambas tarjetas deben ostentar el mismo número de entradas numéricas y su energía debe incrementarse de forma monótona. Por defecto el MCNP utiliza una interpolación *log-log* entre los puntos.

5.3 Versión MCNPX

El código MCNPX es una versión de MCNP que sigue las historias de partículas hasta rangos de energías del orden del GeV. MCNPX son las siglas para Monte Carlo N-Particle eXtended. De esta forma el código amplía las capacidades de MCNP4C a casi todo tipo de partículas, casi todas las energías y casi cualquier aplicación, reduciendo los tiempos de computación. El código MCNPX es completamente tridimensional. Utiliza las librerías de secciones eficaces más actuales y emplea modelos físicos para las partículas en los casos en que no existen datos tabulados. MCNPX se emplea en radioterapia como en tantas otras aplicaciones. La versión 2.5.0 combina el MCNP4C, un código de transporte general que emplea energía continua, dependiente del tiempo, y combina neutrones, fotones y electrones

en un intervalo de hasta 20 MeV, con MCNPX 2.4, la versión anterior que simula el transporte de partículas a altas energías. Las nuevas características respecto de versiones anteriores incluyen:

- *Física*: transporte perfecto de 34 tipos de partículas a casi cualquier energía, conjugando y cohesionando la física de los modelos y de las tablas de datos nucleares; cálculo de reacciones nucleares CEM2k en el marco de un modelo mejorado; modelos de interacción de hadrones; extensión del modelo físico de neutrones por debajo de 20 MeV; multiplicidad de fisión; retroceso de iones ligeros; generación en línea de secciones diferenciales doblemente diferenciales y residuales; extensión del efecto Doppler (respecto al MCNP5); generación de ventanas de pesado (WWG) y transformación exponencial para los modelos físicos; física de la dispersión térmica $S(\alpha, \beta)$ mejorada.
- *Fuentes*: fisión espontánea; tipos de partículas de fuente múltiple; mejora de la trayectoria de fuente en estructuras de repetición; fuentes de positrones; fuentes en superficies cilíndricas; partículas de fuentes que pueden ser especificadas por descriptores de caracteres; fuentes trasladadas con dependencia.
- *Tallies*: *tally* de distribución de pulsos de energía en un detector con reducción de varianza; funciones de obtención dosis integradas por defecto; *tally* de distribución de pulsos de energía ligeros en detector con anti-coincidencia; *tally* de captura por coincidencia; *tally* de nucleídos residuales; aumento de la velocidad de los *tallies* con *lattice* por órdenes de magnitud; multiplicadores de reacciones de protones; multiplicadores de reacciones fotonucleares; especificación expandida de *tallies* de registros radiográficos.
- *Gráficos*: posibilidad de visualizar los *mesh tallies* (mallado de tally superpuesto sobre la geometría) dentro de MCNPX; gráficos 2D en color de los contornos de los *tallies* en *lattice* y *tallies* radiografía; mejora de los gráficos de la geometría en color; visualización de la geometría del mallado del WWG; visualización geométrica de los *lattice* indexados de forma i, j, k ; visualización de las secciones eficaces fotónicas y fotonucleares.

Entre otras, las principales aplicaciones del código incluyen: diseño de objetivos de espalación en aceleradores; investigaciones en programas de producción y destrucción de isótopos para aceleradores, incluyendo la transmutación de residuos nucleares; investigación en fuentes de energía dirigidas por aceleradores; física médica, especialmente terapias de protones y neutrones; investigaciones en blindajes de la radiación de rayos cósmicos para aviones y naves espaciales; tecnología de imagen basada en aceleradores tal como la radiografía de neutrones y protones; diseño de blindajes en plantas de aceleradores; activación de componentes de aceleradores y aire y agua a su alrededor; investigación del transporte de neutrones y partículas cargadas acoplados para aplicaciones a bajas energías; dosimetría de altas energías y detección de neutrones; diseño de experimentos con neutrinos; Protección Radiológica y blindaje en general; etc.

5.4 Métodos de Reducción de Varianza en MCNP

Una simulación de Monte Carlo análoga es aquella en la que se utilizan las probabilidades naturales para el transporte de partículas, en contraposición a la simulación no-análoga, en la que las probabilidades naturales se modifican para conseguir un mayor número de contribuciones y reducir por tanto el error relativo. Una Técnica de Reducción de

Varianza (TRV), como se ha comentado en apartados anteriores, es un método general que incrementa el número total de contribuciones efectivas en una simulación Monte Carlo.

Una de las máximas preocupaciones del usuario del código es lograr tiempos de ejecución lo más breves posibles obteniendo resultados que sean válidos. En aquellos problemas en los que el muestreo de partículas en la región objeto de estudio resulta más bien escaso debido a la configuración geométrica y energética del caso, si se quiere conseguir una buena estadística se deben emplear TRVs, con las que disminuir el tiempo de computación necesario para obtener resultados lo suficientemente precisos. En definitiva, se trata de seguir las historias de las partículas “interesantes” en detrimento de las “no interesantes”, de realizar una selección de partículas conforme a su contribución a la magnitud que se quiere estimar.

MCNP dispone de diversas TRVs, que, empleadas de forma adecuada, pueden mejorar la eficiencia del cálculo. Se clasifican en:

5.4.1 Métodos de Corte

Son los más sencillos y se fundamentan en la supresión de aquellas partes del espacio físico que no contribuyen significativamente a la solución. MCNP incluye:

1. *Energy cutoff*: se establece un valor de energía de corte de manera que cuando la energía de una partícula cae por debajo de ese valor, su historia finaliza automáticamente.
2. *Time cutoff*: cesa el seguimiento de una partícula cuando el tiempo que se le ha dedicado excede un valor introducido por el usuario y empleado en todo el problema.

5.4.2 Métodos de Control de la Población

Éstos métodos combinan las técnicas de multiplicación de partículas y ruleta rusa en el espacio físico, ya sea realizando una selección geométrica, ya sea estableciendo unos intervalos energéticos de interés. La alteración del número de partículas conlleva una modificación en relación inversa de su peso. Hay las siguientes:

1. *Geometry splitting with Russian roulette* o desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa: cada región del espacio recibe un peso o importancia representada por un número real positivo. La *importancia* de una celda es un parámetro que se utiliza para ayudar a las partículas a moverse de una región a otra, siguiendo importancias mayores.

Cuando las partículas se mueven en una dirección de interés, es decir, pasan de una región de importancia menor a otra de importancia mayor, su número es multiplicado para mejorar su muestreo modificando su peso en relación inversa al factor multiplicador. Por el contrario, cuando se mueven en una dirección menos importante son eliminadas o seguidas con probabilidad relacionada con la pérdida de importancia producida al atravesar los límites entre regiones.

Así, cuando una partícula de peso w atraviesa una superficie que define dos celdas con importancias imp_1 e imp_2 , puede ocurrir que:

Si $imp_2 > imp_1$, la partícula se desdoblará en n partículas de peso w/n , siendo $n=imp_2/imp_1$ el cociente de importancias.

Si $imp_2 < imp_1$, la partícula sufrirá una ruleta rusa con una probabilidad de ser eliminada de $p = 1-(imp_2/imp_1)$. Si la partícula sobrevive, su peso será w/n , siendo $n = imp_1/imp_2$.

Si $imp_2=0$, la partícula es aniquilada al entrar en la nueva celda.

La forma de asignar importancias a las distintas regiones puede realizarse de forma manual a partir de la experiencia y los conocimientos del usuario, o de forma automática recurriendo al recurso de MCNP “*Weight Window Generator*”.

2. *Energy splitting with Russian roulette* o desdoblamiento según la energía con ruleta rusa: es una técnica similar a la anterior a excepción de que en este caso el desdoblamiento o eliminación de partículas se produce en función de la energía y no de la región del espacio en que se encuentran.
3. *Weight window*: se trata de una técnica de reducción de varianza que aplica la estrategia división/ruleta rusa de manera selectiva con dependencia del espacio y de la energía. A grandes rasgos consiste en definir un intervalo delimitado por W_u y W_L de manera que las partículas cuyo peso se encuentre entre los dos valores no sufran reducción de varianza alguna; las partículas cuyo peso sea superior a W_u se dividirán en varias partículas con peso dentro del intervalo de ejecución normal; por el contrario, las partículas cuyo peso no alcance el valor mínimo W_L , experimentarán la Ruleta Rusa y, en caso de supervivencia, su nuevo peso será W_s .

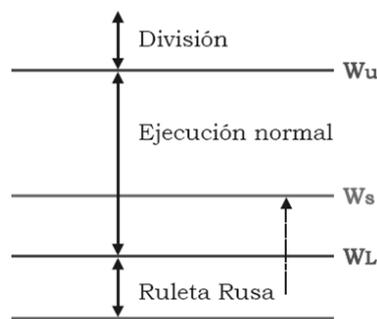


Figura 9. Esquema de la técnica de reducción de varianza *Weight Window* o “Ventana de Pesado”.

5.4.3 Interacción Implícita o “*Survival Biasing*”

La interacción implícita o *Survival Biasing* (SB) es una TRV que consiste en reducir el peso de la partícula en lugar de eliminarla después de una absorción por efecto fotoeléctrico. Si esta técnica está activa durante la simulación, se reduce el número de partículas que son absorbidas por efecto fotoeléctrico. El peso w_j de la partícula después de la interacción implícita con el elemento i se formula como:

$$w_j = w_0 \left(1 - \frac{\sigma_{ph,i}}{\sigma_{t,i}} \right) \quad \text{Ec. 48}$$

donde w_0 es el peso antes de la captura, $\sigma_{ph,i}$ es la sección eficaz microscópica por efecto fotoeléctrico y $\sigma_{t,i}$ es la sección eficaz microscópica total.

MCNP posee dos modelos físicos diferentes de interacción para el transporte de partículas: simple y detallado. El modelo simple ignora el efecto *Rayleigh* o dispersión coherente y la generación de fotones de fluorescencia por efecto fotoeléctrico, activando la interacción implícita durante el transporte de fotones. Este modelo se encuentra activo por defecto para fotones con energías mayores de 100 MeV. El modelo detallado, además de incluir los efectos mencionados, emplea los factores de forma y los perfiles *Compton*, que se utilizan para tener en cuenta la energía de ligadura del electrón al átomo, en la dispersión incoherente. Además, considera el ensanchamiento *Doppler* en la energía de escape del fotón en la dispersión *Compton*. El modelo detallado se encuentra activo por defecto para fotones con energías inferiores a 100 MeV.

La tarjeta PHYS:p permite seleccionar el tipo de modelo físico que se desea utilizar en las simulaciones. La interacción implícita solo se encuentra activa en el modelo simple, que por defecto sólo se utiliza para energías mayores a 100 MeV. Sin embargo, el modelo detallado incluye efectos físicos que pueden ser importantes a bajas energías. Para evitar esto, se ha activado un modelo simple a energías mayores de 1 keV, activando la variable NOCOH (dispersiones coherentes) de dicha tarjeta para producir los efectos deseados.

Cuando la interacción implícita está activa puede ocurrir que existan partículas interaccionando en el modelo con un peso cada vez menor sin ser absorbidas. De este modo, la interacción implícita se utiliza con alguna técnica de control de pesos, como puede ser el *weight cutoff*.

5.4.4 Contribución a un Detector Puntual (PD)

La tarjeta PD (*Point Detector*) controla el número de contribuciones de determinadas celdas del modelo al resultado de un *tally* estimada con un detector puntual. De esta forma, se pueden eliminar o reducir las contribuciones de las celdas menos importantes al resultado final, reduciendo el tiempo de simulación.

5.4.5 Métodos de Modificación del Muestreo

Modifican el muestreo estadístico del problema para elevar el número de partículas por registro o *tally*. El muestreo se realizaría con distribuciones probabilísticas que enviaran partículas en la dirección deseada, o a otras regiones del espacio físico como la energía, el tipo de colisión, el tiempo, etc. Entre éstos se encuentran:

1. *Transformada exponencial*: actúa haciendo que la partícula se mueva en una dirección preferente reduciendo artificialmente la sección eficaz macroscópica en dicha dirección, y aumentándola en otras direcciones.
2. *Captura implícita*: también denominada “supervivencia condicional y “absorción mediante reducción de peso”. Las partículas nunca son absorbidas sino que sobreviven a esta reacción con un peso menor.

3. *Colisión forzada*: se aplica a una celda donde se quiere evaluar alguna magnitud y consiste en dividir todas aquellas partículas que entran en esa región en dos partes: una colisionada y otra no colisionada, asignando a cada parte un peso. La primera de las fracciones es obligada a colisionar, la segunda abandona la celda.
4. La interacción forzada o *forced interaction* (FCL) es una TRV que aumenta el número de interacciones en celdas específicas. Sin embargo, esta técnica se puede utilizar para modelar de forma más precisa la atenuación en celdas de espesores muy pequeños. Esta técnica se activa por celdas, y divide a las partículas que penetran en la celda en dos partes: directa y dispersa.

La parte directa atraviesa la celda sin sufrir ninguna interacción, y su peso w_j se estima como:

$$w_j = w_0 e^{-\mu(E_t)\Delta'} \quad \text{Ec. 49}$$

donde w_0 es el peso inicial de la partícula al entrar en la celda, y $\mu(E_t)$ es el coeficiente de atenuación del material de la celda a la energía incidente E . La distancia entre bordes de la celda en la dirección de la partícula se expresa como $\Delta' = \Delta'/w$, donde w es el coseno director del fotón con el eje Z en el momento de la incidencia.

La parte dispersa, con un peso inicial

$$w_j = w_0(1 - e^{-\mu(E_t)\Delta'}) \quad \text{Ec. 50}$$

interacciona en la celda a una distancia x en la dirección de incidencia

$$x = -\mu^{-1} \ln[1 - \xi(1 - e^{-\mu(E_t)\Delta'})] \quad \text{Ec. 51}$$

siendo ξ un número aleatorio entre [0,1].

La tarjeta FCL permite activar la interacción forzada en las celdas según el usuario.

5. *Condicionamiento de la fuente*: cualquiera de las variables de definición de la fuente radiactiva puede ser condicionada para que se produzcan más partículas, con la correspondiente adecuación de su peso, dentro de los regímenes de interés de cada variable: energía, dirección, etc.

5.4.6 Método del Adjunto

En un proceso de transporte de radiación, las interacciones de los fotones con la materia pueden describirse mediante la ecuación integro-diferencial de *Boltzmann* (Bell and Glastone, 1970). Los fotones originados en el cabezal de un acelerador lineal se caracterizan por la posición, la dirección y la energía. Dichos fotones sufren interacciones en sus trayectorias hacia el cuerpo del paciente, como son el efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton o la producción de pares. En última instancia, la dosis total en la región de interés

se calcula multiplicando el flujo de fotones en dicha región por la función o factores de conversión de flujo a dosis correspondientes e integrando sobre todas las variables independientes (posición, dirección y energía).

La ecuación de transporte adjunto (Bell *et al.*, 1970) describe la propagación de los fotones desde la región de interés con una posición, dirección y energía determinada por la función o factores de conversión flujo a dosis. Los fotones adjuntos se transportan de manera similar a los fotones normales, con la salvedad de que éstos “retroceden” y en realidad adquieren energía en vez de perderla.

El flujo adjunto en un punto del espacio de fase es la contribución a la dosis en la región de interés de un fotón emergente desde ese mismo punto del espacio de fase. Por lo tanto, la dosis total en la región de interés puede calcularse multiplicando la función de la fuente, caracterizada por el espectro del cabezal del Acelerador Lineal, por el flujo adjunto e integrado para todas las variables independientes (convolución de la función de la fuente externa con el flujo adjunto).

Puesto que los cálculos de dosis en Monte Carlo requieren mucho tiempo, cualquier planificación de tratamiento basada en MC debe ser lo más eficiente posible, siguiendo para ello sólo los fotones 'más importantes' que contribuyen más a la dosis en la región de interés, y no considerando los menos importantes. En un cálculo de Monte Carlo adjunto, la mayor parte del tiempo de cálculo se emplea en seguir los fotones adjuntos a través de las regiones con altos flujos adjuntos, que son las regiones que más contribuyen a la dosis (al operador adjunto también se le denomina función de importancia). No obstante, durante un cálculo Monte Carlo normal, la mayor parte del tiempo se emplea en seguir los fotones y electrones a través de las regiones en el espacio de fase caracterizadas por flujos altos. Por desgracia, algunos de estos flujos altos no contribuyen a la dosis final. Dicho de otro modo, los flujos altos no siempre significan altas contribuciones a la dosis y, por tanto, se malemplea el tiempo de cálculo. En suma, los cálculos de Monte Carlo adjunto centran la importancia en el muestreo y realizan un seguimiento de los fotones que más contribuyen a la dosis y, por consiguiente, la relevancia física esencial del método adjunto consiste en que resulta más eficiente que la simulación tradicional (Wang, 2005).

Siguiendo las ideas anteriores, se puede decir que los problemas que pueden resolverse con el método Monte Carlo son esencialmente integraciones. Por ejemplo, el objetivo de la mayoría de los problemas de transporte de partículas con Monte Carlo reside en calcular la respuesta (p.ej. flujo, dosis, etc.) en algún punto (Wagner *et al.*, 1997). Esto equivale a resolver la integral:

$$R = \int_P \Psi(P) \sigma_d(P) dP \quad \text{Ec. 52}$$

donde Ψ es el flujo de partículas y σ_d es una función objetivo en el espacio de fase $(r, E, \hat{\Omega}) \in P$.

De la siguiente identidad adjunta,

$$\langle \Psi^\dagger H \Psi \rangle = \langle \psi H^\dagger \psi^\dagger \rangle \quad \text{Ec. 53}$$

donde H^\dagger es el operador adjunto y $\langle \ \rangle$ equivale a una integración sobre todas las variables independientes, se puede demostrar que la respuesta R (para una condición de contorno en el vacío) viene también dada por

$$R = \int_P \Psi^\dagger(P)q(P)dP \tag{Ec. 54}$$

donde Ψ^\dagger y q son la función adjunto y densidad fuente, respectivamente, y las ecuaciones (54) y (56) resultan expresiones equivalentes de R . La función $\Psi^\dagger(P)$ posee significado físico como la contribución esperada a la respuesta R de una partícula en el espacio de fase P , o, en otros términos, la importancia de la partícula respecto de la respuesta.

Para resolver esta integral con el método Monte Carlo, se muestrean las variables independientes de $q(P)$, que no representa la mejor función de densidad de probabilidad (fdp). Puede introducirse en la integral una fdp alternativa $\hat{q}(P)$ de la siguiente manera:

$$R = \int_P \left[\frac{\Psi^\dagger(P)q(P)}{\hat{q}(P)} \right] \hat{q}(P)dP \tag{Ec. 55}$$

donde $\hat{q}(P) \geq 0$ y $\int_P \hat{q}(P)dP = 1$.

Del muestreo de importancias, la fdp alternativa $\hat{q}(P)$ que minimizará la varianza para R viene dada por

$$\hat{q}(P) = \frac{\Psi^\dagger(P)q(P)}{\int_P \Psi^\dagger(P)q(P)dP} \tag{Ec. 56}$$

Si se conoce el resultado final, la integración Monte carlo devolverá una R con varianza cero. Aun así, en la práctica, la función adjunto no se conoce exactamente, R no puede resolverse mediante una integración directa y, por tanto, resulta necesario simular el transporte de la partícula. Para este proceso, es preferible emplear la distribución fuente sesgada de la Ecuación (58) que, en el límite de un adjunto exacto, conduce a una solución de varianza cero (Wagner *et al.*, 1997).

Al examinar la Ecuación (58), se ve que el numerador es la respuesta debida al detector del espacio de fase P , y el denominador es la respuesta del detector total R . En consecuencia, esta proporción es una medida de la contribución del espacio de fase P a la respuesta del detector. Intuitivamente resulta útil sesgar el muestreo de partículas fuente con la proporción de su contribución a la respuesta del detector, y por ende esta expresión podría también derivarse mediante razonamientos físicos.

Puesto que las variables fuente se muestrean de una fdp sesgada, el pesado estadístico de las partículas fuente debe corregirse de manera que

$$W(P)\hat{q}(P) = W_0q(P) \tag{Ec. 57}$$

donde W_0 es el pesado inicial no sesgado de la partícula, que se fija en 1. Al substituir la Ecuación (58) en la (59) y reordenar, se obtiene la siguiente expresión para el peso estadístico de las partículas:

$$W(P) = \frac{\int_P \Psi^\dagger(P)q(P)dP}{\Psi^\dagger(P)} = \frac{R}{\Psi^\dagger(P)} \quad \text{Ec. 58}$$

Esta ecuación muestra una relación inversa entre la función (importancia) adjunta y el pesado estadístico. Para tener en cuenta el proceso de transporte, se examina la ecuación integral del transporte de Boltzmann para una densidad de partícula en un espacio de fase P dada por:

$$\Psi(P) = \int K(P' \rightarrow P)\Psi(P')dP' + q(P) \quad \text{Ec. 59}$$

donde $K(P' \rightarrow P)dP$ es el número esperado de partículas que emergen de dP sobre P de un evento en P' , y $q(P)$ es la densidad de la fuente. Para transformar la Ecuación (61) de manera que siga la distribución sesgada de la fuente $\hat{q}(P)$, se multiplica por

$$\frac{\Psi^\dagger(P)}{\int \Psi^\dagger(P)q(P)dP} \quad \text{Ec. 60}$$

y definimos

$$\Psi^\dagger(P) = \frac{\Psi(P)\Psi^\dagger(P)}{\int \Psi^\dagger(P)q(P)dP} \quad \text{Ec. 61}$$

dando así lugar a la siguiente ecuación transformada:

$$\hat{\Psi}(P) = \int K(P' \rightarrow P)\Psi(P')dP' \times \frac{\Psi^\dagger(P)}{\int \Psi^\dagger(P)q(P)dP} + \hat{q}(P) \quad \text{Ec. 62}$$

o

$$\hat{\Psi}(P) = \int K(P' \rightarrow P)\hat{\Psi}(P') \left[\frac{\Psi^\dagger(P)}{\Psi^\dagger(P')} \right] dP' + \hat{q}(P) \quad \text{Ec. 63}$$

Esta ecuación transformada también puede escribirse como

$$\hat{\Psi}(P) = \int \hat{K}(P' \rightarrow P)\hat{\Psi}(P')dP' + \hat{q}(P) \quad \text{Ec. 64}$$

donde

$$\hat{K}(P' \rightarrow P) = K(P' \rightarrow P) \left[\frac{\Psi^\dagger(P)}{\Psi^\dagger(P')} \right] \quad \text{Ec. 65}$$

Dado que $K(P' \rightarrow P)$ no se conoce, se simula el transporte de partículas entre eventos de la forma normal (no sesgada) y se modifica el número de partículas que se generan en P de un evento P' mediante la proporción $\Psi^\dagger(P)/\Psi^\dagger(P')$, la cual no es más que la proporción entre importancias. Este ajuste al kernel de transferencia puede llevarse a cabo mediante la creación o terminación de partículas, de manera que

para $\frac{\Psi^\dagger(P)}{\Psi^\dagger(P')} > 1$, las partículas se crean (partición),

y

para $\frac{\Psi^\dagger(P)}{\Psi^\dagger(P')} < 1$ las partículas se destruyen (ruleta).

Puesto que estamos modificando el número de partículas que se generan en un evento, el pesado estadístico de las partículas debe corregirse de acuerdo con la relación de conservación

$$w[\text{fdp sesgada}] = w_0(\text{fdp no sesgada}) \quad \text{Ec. 66}$$

de manera que

$$W(P)K(P' \rightarrow P) \left[\frac{\Psi^\dagger(P)}{\Psi^\dagger(P')} \right] = W(P')K(P' \rightarrow P) \quad \text{Ec. 67}$$

o

$$W(P) = W(P') \frac{\Psi^\dagger(P')}{\Psi^\dagger(P)} \quad \text{Ec. 68}$$

Mientras que el desarrollo de las ecuaciones está basado en el concepto de varianza cero, no se puede alcanzar una varianza cero evaluando los eventos de partículas (tales como colisiones, cruce de fronteras, etc.) ya que el número de eventos es por sí mismo una variable aleatoria y contribuye a la varianza del resultado final. Aun así, se puede obtener una varianza muy reducida (casi soluciones de varianza cero en el límite) cuando cada muestreo (de fuente y transporte) se realiza proporcionalmente a su importancia (Wagner *et al.*, 1997).

Con objeto de administrar las particiones y destrucciones de partículas, se emplea la técnica de ventanas de pesado o *weight window* disponible en MCNP, con la que se gestionan los pesados de las partículas. Se relacionan los pesados de las partículas con las importancias mediante las Ecuaciones (60) y (70). Dado que las relaciones para los pesados estadísticos, empleados en el muestreo de la fuente y en el proceso de transporte de partículas, provienen del muestreo sistemático de las importancias, se refiere al uso de las relaciones como el muestreo de importancias derivado del adjunto (CADIS).

5.5 Paralelización del Código

Por su naturaleza, los métodos basados en Monte Carlo son aditivos. Esto se hace evidente en los algoritmos de cálculo de dosis, ya que los resultados se obtienen a través de la suma de las dosis depositadas por las sucesivas historias simuladas. Esta aditividad simplifica el proceso de aplicar un método de cálculo en paralelo.

La posibilidad de implementación de un método en paralelo en un sistema ya existente basado en Monte Carlo, implica considerar, entre otras cosas, un método de división de la cantidad de cálculos, un sistema para administrar estos cálculos entre las diferentes unidades disponibles y un programa integrador de resultados.

El presente trabajo está pensado para realizar cálculos en sistemas con múltiples procesadores y lograr como resultado una disminución del tiempo de cálculo muy próxima a la relación inversamente proporcional a la cantidad de procesadores utilizados, lo que es esperable en este tipo de estrategias de múltiples procesadores.

El grupo de investigación *ISIRYM* utiliza el código MCNP desde hace más de 15 años, y actualmente dispone de su instalación en las máquinas *Aldebaran*, *Hyades* y *Pleiades* del *ASIC* (Área de Sistemas Computacionales) de la Universidad Politécnica de Valencia, con una novedosa inclusión en la máquina *Rigel*; el grupo emplea los protocolos de paralelización *MPI* y *PVM*, con capacidades para hacer funcionar numerosos CPUs en paralelo. En el presente trabajo el código MCNP se ha paralelizado principalmente en *Pleiades*, una máquina HP Proliant DL 580, utilizando el protocolo de paralelización *MPI*, y empleando en cada cálculo un total de 16 procesadores, habilitados para el grupo de investigación *SENUBIO* del Instituto de Seguridad Industrial Radiofísica y Medioambiental (*ISIRYM*) de la UPV.

Además, se ha utilizado de forma excepcional el nuevo clúster de cálculo de la UPV, el sistema *Rigel*, formado por 84 hosts con procesadores Intel de la nueva familia E5, y un total de 2688 CPUs; la memoria total que emplea el sistema es de 7,9 TBytes y una conectividad entre nodos a través de switches de 10Gbps. Esta máquina se ha empleado para el cálculo de la simulación final con 64 procesadores.

Capítulo 6

6. Materiales y Métodos

6.1 Voxelización de un Maniquí Antropomórfico y Transcripción mediante Estructuras de Repetición

En este apartado se presenta un estudio de las diversas técnicas empleadas en la construcción de un maniquí voxelizado y una memoria de la trayectoria seguida en esta tesis hasta la selección final en cada una de ellas. En primer lugar, fue necesario analizar los métodos de descripción de la geometría en un maniquí voxelizado aplicado a MCNP (analítico, volumizado o voxelizado) y compararlos contemplando los principales parámetros implicados en la optimización de la simulación (tiempo CPU, estadística de los resultados, etc.). A continuación se estudiarán los métodos de escritura del voxelizado en MCNP (planos intersectados o tarjeta *lattice*) y la selección del más eficiente, según los parámetros mencionados. Finalmente este apartado expone una descripción del método seleccionado en última instancia.

Este estudio ha dado como fruto diversos artículos y ponencias en congresos internacionales y retoma cuestiones que resulta substancial analizar y exponer de forma íntegra.

6.1.1 Selección de Métodos de Descripción de la Geometría de un Maniquí Antropomórfico

Existen tres métodos distintos para definir la geometría y composición de un maniquí en MCNP5: el método *analítico*, consistente en definir las superficies que delimitan los materiales del maniquí mediante ecuaciones geométricas simples; el método de *voxelizado*, que consiste en superponer sobre el maniquí un mallado de pequeños cubos, cada uno de los cuales proporciona la información del material contenido; y, finalmente, el método de *volumizado*, consistente en definir las superficies curvas que delimitan los materiales mediante planos intersectados con distintos ángulos. En esta primera fase de tanteo metodológico se ha efectuado un análisis comparativo de las tres técnicas con el fin de evaluar la eficiencia y aplicabilidad de cada una de ellas y poder finalmente emplear la más apta para la consecución de la simulación de la irradiación del modelo de maniquí RANDO mediante MC.

Como herramienta vehicular para llevar a cabo el análisis comparativo de los tres métodos se ha utilizado el maniquí *Snyder Head Phantom*. Este maniquí, cortesía de Goorley *et al.* (2002), consta de 125 imágenes bidimensionales con cuatro intensidades de píxel distintas. Las imágenes simulan una cabeza humana mediante tres elipsoides que definen los límites de los tres principales materiales que componen la estructura: piel, cráneo y masa cerebral, y un último que designa el aire que rodea la cabeza. El maniquí original se presenta en un archivo multi-imagen en formato *tiff*.



Figura 10. Imagen del maniquí Snyder Head Phantom, en su formato *tiff*.

Con el fin de obtener un modelo voxelizado del maniquí *Snyder* se ha empleado un algoritmo en código Matlab (Abella *et al.*, EMBC 2009), que procesa las imágenes bidimensionales y calcula la voxelización mediante interpolaciones tridimensionales, definiendo así la geometría del maniquí a través de pequeñas celdas cúbicas. El algoritmo divide cada imagen bidimensional en cuadrados con el tamaño de vóxel deseado e identifica las intensidades de píxel contenidas en cada uno, calculando su proporción. Cada intensidad de píxel está asociada a un material de órgano. Al final del proceso, el algoritmo produce un maniquí voxelizado en el que cada vóxel designa la mezcla de los distintos materiales que lo componen. Con el fin de simplificar el análisis comparativo de los distintos métodos de voxelizado en esta fase del trabajo, se ha reducido el maniquí *Snyder* a una única elipse. La Figura 11 muestra el resultado de la voxelización de este modelo, según el formato de MCNP5.

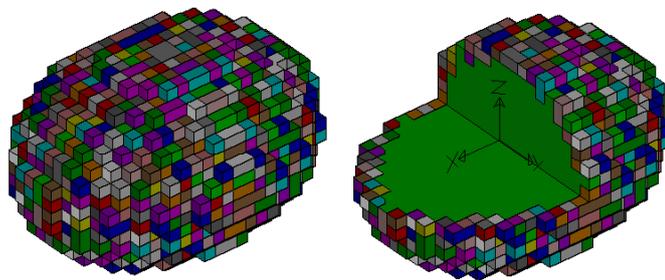


Figura 11. Voxelización del Snyder Head Phantom, visualización con Sabrina.

El proceso para la obtención del modelo volumizado comienza con la segmentación interactiva de las imágenes del *Snyder Head Phantom* mediante un software (en este caso se empleó el *3D Doctor*), con objeto de delimitar las fronteras entre los materiales del maniquí. Después, el programa crea una estructura tridimensional con vértices que definen los triángulos componentes de la estructura. La Figura 12 muestra la estructura tridimensional obtenida con el programa de segmentación.

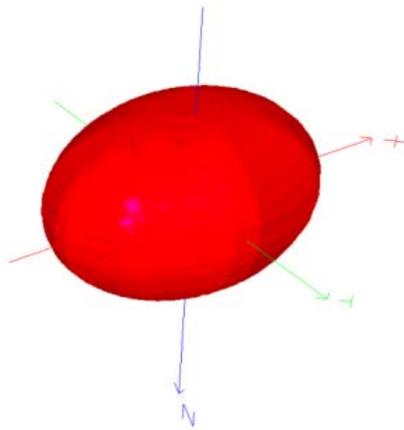


Figura 12. *Snyder Head Phantom* segmentado, visualización con el código 3D Doctor.

A continuación, se exporta el modelo en formato *stl*, tanto en ASCII como en formato binario. La Figura 12 presenta una vista del modelo binario visualizado con *Matlab*. El archivo ASCII se lee con otro algoritmo (*stlread*) programado en el mismo código y especialmente diseñado en esta tesis con dicho objetivo.

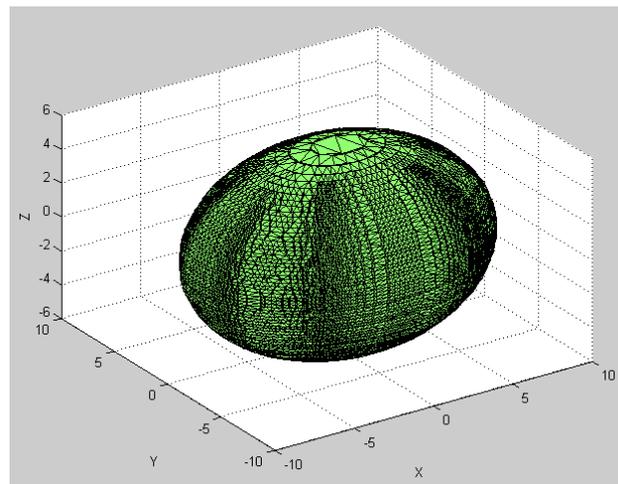


Figura 13. *Snyder Head Phantom* volumizado, archivo *.stl* visualizado con *Matlab*.

El algoritmo lee el archivo ASCII *.stl* y define el volumen segmentado delimitado con triángulos mediante planos que intersectan, y posteriormente los escribe en un archivo de entrada con el formato de MCNP5.

El maniquí analítico es un modelo en MCNP5 del *Snyder Head Phantom*, descrito matemáticamente mediante la ecuación del elipsoide.

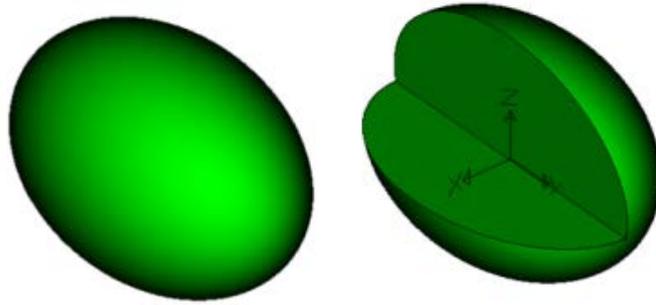


Figura 14. Modelo analítico del *Snyder Head Phantom*, visualizado con *Sabrina*.

Para llevar a cabo el análisis comparativo, se ha trasladado cada maniquí al formato de entrada de MCNP5 con una fuente monodireccional y monoenergética de Cs-137, utilizando un modelo de física detallado para fotones y electrones, y se ha registrado la fluencia dentro de cada maniquí con la tarjeta *FMESH, superimposed mesh tally*. Las tres simulaciones se han llevado a cabo con la versión del código MCNP5 paralelizado en una SGI Altix 3700, utilizando el protocolo de paralelización MPI, y empleando 8 procesadores.

La siguiente figura presenta el flujo en los modelos voxelizado y analítico en unidades de partícula/cm²·s.

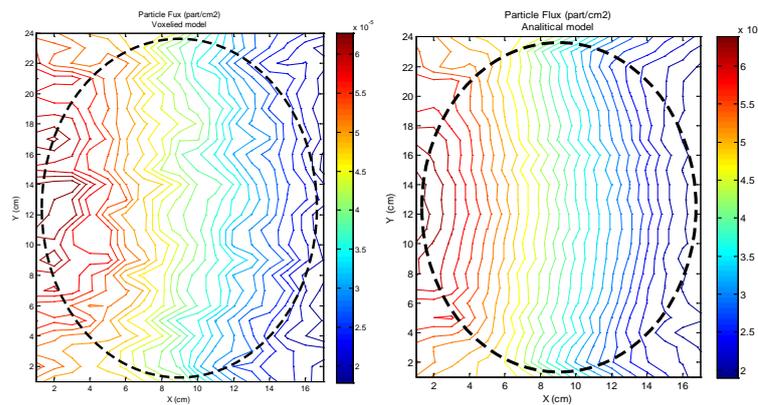


Figura 15. Flujo en los modelos voxelizado y analítico.

El modelo analítico proporciona una distribución de flujo más uniforme, debido a que el modelo voxelizado presenta distintas composiciones de materiales en las fronteras del maniquí. La Figura 16 muestra las diferencias en las fluencias de ambos modelos en un plano central *XY*.

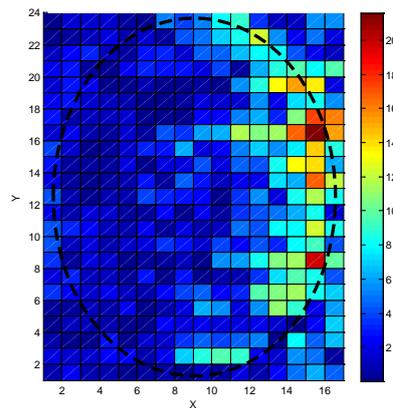


Figura 16. Error relativo (%) en la fluencia entre los modelos voxelizado y analítico.

Ambas simulaciones emplearon $5 \cdot 10^7$ partículas para conseguir una dispersión estadística menor del 5% tanto en fotones como electrones en todo punto interior al maniquí. El modelo voxelizado necesitó 136 minutos CPU para completar la simulación, mientras que el modelo analítico sólo 5,4 minutos.

La comparación del modelo volumizado y el voxelizado se observa en los resultados de la simulación presentados en forma de flujo (Figura 17) y de error relativo (Figura 18) en cada punto del mallado del voxelizado, en un plano central XY.

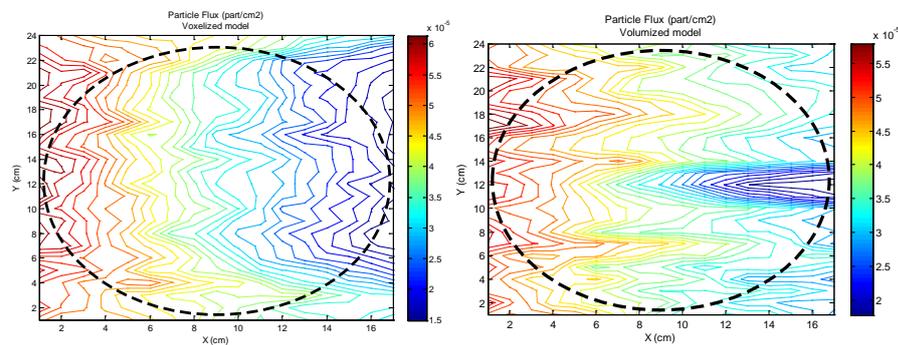


Figura 17. Flujo en los modelos volumizado y voxelizado.

Las mayores diferencias entre los dos modelos aparecen en la mitad derecha del maniquí: la atenuación del haz es mayor en el modelo voxelizado.

La Figura 18 muestra el error relativo (%) de la comparación de las fluencias en un plano central XY, visualizado con Matlab.

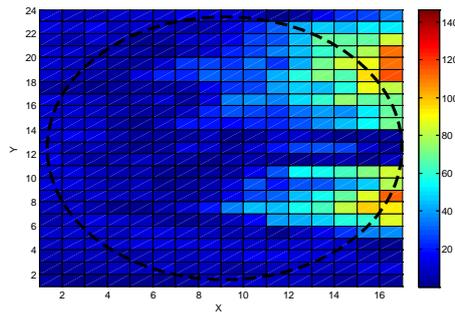


Figura 18. Error relativo (%) entre fluencias del modelo volumizado y voxelizado.

El modelo volumizado requirió 1460,2 minutos de tiempo real de computación, mientras que el voxelizado empleó 135,1 minutos.

Los resultados de ambas comparaciones muestran que el método de voxelización ofrece resultados más cercanos a los del modelo analítico, el cual se considera modelo de referencia. La descripción geométrica del modelo voxelizado ofrece un alto nivel de precisión, que el modelo analítico sería incapaz de ofrecer en geometrías más complejas como las de la anatomía humana; aun así, el modelo voxelizado no es tan eficiente en términos de tiempo de computación como la solución analítica. Por otro lado, la técnica de volumizado ofrece un alto nivel de precisión en cuanto a la geometría, pero el tiempo de computación requerido resulta excesivo, además de presentar mayores discrepancias con el modelo analítico. Por todo ello y como conclusión a este apartado, asumimos la voxelización como método óptimo para los fines que persigue esta tesis.

6.1.2 Métodos de Voxelización y Selección

Parece que el método lógico para construir una geometría en MCNP5 basada en vóxeles consiste en describir los planos que, al intersectar, definen las caras de cada cubo o vóxel. Sin embargo, MCNP5 ofrece una forma alternativa para elaborar tal descripción geométrica mediante el uso de estructuras de repetición, contenidas en la tarjeta o función *lattice*. El método de intersectar planos proporciona una forma sencilla de automatizar la construcción del archivo de entrada de MCNP5, pero produce un número de celdas, correspondientes a vóxeles, demasiado elevado (en maniquís antropomórficos suele exceder el límite de celdas impuesto por el código), que se traduce en tiempos de computación excesivos y poco aptos para la aplicación clínica. Es por esto que se emplea la tarjeta *lattice*, que, como veremos, evita trasgredir el límite de celdas impuesto por MCNP5 y reduce significativamente los tiempos de computación. En este apartado se presenta un análisis comparativo de los dos métodos de construcción de vóxeles en MCNP5, simulando con MCNP5 la irradiación mediante un haz de fotones de un maniquí antropomórfico, voxelizado con el algoritmo de *Matlab* desarrollado por el autor de esta tesis, y analizando las distintas variables resultantes en cada caso (flujo, dispersión estadística, tiempo real de computación, memoria requerida, etc).

La tarjeta *lattice*, que se describe con detalle en el siguiente apartado, se emplea para definir un vector infinito de prismas hexaédricos o hexagonales. El archivo de entrada se compone de la combinación de una matriz de números enteros correspondientes a los números de identificación de los órganos o tejidos que componen el maniquí, de las dimensiones del vóxel elemental y de las especificaciones de cada material junto con su densidad electrónica. Cada uno de los archivos de entrada finales incluye la fuente, la

descripción de la tarjeta FMESH, las opciones de física para fotones y el maniquí voxelizado.

El maniquí antropomórfico introducido en el algoritmo de voxelización en este apartado ha sido el *Zubal Phantom*, un maniquí de distribución libre, cortesía del Dr. George Zubal (1994). Este maniquí consta de 243 imágenes de 128 x 128 bytes, previamente segmentadas, de las cuales 42 corresponden a la cabeza. Las imágenes poseen una resolución de 0,4 cm en el plano XY y por tanto se ha escogido un tamaño de vóxel de 0,4 cm para que no existieran mezclas de materiales en los vóxeles después de la interpolación del algoritmo. Cada imagen está segmentada de forma que cada píxel contiene la información del órgano al que pertenece. Las imágenes se pueden descargar de su página web y se presentan tal y como muestra la Figura 19.

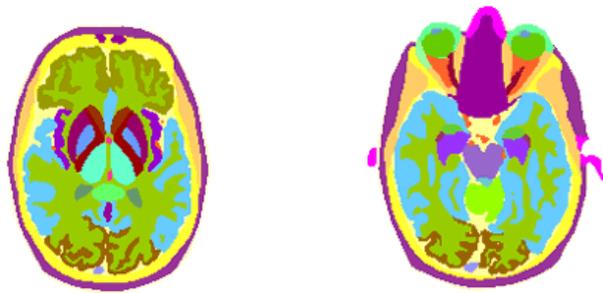


Figura 19. Imágenes del maniquí Zubal.

Estas imágenes se introducen en el algoritmo de Matlab, el cual asocia cada píxel con un número de identificación de material y transfiere la información a otra subrutina que se encarga de escribir el archivo de entrada de MCNP5. Los 31 materiales que corresponden a la cabeza, en este caso, se han reducido a 13, que son los definidos en los informes ICRU REPORT 46 y 44. Aquellos que no están definidos en los informes se han aproximado a otros de composiciones similares, como por ejemplo los contenidos en la masa cerebral. El modelo de MCNP5 resultante es un archivo de entrada de 177828 vóxeles, como muestra la Figura 20.

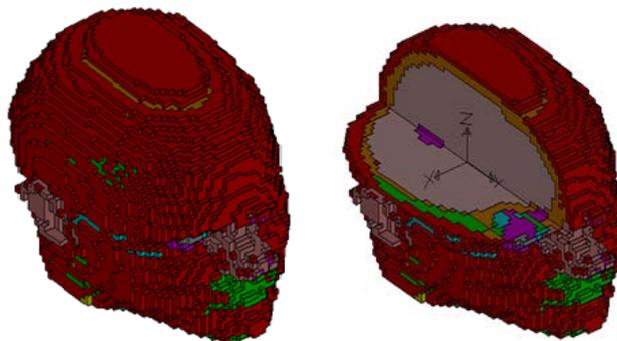


Figura 20. Maniquí Zubal Head visualizado con el código Sabrina.

El algoritmo integra el maniquí en un archivo de entrada junto con la descripción del modelo de una Unidad de Radioterapia de Cobalto, que es la fuente de irradiación en este

apartado. Esta Unidad de Cobalto (^{60}Co) fue previamente validada en otros trabajos realizados por Miró *et al.* (2006). Una vez validada la fuente, se realizaron sucesivas simulaciones que dieron como resultado un archivo *rssa* (al activar la tarjeta SSW/SSR), un plano de espacio de fase en el que quedan registradas las partículas que lo alcanzan, de forma que se pueden utilizar como fuente en futuras simulaciones, ahorrando con ello tiempo de computación. En este caso el plano de espacio de fase fue el origen de 940700 partículas registradas (de las $2 \cdot 10^9$ originales), que fueron multiplicadas por un factor de 100 en la segunda ejecución. El modelo final está diseñado para proporcionar una distancia superficie-fuente SSD (Surface Source Distance), de 80 cm.

Los resultados se registraron mediante la tarjeta tally FMESH en unidades de *partículas/cm²·s* junto con su correspondiente dispersión estadística. En primer lugar se presentan los resultados del archivo de entrada descrito mediante *lattice*. Las Figuras 21 y 22 muestran el flujo y su dispersión en un plano XY situado en el centro del maniquí.

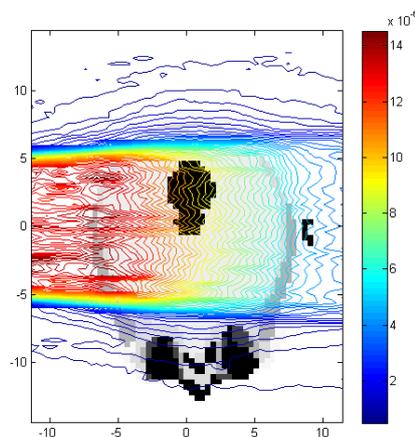


Figura 21. Flujo en un plano transversal, modelo *lattice*.

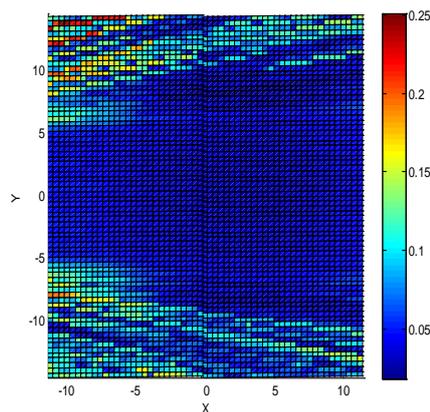


Figura 22. Dispersión fotones en un plano transversal, modelo *lattice*.

Las dispersiones se encuentran por debajo del 5% tanto para fotones como para electrones en el interior del haz. En las Figuras 23 y 24 vemos los resultados del modelo de planos.

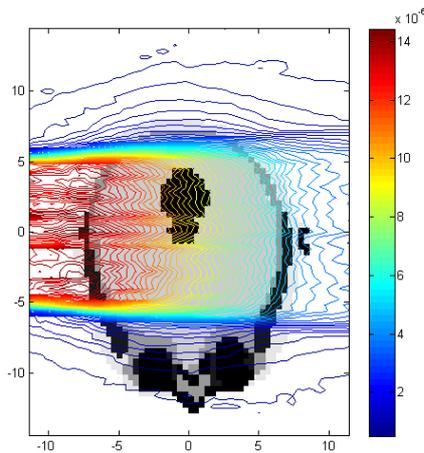


Figura 23. Flujo en un plano transversal, modelo de planos.

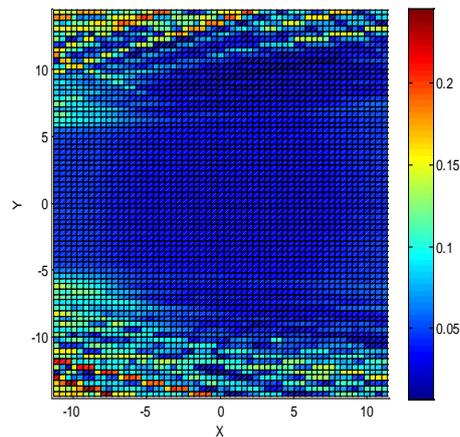


Figura 24. Dispersión fotones en un plano transversal, modelo de planos.

Respecto al tiempo y memoria requeridos, el modelo de *lattice* requirió 121 minutos para simular el equivalente a $2 \cdot 10^9$ partículas iniciales y unos 2,02 Gigabytes de memoria RAM. De las partículas originales, 904954 alcanzaron el *tally*, y ocurrieron 1775240060 colisiones en total. Por otro lado, el modelo de planos necesitó 739 minutos y 22,5 Gigabytes; el *tally* registró 904954 partículas y se produjeron 1929865716 colisiones. La Tabla 4 resume los parámetros más importantes.

Tabla 4. Comparación de parámetros principales.

Modelo	Tiempo CPU Real (min)	Memoria CPU (Gb)
Modelo Lattice	121	2,02
Modelo de Planos Intersectados	739	22,5

Los resultados indican que el método de descripción geométrica en MCNP5 mediante *lattice* produce simulaciones unas 6 veces más rápidas que requieren unas 11 veces menos memoria que el método mediante planos. Además, no implica modificaciones en el código con objeto de aumentar el límite de celdas impuesto originalmente. Por tanto, se asume dicho método como óptimo en el desarrollo de esta tesis.

6.1.3 Descripción de la Voxelización mediante Lattice en MCNP5

El principal objetivo de las estructuras de repetición en MCNP consiste en posibilitar la descripción de una sola vez de celdas o superficies que se repiten varias veces en la geometría del problema. Mediante esta capacidad, la cantidad de información que ha de proporcionarse en el archivo de entrada y la memoria computacional requerida en cada problema se reduce significativamente. La herramienta para estructuras de repetición amplía el concepto de celda en MCNP: el usuario puede especificar que la celda se complete con un ente denominado universo. El universo es una entidad que en MCNP se define bien por un *lattice* o por una colección arbitraria de celdas. Éste puede ocupar varias celdas en la geometría y puede también contener otros universos.

La información dispuesta en el archivo de entrada de las estructuras de repetición que describen el maniquí antropomórfico resulta de una combinación de un vector tridimensional de enteros correspondientes a los números de identificación del órgano o tejido, las dimensiones del vóxel elemental del maniquí y las especificaciones del material junto con las densidades de cada número de identificación de órgano o tejido.

A continuación se describe el proceso de estructuración *lattice*, utilizando los datos del maniquí de Zubal con un tamaño de vóxel de 4 cm de lado y empleando el lenguaje del código MCNP5 (en MCNPX la descripción es idéntica). En primer lugar, en el segundo bloque del archivo de entrada, donde se asignan las superficies, definimos las superficies de un cubo que abarcará las tres dimensiones del vector de vóxeles.

```
c superficies CUBO
1 px 100.0
2 px 123.2
3 py -14.6
4 py 14.6
5 pz -8.4
6 pz 8.4
```

Los parámetros numéricos de esta línea representan las dimensiones globales del maniquí. Cabe destacar que, para cada eje, el maniquí sigue la dirección positiva comenzando desde la esquina inferior izquierda. La posición general del maniquí es arbitraria, pero debe ser esencialmente compatible con las demás tarjetas del archivo de entrada para proseguir en etapas posteriores del código. Por ejemplo, en el maniquí Zubal, la dimensión x va desde 100 cm, que es la distancia SSD recomendada, hasta 123,2 cm, que es la suma a 100 del producto del tamaño del vóxel (0,4) y el número de vóxeles a lo largo del eje x , esto es, 58.

En segundo lugar, en el primer bloque del archivo de entrada, donde se especifican las celdas, se completa el cubo mencionado anteriormente con un *lattice* espacial que ha sido previamente preparado:

```
998 0 -2 1 -4 3 -6 5 fill=999 (100 -14.6 -8.4)
```

Aquí la celda número 998 queda delimitada por las superficies del cubo definido anteriormente. La celda se completa con el *lattice* número **999 (fill=999)**, cuya construcción se describe más adelante. El cero seguido del número de la celda significa que es un material vacío, empleado en aquellos lugares dentro de la celda en los que no se define *lattice*. Ya que el *lattice* tendrá el mismo tamaño que el cubo que contiene el maniquí, no existirán tales regiones sin definir; aun así se requiere este parámetro en el archivo de entrada. En el paréntesis de la derecha se especifica el punto donde comienza a definirse el *lattice* espacial, es decir, el vector tridimensional. En este caso será el **100, -14.6, -8.4** y por tanto el vector se desarrollará en sentido positivo de cada eje a partir de este punto, comenzando por *x*, luego y y finalmente *z*.

La definición del *lattice* espacial de vóxeles rectangulares es la parte central de la definición del maniquí voxelizado. Se basa en la función, verdaderamente útil, del MCNP de definición de estructuras repetitivas que permite especificar una geometría rectangular que contiene entidades diversas. Dichas entidades (en términos de *universos* de MCNP) se definen como celdas normales. Por tanto, en el primer bloque del archivo de entrada, definimos un *lattice* **999** (que es también un universo y por tanto con él podemos completar la celda 100) tal y como sigue:

```
999 0 -8 7 -10 9 -12 11 u=999 lat=1 fill=0:57 0:72 0:41
```

Esta línea define una celda **999** y un *lattice* **999** (la opción **lat=1** indica una geometría rectangular) como una serie compacta y cerrada de vóxeles: 58 x 73 x 42 a lo largo de los ejes *x*, *y*, *z*, respectivamente. El vóxel básico queda delimitado por las superficies **-8 7 -10 9 -12 11**. Las superficies del vóxel de 0,4 cm se definen en el segundo bloque del archivo de entrada, de forma similar a la del cubo grande, tal y como sigue:

```
c superficies VOXEL
7 px 0
8 px 0.4
9 py 0
10 py 0.4
11 pz 0
12 pz 0.4
```

La tarjeta anterior de definición del *lattice* es seguida por una lista de universos que son esencialmente el vector de información de los vóxeles. Por tanto, el código completará, en el archivo de entrada, todo el *lattice*, vóxel a vóxel, según el número de identificación de órgano o tejido que corresponda, separados por espacios en blanco. La progresión comienza, por definición, por el índice más a la izquierda, es decir, el primero en el eje *x*, después en el eje *y*, y finalmente en el eje *z*. El vector de números de identificación debe estructurarse previamente de acuerdo con este esquema.

El tamaño del vector puede reducirse considerablemente explotando otra función muy útil del código: la función de repetición **r**. Tal *compresor* produce un archivo de texto compacto con números de identificación de aproximadamente 2-3 MB en el caso de un maniquí de 7 a 12 millones de vóxeles. El archivo puede vincularse con el archivo de entrada mediante la tarjeta **read**. También es importante evitar los vóxeles externos asignándoles un universo cero.

Finalmente, se deben definir los universos empleados en la especificación del *lattice*. En el primer bloque del archivo de entrada se escribe:

```
1 1 -0.001293 -8 7 -10 9 -12 11 u=1
2 2 -1.09      -8 7 -10 9 -12 11 u=2
3 3 -1.05      -8 7 -10 9 -12 11 u=3
4 4 -1.68      -8 7 -10 9 -12 11 u=4
5 5 -0.95      -8 7 -10 9 -12 11 u=5
```

En la primera línea, a la celda numerada como **1**, se le asigna el material **1** con una densidad de masa de $0,001293 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$. La celda define el universo número **1**. De forma similar, la segunda línea define la celda **2** completada con el material **2** y densidad másica $1,09 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$; la celda se torna universo **2** según lo define el último término de la línea. Es importante tener en cuenta que las densidades másicas deben introducirse como números negativos de acuerdo con la notación. Tanto celdas como universos, desde el punto de vista geométrico, se encuentran incluidas entre las superficies **-8 7 -10 9 -12 11**.

Tanto las tarjetas mencionadas como las definiciones de los materiales definen de forma integral el maniquí voxelizado en MCNP. Éstas comprenden tres tarjetas de superficies, una celda que define el *lattice*, otra celda que completa el cubo grande con el *lattice* y, finalmente, una serie de tarjetas de celdas que definen los universos elementales empleados en la descripción. Algunas de las siguientes tarjetas periféricas del MCNPX pueden resultar también útiles:

- Se puede vincular la información de los vóxeles (listado de universos) con el archivo de entrada mediante la tarjeta **read** con la opción adicional **noecho** para evitar la escritura de un texto demasiado grande en el archivo de salida.
- Se pueden suprimir algunas de las tablas que se imprimen en cada simulación, empleando **print -128 -140**, de forma que se reduzca considerablemente el archivo de salida y se ahorre así memoria operacional durante la ejecución.

Por último, respecto a las capacidades gráficas de MCNP, sus últimas versiones permiten la representación gráfica tanto de los materiales como de los universos. Estos gráficos bidimensionales pueden facilitar los procesos de depuración o *debugging*. También facilitan la comprensión de la orientación del maniquí.

6.2 Integración de MCNP5 en el Sistema de Planificación PLaUNC: MCTPS-UPV

Este apartado expone los distintos pasos que han dado luz a la interconexión del código de transporte MCNP con el interfaz MCI del planificador de tratamientos de radioterapia PLaUNC, dando lugar al software MCTPS-UPV. En primera instancia se explican las ventajas de emplear el planificador PLUNC y sus algoritmos de cálculo de dosis, sobre los algoritmos basados en Monte Carlo que aportará la implementación de MCNP en su interfaz, y las mejoras que éstos suponen. A continuación se detalla la integración en PLUNC del modelo de acelerador lineal con MLC *Elekta Precise* mediante sus curvas de dosis en agua, con objeto de comparar los cálculos de dosis entre los algoritmos de PLUNC y los de MCNP, partiendo de una misma fuente de irradiación. El

siguiente punto describe la integración de MCNP en el interfaz MCI de PLUNC mediante diversas modificaciones del código y algoritmos programados en Matlab, todo ello conjugado en un interfaz global que esta tesis denomina MCTPS-UPV. También se explica con mayor detalle en el siguiente punto el tipo de segmentación adoptada, a través de la acotación de los números de Hounsfield por intervalos seleccionados mediante el interfaz MCTPS-UPV. Finalmente se mencionan las características del programa de visualización y comparación de planificaciones CERR, utilizado como herramienta principal de comparación de resultados.

6.2.1 *Historia, Ventajas y Aplicaciones del Sistema de Planificación 3D PlanUNC*

La Universidad de Carolina del Norte, en Chapel Hill, comenzó a desarrollar el sistema de planificación PLUNC en 1985. Este sistema se utiliza también en la Universidad de Duke y en la Universidad de Chicago, y su longevidad se debe fundamentalmente a la flexibilidad que ofrece. En sus etapas preliminares, PLUNC era un sistema de planificación 2D con grandes limitaciones. El flujo de información entre los distintos módulos era poco ágil y costoso en términos de tiempo computacional. Además, sólo se podía registrar una modalidad de imágenes de Tomografía Computarizada (TC), lo cual limitaba el procesamiento de las estructuras anatómicas y producía únicamente radiografías reconstruidas digitalmente (DDR). No permitía la planificación con haces de electrones y tampoco era posible el conformado del haz mediante Colimadores MultiLáminas (MLC). Se empleaba el método de integración de Clarkson (empleando las tasas máximas de órgano, TMR) para calcular las dosis, método mucho menos avanzado que los algoritmos empleados en la actualidad. Otras limitaciones incluían la falta de herramientas de interpretación de la dosis, tales como los Histogramas Dosis Volumen (DVH).

A principios de 1996 PLUNC comenzó a utilizarse en el ámbito clínico. Pese a ser un sistema único, PLUNC presenta numerosas similitudes con los sistemas comerciales puesto que existen funciones que son clave y deben inexorablemente emplearse en la planificación de cualquier tratamiento de haz externo. Algunas de estas características comunes incluyen una visualización de tipo Visión Focal del Haz (BEV) completamente divergente que ayuda a los dosimetristas a decidir qué orientación del haz proporciona el mejor enfoque del volumen objetivo y facilita así el diseño de los bloques de blindaje. Otras características genéricas incluyen la capacidad de producir DDRs integradas, herramientas efectivas de comparación de planificaciones, DVHs, un manejo sencillo de las imágenes en las distintas planificaciones y la generación de imágenes en tres y dos dimensiones con un formato de procesamiento suave.

Tal y como se ha mencionado previamente, la principal ventaja del sistema PLUNC consiste en su adaptabilidad. Los expertos en programación computacional, radiofísicos y dosimetristas disponen así de la posibilidad de añadir nuevas herramientas para modificar las funciones del software y optimizar con ello el tratamiento del paciente. Esto resulta especialmente importante para los institutos de investigación, puesto que su objetivo principal es descubrir métodos más efectivos para el tratamiento de radioterapia, lo cual requiere generalmente modificaciones o nuevos métodos de planificación de tratamientos. Los sistemas comerciales cerrados poseen características fijadas por el fabricante, que dificultan la consecución de las nuevas exigencias de la investigación.

La flexibilidad de PLUNC proviene de que posee módulos separados estructurados mediante un entorno de arquitectura abierta que permite al usuario acceder libremente al código fuente de programación. El código fuente de cada módulo individual puede modificarse para conseguir resultados funcionales diseñados específicamente para cada

necesidad clínica. Aunque los fabricantes comerciales ofrecen módulos separados con el fin de proporcionar un poco de flexibilidad intermodular, su principal objetivo es facilitar la implementación del sistema y disminuir la posibilidad de caídas y de ralentización. A pesar de la naturaleza modular de los sistemas comerciales, éstos no ofrecen la flexibilidad de programación intramodular de PLUNC.

PLUNC cuenta con módulos separados para el registro y adquisición de imágenes, la segmentación, las distintas funciones del haz y el cálculo y análisis de la dosis, todos los cuales permiten el flujo multidireccional de datos y poseen funciones integradas. Los módulos de imágenes determinan la forma en que se capturan los datos, cómo se manipulan y se cargan en el sistema de planificación del tratamiento. De manera similar a los sistemas comerciales, PLUNC puede registrar las imágenes de modalidad múltiple que se emplean actualmente. Aun así, es inevitable que surjan nuevos formatos más avanzados con el transcurso del tiempo, debido al papel crucial que juega en el campo de la dosimetría médica la búsqueda de formas cada vez más avanzadas de adquisición de representaciones 3D de las estructuras críticas. PLUNC podrá adaptarse a estos cambios gracias a su maleabilidad en la adquisición de imágenes y en los módulos de registro, mientras que los planificadores comerciales requerirán continuas actualizaciones o instalaciones completamente nuevas para mantener el ritmo de los cambios y avances en la tecnología de la imagen. Más aún, los cambios en el código fuente relacionado con las imágenes en PLUNC pueden influir en cómo se visualizan y manipulan las estructuras 3D, ofreciendo así un amplio abanico de posibles funciones gráficas que determinará cada programador. Estas imágenes se manipulan recalculando los datos de las imágenes 3D de forma que se extrapolan imágenes transversales con orientaciones que no se limitan a los planos axiales, coronales o sagitales. Las imágenes volumétricas (3D) o superficiales (2D) también pueden describirse bien mediante procesamiento *wireframe* o suave. De hecho, algunos cambios realizados previamente en el módulo dedicado a la segmentación de estructuras anatómicas han permitido a PLUNC progresar de forma relativamente sencilla desde el modo *wireframe* hasta las vistas de superficies sombreadas, y permitirá del mismo modo modificaciones similares en el futuro, cuando sea necesario.

Una vez se ha definido la forma de adquisición y registro de las imágenes, el módulo de segmentación y modelado de la anatomía determina de qué forma el usuario destacará las estructuras críticas y con qué grado de automatismo. Esta tecnología se revelará decisiva con el desarrollo de la IMRT, ya que la importancia de definir las estructuras cruciales será cada vez mayor. Las ventajas de la TRIM incluyen una mejor localización del tumor y una reducción significativa en la dispersión colateral en comparación con el uso del tradicional compensador para modular la intensidad. La eficiencia general del tratamiento depende del número de niveles y de la técnica de segmentación empleada. Además, PLUNC podrá verse implicado en planificaciones 4D y ello requerirá capacidades de tratamiento de imágenes superiores que vendrán de la mano de las continuas mejoras en la programación de los módulos de imagen.

El módulo de diseño del haz de PLUNC permite al programador elegir cómo va a disponer y conformar los haces. De forma más general, el módulo de conformado del haz permite al usuario determinar la interacción entre el MLC, las mordazas dependientes e independientes, el bloque y la digitalización de las películas de rayos X. Actualmente, los haces nuevos se sitúan automáticamente con una orientación anterior-posterior. Se ofrecen también las funciones de copiar-y-oponer para mejorar la eficiencia de las operaciones rutinarias de colocación de los haces. La modulación de intensidad se lleva a cabo mediante la adición de cuñas, filtros, compensadores y MLCs a los haces. Con objeto de producir distribuciones de dosis óptimas, se pueden definir iteraciones de números específicas, tales como las empleadas al diseñar los compensadores para tratar áreas con superficies

irregulares. Los futuros cambios en este módulo podrían incluso permitir a PLUNC determinar una mejor orientación del haz mediante el análisis de los conjuntos de imágenes, los volúmenes objetivo definidos, las prescripciones del tratamiento y las tendencias en las planificaciones anteriores que se hubieran almacenado en las bases de datos pre-programadas. Una gran ventaja operacional que posee PLUNC es que se puede almacenar un amplio número de planificaciones para un paciente individual eludiendo la posibilidad de borrar accidentalmente la planificación o de sobrescribir planificaciones anteriores que se deseaba almacenar, cosa que ha sido motivo de preocupación en algunos planificadores comerciales. El número de planificaciones y la manera en que se almacenan puede modificarse cambiando el código fuente, en caso de hallarse problemas.

Los módulos de dosis son también flexibles y ofrecen distintas ventajas respecto a los sistemas cerrados. Por ejemplo, los algoritmos empleados actualmente pueden mejorarse e incluso substituirse por otros que en un futuro demuestren ser más precisos. Al constituir el corazón del sistema de planificación 3D, los algoritmos anticuados merman el valor y la efectividad relativa del software. Los módulos de dosis de PLUNC, estrechamente relacionados, especifican cómo se calculan y analizan las medidas de dosis empleando una combinación de algoritmos Clarkson, de convolución, de superposición y Monte Carlo. Los algoritmos de convolución y superposición son los métodos más avanzados puesto que son capaces de tener en cuenta las radiaciones primarias y secundarias en el órgano, así como las variaciones de intensidad del haz a lo largo de la superficie del paciente. Estos algoritmos son también capaces de cuantificar los efectos de los campos conformados con un MLC o con formas irregulares en las distribuciones de dosis y en las inhomogeneidades de los órganos basándose en las imágenes TC. Las teorías acerca del cálculo de dosis en y alrededor de las inhomogeneidades cambian con frecuencia, y el poder modificar y afinar el código fuente para acomodar PLUNC a estos cambios resulta una gran ventaja respecto a los sistemas comerciales. Los módulos de análisis de dosis permiten relacionar los volúmenes, líneas de isodosis, puntos, isocentros e incluso distribuciones de dosis en superficies. Los *scripts* programados son capaces de generar gráficos para describir distribuciones de dosis, máximos, mínimos e inhomogeneidades de dosis, empleando gráficas tradicionales, gráficas de barras, gráficas circulares, etc.

Finalmente, PLUNC ofrece varios *scripts* integrados en un módulo de interfaz que permite generar, disponer en gráficos y analizar distribuciones de dosis generadas mediante el código EGS4 basado en Monte Carlo, por un lado mediante el subcódigo BEAM de simulación de aceleradores lineales y, por otro, mediante los subcódigos DOSXYZ y MCRTTP de simulación de pacientes. Estos *scripts* no integran el código MC en PLUNC directamente sino que mediante un paquete denominado Interfaz Monte Carlo (MCI) actúan como puente, primero entre la planificación de tratamiento diseñada en PLUNC y MC, y después de vuelta entre el cálculo de dosis con MC y PLUNC, de forma que las distribuciones de dosis se pueden disponer en gráficos, analizarse y compararse con otros cálculos o con otras planificaciones.

La flexibilidad modular de PLUNC permite una vez más manipular el código fuente de este interfaz y adaptarlo para llevar a cabo el cálculo con cualquier código MC, como por ejemplo, en el caso que ocupa a esta tesis, el MCNP5 o MCNPX. Éste ha sido uno de los principales objetivos del presente trabajo, donde, como se verá más adelante, se ha llevado a cabo una reformulación del interfaz mediante la manipulación del propio código fuente de PLUNC, así como mediante la adición de algoritmos programados en código MatLab, con los que se ha producido una herramienta de interfaz propia, denominada MCTPS-UPV, puente entre PLUNC y MCNP.

6.2.1.1 Algoritmos de Cálculo empleados en PlanUNC

Los algoritmos de cálculo de dosis que tienen en cuenta las variaciones de densidad de los órganos pueden adoptar dos formas generales. La más convencional consiste en calcular en primer lugar una distribución de dosis relativa asumiendo que el paciente está compuesto de densidades similares al agua de forma homogénea. El vínculo entre estas distribuciones relativas y la dosis absoluta es la salida calibrada-en-máquina definida en un punto de referencia en agua. Se aplica entonces un Factor de Corrección de Inhomogeneidades (ICF), el cual ajusta la distribución original de forma que tenga en cuenta las variaciones en las densidades de los órganos. El ICF se formula de la siguiente manera:

$$D_{\text{heter}}(x,y,z) = \text{ICF}(x,y,z) \times D_{\text{H}_2\text{O}}(x,y,z) \quad \text{Ec. 69}$$

donde D_{heter} es la distribución de dosis en medio inhomogéneo, ICF es el factor de corrección de heterogeneidades y $D_{\text{H}_2\text{O}}$ es la distribución de dosis de referencia en un medio acuoso homogéneo.

De forma alternativa, la dosis puede calcularse en un punto de un medio heterogéneo directamente empleando un modelo de transporte de la radiación que resultaría en un cálculo de dosis absoluta *a priori*. Las distribuciones de dosis relativa pueden construirse entonces respecto de un punto de normalización.

En la planificación clínica de tratamientos se emplea el método ICF siguiendo tres pasos necesarios para la corrección de distribución de dosis respecto de las variaciones de densidades en los órganos:

- Se calcula la dosis en un medio similar al agua que reproduzca adecuadamente los datos del haz medidos en agua y que sea capaz de modelar otros efectos tales como las formas de campo irregulares, los contornos del paciente o los moduladores de intensidad del haz primario.
- Se dispone de la información de densidades y números atómicos de los órganos específicos de la anatomía del paciente en cuestión.
- Se emplea un método de corrección de inhomogeneidades para tener en cuenta las variaciones en la densidad y número atómico de los órganos.

Los algoritmos normales de cálculo de dosis radioterapéutica utilizados en *PLUNC* resultan de una adaptación del modelo de cálculo de *Cunningham*, esquematizado en la siguiente fórmula.

$$\text{Dosis Total Absorbida} = \text{Dosis Primaria} + \text{Dosis Difusa} \quad \text{Ec. 70}$$

Este algoritmo fue inicialmente una propuesta de Clarkson, en 1941, de un método gráfico que posteriormente desarrolló Cunningham, y cuya adaptación numérica ulterior ha dado pie a diversas evoluciones, hasta finalmente resultar en un modelo tridimensional conocido actualmente como algoritmo de Clarkson modificado.

PLUNC emplea el método de cómputo de dosis de Clarkson, al que suma la corrección de heterogeneidades de Batho. La ventaja de este método consiste en que la distribución de dosis se puede computar empleando dos algoritmos independientes de forma simultánea. Se puede emplear un método rápido para calcular la distribución de dosis en

agua (una aproximación de primer orden) y a continuación utilizar un método perturbativo para corregir el cálculo de la distribución en agua a partir de los ICFs.

Además, PLUNC ofrece la posibilidad de llevar a cabo los cálculos de corrección mediante la convolución. A continuación se ofrece una descripción sucinta de ambos métodos de corrección.

6.2.1.1.1 Método Exponencial de Batho

Batho en 1964 y Young y Gaylord en 1970 propusieron un método de factores de corrección empírico para puntos situados en agua y distales (más separados de la línea media) de una inhomogeneidad mediante el incremento de las proporciones órgano-aire (TAR, por *Tissue-Air Ratio*) a una potencia que depende de la densidad. Éste método fue generalizado por Sontag y Cunningham con objeto de incluir los puntos pertenecientes a las inhomogeneidades y de manejar densidades arbitrarias y materiales disímiles al agua. El factor de corrección viene dado por:

$$ICF = \frac{TAR(d_1, W_d)^{\rho_1 - \rho_2}}{TAR(d_2, W_d)^{1 - \rho_2}} \quad \text{Ec. 71}$$

donde:

- ρ_1 : densidad electrónica relativa del medio en el que se encuentra el punto de cálculo,
- ρ_2 : densidad electrónica relativa del material que lo recubre,
- d_1 : profundidad en este medio, y
- d_2 : distancia a la superficie superior del material que lo recubre.

Una posterior modificación de este método por parte de Webb y Fox (1980) y Cassel *et al.* (1981) permitió la adaptación a densidades de órganos obtenidas mediante TC, dando como resultado:

$$ICF = \prod_{m=1}^{m=N} TAR(X_m)^{\frac{\rho_m - \rho_{m-1}}{\rho_0}} (\mu_{en}/\rho)_N / (\mu_{en}/\rho)_W \quad \text{Ec. 72}$$

donde:

- N : número de capas de distintas densidades sobre el punto de cálculo,
- m : número de capa,
- x_m : distancia desde el punto de interés hasta la superficie de la capa m ,
- ρ_m, ρ_0 : densidad electrónica de la capa m y del agua,
- $(\mu_{en}/\rho)_N$: coeficiente másico de absorción energética del material de la capa N .

Las Ecuaciones (71) y (72) muestran que en la geometría semi-infinita, el efecto de una inhomogeneidad con densidad ρ se modela como una composición de valores TAR. Con la ley exponencial, la relación de multiplicación en la dirección de profundidad, mostrada en la Ecuación (72), resulta sencilla de entender para una geometría por capas. El modelo se muestra sensible en la proximidad de la inhomogeneidad y proporciona una aproximación de

primer orden con cambios tanto para las fluencias de los fotones primarios como para las de los dispersados en la geometría por capas.

Se han observado algunas mejoras cuando se emplean las proporciones órgano-máximo (TMR, por *Tissue-Maximum Ratio*) o las proporciones órgano-maniquí (TPR, por *Tissue-Phantom Ratio*) en vez de las TAR (El-Khatib *et al.*, 1984; Kappas *et al.*, 1985). En general, según distintos autores (Arnfield *et al.*, 2000; Yuen *et al.*, 1988; Kappas *et al.*, 1995; du Plessis *et al.*, 2001; Tang *et al.*, 1986), el método de corrección de inhomogeneidades de Batho:

- a. Proporciona una aproximación aceptable por debajo de una capa inhomogénea con una amplitud mayor que la del campo de irradiación y una densidad electrónica menor que la del órgano.
- b. Dentro de una capa inhomogénea, las correcciones generalizadas funcionan correctamente cuando la densidad electrónica relativa de la homogeneidad es menor que la unidad, pero los resultados son cada vez peores para capas más densas y tamaños de campo mayores.
- c. Si la densidad electrónica (relativa al agua) de la capa inhomogénea es mayor que la unidad, el método sobrestima la dosis. En caso extremo de una gran inhomogeneidad y un campo muy amplio, el método puede producir errores de hasta un 10%.
- d. En campos muy amplios, como los empleados para cubrir todo el torax, el método puede infraestimar el factor de corrección hasta un 12% en mitad del pulmón.
- e. Es mejor modelo que el del método de TAR y proporciona resultados más fieles a la medida experimental para campos de irradiación medios y pequeños.
- f. El método está limitado por el requisito de Equilibrio de Partículas Cargadas lateral. Se ha confirmado en estudios arriba mencionados que los errores en el cálculo de dosis en profundidad se deben también a la carencia de transporte electrónico en el modelo. Este efecto aumenta al disminuir el tamaño de campo, al disminuir la densidad de la inhomogeneidad y al aumentar la energía de los fotones incidentes (haces pequeños con altas energías en pulmones pueden suscitar grandes errores).

Este método se desarrolló en la era de la terapia de radiación en que las energías fotónicas estaban en el intervalo del Co^{60} o de rayos X de 4 y 6 MeV, en que la aproximación al equilibrio electrónico es más o menos aceptable. Sin embargo no se puede aplicar a situaciones en que no existe tal equilibrio. Además, el manejo de la radiación fotónica de dispersión era aproximado e indirecto, y sólo tenía en cuenta los cambios en el tamaño de campo y de profundidad efectiva en el agua. Estos representan sus principales puntos débiles y la necesidad de métodos alternativos.

6.2.1.1.2 Algoritmo de Convolución

En cuanto a los algoritmos de convolución, los distintos modelos desarrollados en los últimos años se han centrado en el transporte de electrones secundarios producidos por las interacciones de los fotones primarios. Se emplean aproximaciones analíticas o simulaciones Monte Carlo para modelar la distribución de deposición de energía desde la interacción de los fotones en agua, formando así un *kernel* de propagación de dosis que posteriormente se ajusta para el medio inhomogéneo del paciente.

Las técnicas de convolución obtienen su nombre de la expresión matemática (véase el apartado 3.5.5) que rige el algoritmo de cálculo de dosis. En esencia, la distribución de

fluencia energética se convoluciona con el *kernel* de propagación de la dispersión para obtener dosis. Los *kernel* de deposición de dosis representan la respuesta del medio, generalmente agua, a una radiación elemental incidente.

La relación entre la convolución y la Transformada de Fourier viene determinada por el Teorema de Convolución:

$$F[f * g] = \sqrt{2\pi}(F[f]) \cdot (F[g]) \quad \text{Ec. 73}$$

$$f * g = \sqrt{2\pi}F^{-1}[F[f] \cdot F[g]] \quad \text{Ec. 74}$$

Éste viene a decir que la convolución de dos funciones dependientes del tiempo es igual a la multiplicación de sus Transformadas de Fourier. La convolución puede resolverse en el dominio del tiempo o en el de la frecuencia. Cuando las funciones son invariantes para todo el dominio del tiempo, la solución más rápida se logra en el dominio de la frecuencia (mediante la Transformada Rápida de Fourier).

6.2.2 Integración en MCTPS-UPV de la Unidad de Irradiación Elekta Precise con MLC

En este apartado se explican tanto el modelado en MCNP del acelerador lineal *Elekta Precise* y su validación experimental mediante una cuba de agua, como la implementación del acelerador en el planificador PLUNC mediante las curvas de dosis en agua ajustadas. Todo ello da por resultado la integración final del modelo del acelerador en la interfaz MCTPS-UPV.

6.2.2.1 Modelado en MCNP de la Unidad Elekta con MLC y Validación Experimental

En la actualidad, la unidad de radioterapia con colimador multiláminas *MLC Elekta Precise* se emplea en cuantiosos tratamientos clínicos. Con objeto de simular el transporte de fotones y electrones que atraviesan la unidad, desde la fuente hasta el paciente o maniquí, debe diseñarse, en MC, la geometría de todos los componentes de forma realista. La precisión de los cálculos depende en gran medida del detalle del modelo de simulación, el cual incluye las propiedades de los materiales, las especificaciones geométricas, las características de la fuente, así como otros detalles de la simulación tales como la física aplicada, las técnicas de reducción de varianza, etc.

El modelado del acelerador con MLC llevado a cabo en este trabajo tiene como objeto proporcionar distintos archivos de espacio de fase, cuyo plano de almacenamiento de datos se ha situado a la salida del colimador. Este plano queda a disposición del usuario en posteriores simulaciones para calcular distribuciones de dosis en el maniquí voxelizado del paciente, de forma que, en casos de haces regulares, el mismo plano de espacio de fase pueda utilizarse con distintos ángulos para los tratamientos con varios haces, ahorrando así tiempo computacional en las simulaciones de la irradiación del paciente. El modelo del acelerador *MLC Elekta Precise* fue diseñado siguiendo las especificaciones del proveedor. En la Figura 25 se ve un diagrama esquemático del modelo geométrico en MCNP del cabezal. Se puede observar en la figura el bloque de alojamiento del objetivo, el colimador primario de aleación

de tungsteno, la salida de baja energía, el conjunto de la cámara de ionización y el conjunto de cuña automática, que incluye la cuña y el plato de retrodispersión.

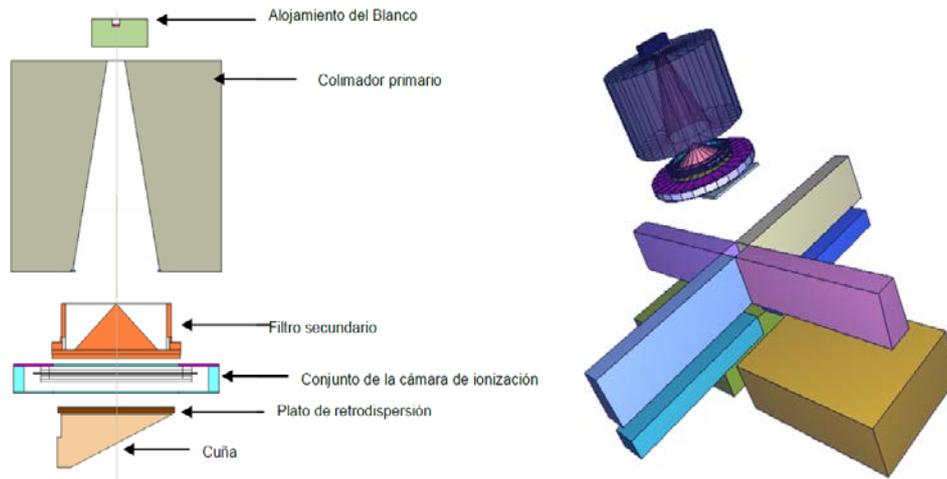


Figura 25. Esquema de componentes y representación tridimensional del modelo MCNP del cabezal.

Este modelo incluye 40 pares de láminas que pueden moverse de forma independiente, permitiendo así obtener cualquier forma en el haz, limitada únicamente al grosor de las láminas. Para modelizar los 40 pares de láminas se ha empleado la tarjeta de estructuras repetitivas *lattice*. Cada lámina está compuesta de tungsteno aleado con níquel y acero.

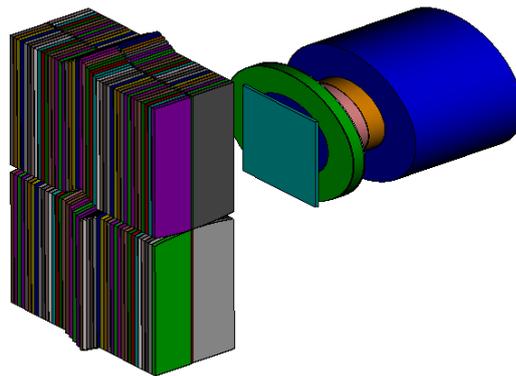


Figura 26. Modelo MCNP del sistema de colimación MLC, visualizado con el código Sabrina.

El espectro de energía de los rayos X se obtiene tras la colisión de electrones monoenergéticos de 6 MeV con el objetivo de tungsteno situado en el bloque de alojamiento. La principal dificultad a la hora de simular haces de fotones en aceleradores consiste en el desconocimiento de la energía de los electrones en el objetivo. El valor proporcionado por el proveedor en este caso es de un haz de electrones inicial de 6,3 MeV, con una anchura completa a la mitad del máximo (FWHM) de 0,11 MeV. El espectro empleado en la

simulación llevada a cabo en este trabajo, se basa en la reconstrucción del haz de fotones proveniente del LinAc *Elekta Precise* con MLC efectuada por Juste *et al.* (2011), mediante el método de deconvolución con algoritmos de *Hansen* (y regularización mediante Tikonov) de las curvas de dosis en profundidad simuladas con MCNP5 y medidas experimentalmente en una cuba de agua. El espectro final de fotones utilizado se presenta en la Figura 27. Con objeto de transcribirlo al lenguaje del código MCNP, el cual requiere la introducción de una tabla de valores de fluencia relativa vs energía en su la definición de la energía de la fuente del archivo de entrada, se han tomado puntos de la curva representada.

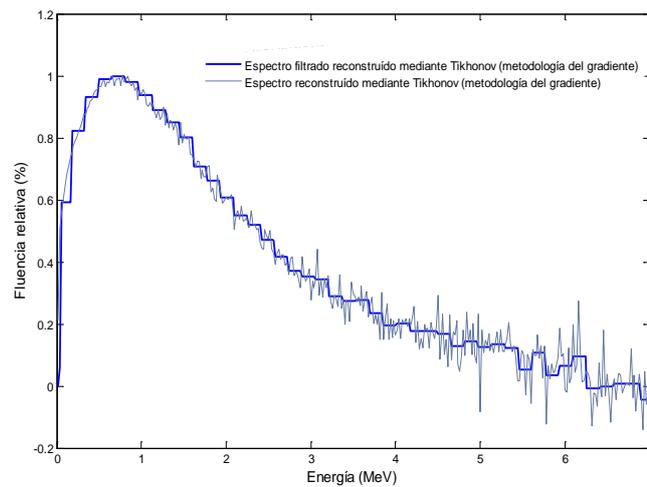


Figura 27. Espectro energético de fotones de un haz de 6 MeV.

El *cutoff* energético empleado para fotones ha sido de 0,001 MeV (valor por defecto en MCNP). No obstante, debido al coste de tiempo computacional requerido para simular las historias de electrones, su *cutoff* energético se ha fijado, de forma provisional, en 0,01 MeV.

La fuente se ha situado a una distancia (SSD) de 100 cm de un maniquí de agua cuyo volumen fue de 50 cm x 50 cm x 50 cm. Se empleó la tarjeta FMESH para definir un mallado de registro sobre la geometría del maniquí de agua y poder obtener así una estimación de la distribución del flujo en toda la cuba de agua. A partir de esta estimación se pudo obtener el mapa de distribución de dosis tridimensional.

Las medidas experimentales de dosis relativa en profundidad en el eje central del campo y curvas de perfil de dosis con un campo de 10 cm x 10 cm se obtuvieron con una unidad LinAc *Elekta Precise* proporcionada por el *Hospital Clínic Universitari de València*, con cuya inestimable ayuda se obtuvieron dichos datos experimentales.

El conjunto incluye el cabezal del acelerador *Elekta*, que imparte un haz de fotones de 6 MeV a una cuba de agua. Las medidas se llevaron a cabo con un detector de alta resolución, un *Scanditronix-Wellhofer*, capaz de registrar la dosis depositada tanto por fotones como electrones. En la siguiente figura se pueden observar los dispositivos dispuestos para las medidas experimentales.



Figura 28. Vista del cabezal del acelerador LinAc y del maniquí de agua.

Con el fin de validar los parámetros dosimétricos obtenidos en la simulación, Juste *et al.* (2011) las compararon con las medidas experimentales medidas en la unidad *MLC Elekta Precise* en el *Hospital Clínic Universitari de València*. Las Figuras 29 y 30 muestran la comparación de los valores experimentales y los calculados con MCNP5 de dosis relativa en profundidad y curvas de perfil de dosis.

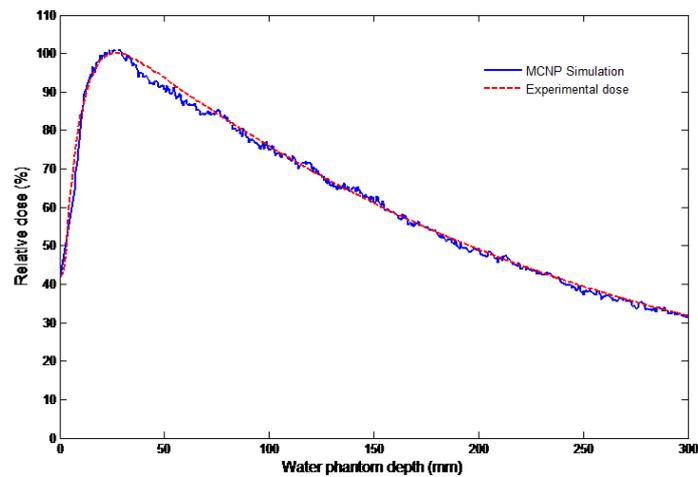


Figura 29. Comparación entre resultados experimentales y calculados por MCNP5 de dosis relativa en profundidad en el maniquí de agua, para un campo de 10 cm x 10 cm.

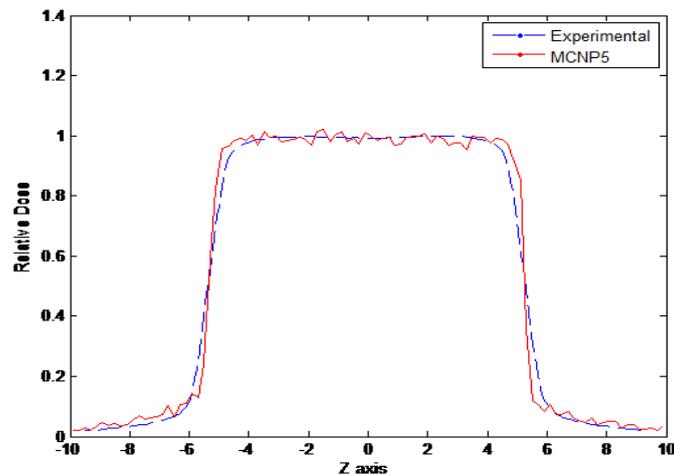


Figura 30. Comparación de resultados experimentales y calculados por MCNP5 de curvas de perfil de dosis en la región buildup (2 cm de profundidad).

Los resultados de la simulación son muy aproximados a las medidas experimentales, obteniendo una diferencia máxima entre dosis calculada y medida menor del 3% en todos los puntos. El modelo MC de la unidad de radioterapia *MLC Elekta Precise* se puede aplicar correctamente y con un margen de error aceptable a la simulación de la irradiación de cualquier maniquí. MCNP5 es capaz, por tanto, de simular el transporte de fotones y electrones a través de un acelerador lineal con MLC y permite el almacenamiento de archivos de espacio de fase a partir de los cuales simular la irradiación de un maniquí antropomórfico, optimizando de esta manera tanto la precisión como el tiempo de cálculo de las distribuciones de dosis en el maniquí.

6.2.2.2 Implementación y Comisionado de la Unidad Elekta con MLC en PLUNC

Se ha caracterizado en PLUNC un modelo del acelerador *MLC Elekta Precise* a partir de los datos dosimétricos (rendimientos en profundidad y perfiles) en agua para fotones de 6 MV y 15 MV obtenidos con una cuba Scanditronix. Este procedimiento se denomina comisionado y consiste principalmente en realizar una serie de experimentos a partir de los cuales se obtienen datos dosimétricos con los que caracterizar mediante distintos parámetros un modelo del acelerador LinAc para integrar en PLUNC.

La parte experimental del procedimiento fue llevada a cabo por el equipo de radiofísica del *Hospital Clínic Universitari de València*, quienes proporcionaron los datos de la unidad *MLC Elekta Precise* ya en el formato necesario para introducirlos en PLUNC e integrar de esta forma la unidad de irradiación. La implementación final de las curvas de agua ajustadas a los parámetros de dosis requeridos por PLUNC fue posible gracias al trabajo de David Reinado en conjunción con el *Hospital Clínic* (Reinado, 2012).

Las curvas de agua obtenidas del proceso experimental de modelado se pueden observar en la Figura 31.

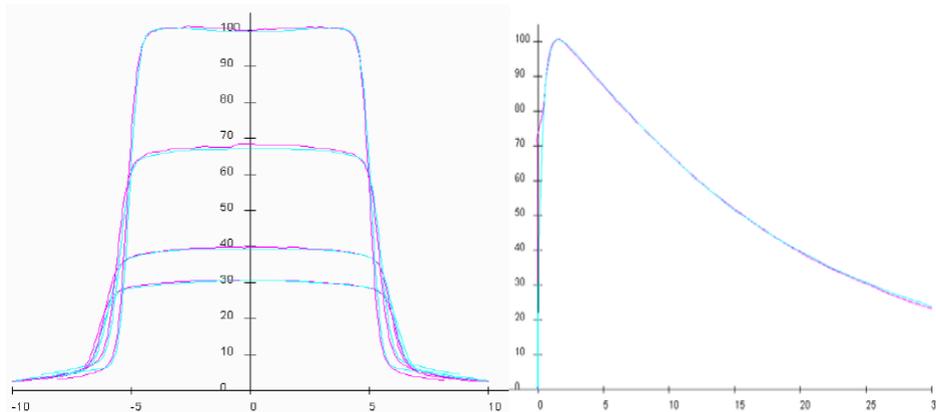


Figura 31. Fotones 6 MV, Campo 10x10. La curva en rojo es la experimental y la azul la calculada por PLUNC.

Estas curvas fueron ajustadas a los parámetros de dosis requeridos por el protocolo de comisionado de PLUNC (PLUNC Comissioning Guide, 2006).

6.2.3 Interfaz MCI de PLUNC y Acoplamiento con MCNP5 mediante MCTPS-UPV

Dado el objetivo inicial de conjugar en un solo Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia el planificador PLUNC y un código de cálculo que lo proveyera con un algoritmo más preciso basado en MC, se han acoplado los cálculos de dosis, mediante el código de transporte de partículas MCNP5, al proceso de planificación de la irradiación del paciente con PLUNC. El software PLUNC posee un amplio abanico de funciones RTP, entre las que incluye la importación y procesamiento de imágenes, simulación virtual, cálculo de dosis, evaluación del plan y la planificación mediante intensidad modulada. Además, PLUNC posee un paquete de interfaz Monte Carlo, que permite al usuario manipular la información de manera que se pueda entregar al código de Monte Carlo en un formato apto para su entrada. Puesto que el paquete está diseñado para proporcionar la información de entrada para el cálculo en el formato del código EGS4, en este trabajo se ha elaborado una serie de algoritmos en código Matlab de forma que, a partir de dicha información, se cree el archivo de entrada en formato apto para MCNP5 y MCNPX.

Más que integrar una herramienta de cálculo Monte Carlo directamente en PPlanUNC, la Interfaz Monte Carlo (MCI) a través de MCTPS-UPV actúa como puente, en primer lugar entre el plan de tratamiento diseñado en PLUNC y el código Monte Carlo, y después de vuelta entre el cálculo de dosis proporcionado por Monte Carlo y PLUNC, donde pueden disponerse las distribuciones de dosis, analizarse y compararse con otros cálculos, como por ejemplo el del propio PLUNC, u otras planificaciones del tratamiento.

Como se ha mencionado anteriormente, el MCI de PLUNC está preparado para proporcionar información en formato de los códigos BEAM (de simulación de LinAcs) y DOSXYZ o MCRTP (de simulación de pacientes) basados en el código MC EGS4. El paquete consta de los siguientes subprogramas:

- **P2mc:** este *script* controla todos los programas utilizados en la preparación de los archivos de entrada para MC desde una planificación de tratamiento diseñada con PLUNC. Se activa sin argumentos adicionales desde un directorio *.plan* y crea un subdirectorio que contiene todos los archivos necesarios para MC.

- **Make_phantom**: este programa convierte las imágenes en formato *plan_im* de PLUNC en datos de imagen *.3ddata* utilizados por MCRTTP o en *.dosxyz* utilizados por DOSXYZ.
- **Plun2egs**: este programa extrae la información del haz de la planificación con PLUNC y crea archivos de entrada para BEAM y para MCRTTP. Los formatos son proporcionados para el acelerador tipo Siemens Primus de la UNC. Para otros modelos debe realizarse el correspondiente comisionado.
- **Mcrtpp_tool**: este programa es una herramienta de uso general que permite manipular los datos *.3ddata* empleados por MCRTTP. Los datos *.3ddata* contienen información sobre la imagen TC, la dosis y la incertidumbre. Se puede emplear esta herramienta para convertir los datos *.3ddata* en *.3ddose* empleados por DOSXYZ.
- **Egs2dose**: este programa convierte los archivos *.3ddose* en archivos *sum*, los cuales puede leer PLUNC para su correspondiente análisis. La distribución de dosis puede ser leída directamente por PLUNC mediante el comando “plunc.pl – g nombre.sum”.

En esta tesis se han reprogramado algunos de estos bloques de programas del MCI de manera que los archivos de salida del puente PLUNC-MCNP pudieran ser leídos fácilmente por los algoritmos Matlab y crear así un archivo de entrada con el formato adecuado a MCNP5 o MCNPX. Los cambios de programación han sido los siguientes:

- *p2mc* ha sido reformulado de forma que cuando invoque al *make_phantom*, prescinda de utilizar el programa *stat2vrtp* de *mcrtpp*, inicialmente así dispuesto con la finalidad de obtener el archivo de datos del paciente *.3ddata*. De esta forma, obtenemos mediante *make_phantom* un archivo *phantom.inp* del que podemos directamente extraer información de la distribución de planos del voxelizado (situación según los ejes de coordenadas y número) y de los materiales que contiene cada vóxel según la selección realizada mediante los números de Hounsfield. Además se ha suprimido el comando que elimina los archivos temporales, de forma que se pueda extraer posteriormente información de todos ellos, y emplearla en la construcción del modelo MCNP5.
- En el programa *make_phantom* se han introducido los cambios referentes al modo de realizar la segmentación automática tal y como se describe en el apartado 6.2.4. Además, el programa está diseñado para manejar los formatos de la versión 6.7.01R de PLUNC y por tanto sólo se pueden procesar los planes realizados con ésta última versión, debido a los nuevos formatos de parámetros definidos en el código que permiten una mejora de la compatibilidad con DICOM/DICOMRT.
- En el programa *beam2egs* simplemente se ha corregido un error de sintaxis en uno de los comandos, sin cuya subsanación el programa no funciona.

6.2.3.1 Protocolo de Uso de MCTPS-UPV

A continuación se describe el procedimiento completo para la utilización del MCI y su integración con el Sistema MCTPS-UPV elaborado en Matlab, con objeto de procesar los datos obtenidos. El protocolo normal de uso es el siguiente:

1. Depositar las imágenes DICOM obtenidas a partir de la obtención de imágenes tomográficas del paciente en una carpeta con su nombre. Ejecutar el programa *dicom2plan_im* mediante el comando “*dicom2plan_im -o plan_im -b CT*”, donde “CT” son las primeras letras que se repiten en los nombres de los archivos

DICOM. El programa creará un archivo *plan_im* con la información del paciente. Las imágenes DICOM pueden borrarse con el fin de no entorpecer el manejo de otros archivos.

2. Elaborar una planificación en PLUNC con los datos del paciente. Generalmente se define en primer lugar las *anaestructuras* o contornos de los órganos o tejidos anatómicos de los que se quieren obtener datos volumétricos (como por ejemplo los Histogramas Dosis Volumen). A continuación se define el haz o haces con que se irradia al paciente, es decir, el LinAc empleado, la distancia fuente superficie (SSD), el tamaño y forma del campo, así como si se emplea Colimador MultiLáminas (MLC) o no. Si se desea, se pueden incluir puntos de normalización en el plan antes de guardarlo.
3. Realizar entonces un primer cálculo de dosis con el algoritmo de PLUNC con el fin de guardar el tratamiento y salir de PLUNC.
4. Entrar al directorio principal de la planificación, con el nombre asignado y extensión *.plan*.
5. Ejecutar el script *p2mc*. A continuación se creará un subdirectorio *egs* que contendrá los archivos de entrada para MC. Aquí es donde entran en juego los programas de MCTPS-UPV elaborados en Matlab para reformular dichos archivos y pasarlos al formato MCNP5 con las técnicas de voxelizado y de reducción de varianza integradas.
6. El archivo *phantom.mcnphant* creado por *p2mc* contiene la siguiente información: número de materiales en el paciente tras la acotación según los números Hounsfield, nombre de los materiales, número de planos en *x*, en *y* y en *z* que definen los vóxeles, situación de dichos planos según el eje de coordenadas y distribución de los materiales en cada plano *xy*. El archivo *.mcnpinp* contiene la información sobre cada haz, como por ejemplo su *isocentro* respecto del paciente, la SSD, los tres ángulos de irradiación, etc. Estos archivos se colocan en una subcarpeta de nuestro programa de interfaz con MCNP5, denominada MCTPS-UPV, y se ejecuta mediante Matlab el comando *PLUNC2MCNP.m*. El programa, que detallaremos más adelante, creará un archivo de entrada en formato MCNP5 listo para ejecutarse. Dada la característica de código abierto de PLUNC2MCNP, en el programa *PLUNC2MCNP.m* se pueden modificar todas las variables que tienen que ver con la ejecución del MCNP5, tales como parámetros de reducción de varianza, número de partículas simuladas, etc.
7. Ejecutar el cálculo MCNP5 con el archivo de entrada proporcionado, del que resultará, entre otros, un archivo *meshtal* en el que se encuentra la información de la distribución de dosis conforme al mallado FMESH.
8. Colocar el archivo *meshtal* en la subcarpeta MCNP2PLUNC de nuestro programa principal y ejecutar mediante Matlab el programa MCNP2PLUNC.m. Este algoritmo creará un archivo *.3ddose* que deberá devolverse a la carpeta principal de la planificación donde, tras ejecutarse al comando del MCI *egs2dose*, el cual producirá un archivo *sum* con la información de distribución de dosis, podrá continuarse con la evaluación del plan y de los resultados del cálculo con MC.
9. Se puede visualizar directamente el archivo resultante *sum* en PLUNC mediante el comando “*plunc.pl -g*”.

6.2.3.2 Descripción de los bloques de programas de MCTPS-UPV: PLUNC2MCNP, MCNP2PLUNC y SUM2DOSE

En primer lugar se describe el programa **PLUNC2MCNP**, cuya misión consiste en leer los archivos creados por el MCI de PLUNC *phantom.mcnphant* y *mcntp.mcnpinp*, y construir con ellos un archivo de entrada *paciente.mcn* con el formato de MCNP5, listo para su simulación.

El programa se ejecuta invocando su nombre, mediante el comando “PLUNC2MCNP”. A continuación éste elimina las posibles variables acumuladas en la memoria del espacio de trabajo con la orden “clear all” y especifica que se consideren más de cuatro decimales (hasta siete o catorce, dependiendo de si es *single* o *double*) con “format long”.

Comienza entonces la lectura de las variables contenidas en *phantom.mcnphant* mediante el comando “fid = fopen('phantom.mcnphant','r')” que abre el archivo sólo para su lectura. A continuación lee la primera variable, que es el número de materiales con el comando “matnum = fscanf(fid,'d',1)”, e indica que se lea el primer valor entero en base diez. Con el comando “tline = fgets(fid)” se lee la línea actual y se pasa a la siguiente, en la cual, ya se encuentra con los nombres de los materiales. Como se ha leído en primer lugar el número de materiales, se puede crear un bucle que lea los nombres en función de cuántos sean. Quedaría de la siguiente manera:

```
for i=1:matnum
    tline = fgets(fid);
    MATERIALES{i}=tline;
end
```

Después lee las dimensiones del maniquí según el número de vóxeles en cada uno de los tres ejes “phantomdim = fscanf(fid,'%f',[1,3])” y la situación de cada uno de los planos que forman el mallado de vóxeles según cada uno de los tres ejes:

```
planosx = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(1)+1]);
planosy = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(2)+1]);
planosz = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(3)+1]);
```

Finalmente el archivo ofrece la distribución de los materiales según el número asignado a cada material en matrices bidimensionales según los cortes de planos *xy* de cada imagen tomográfica. El programa los lee por tanto en una matriz tridimensional que después empleará en la construcción del vector *lattice*, y que llama **PHANTOM**, del siguiente modo:

```
for j=1:phantdim(3)
    LATTICE{j} = fscanf(fid,'%ld',[phantdim(1),phantdim(2)]);
    PHANTOM{phantdim(3)-j+1} = LATTICE{j};
end
```

Por último se cierra el archivo de lectura *phantom.mcnphant*.

El siguiente paso será leer los parámetros concernientes al haz y a la situación del maniquí respecto de éste en el archivo *mc_rtp.mcnpinp*. Para ello se realiza una operación similar a la anterior

```
fid = fopen('mc_rtp.mcnpinp','r');
```

y una vez abierto se procede de igual manera, saltando líneas mediante “tline” y leyendo los parámetros que interesan mediante “fscanf”, obteniendo finalmente los ángulos *gantry*, *colima* y *couch*, las coordenadas del isocentro *isocentrox*, *isocentroy*, *isocentroz*, y la Distancia Fuente-Superficie *SSD*, tal y como se puede ver en los siguientes comandos:

```
for i=1:29
    tline = fgets(fid);
end
gantry = fscanf(fid,'%f',1);
tline = fgets(fid);
tline = fgets(fid);
colima = fscanf(fid,'%f',1);
tline = fgets(fid);
tline = fgets(fid);
couch = fscanf(fid,'%f',1);
for i=1:15
    tline = fgets(fid);
end
SSD = fscanf(fid,'%f',1);
for i=1:6
    tline = fgets(fid);
end
isocentrox = fscanf(fid,'%f',1);
coma = fscanf(fid,'%c',1);
isocentroy = fscanf(fid,'%f',1);
coma = fscanf(fid,'%c',1);
isocentroz = fscanf(fid,'%f',1);
```

Una vez leídos todos los datos necesarios, sólo resta escribirlos en el formato de archivo de entrada de MCNP5. Sin embargo es necesario prepararlos antes. En primer lugar, se deben resituar los planos según el isocentro, de manera que en la simulación con MCNP5 éste quede centrado con el haz proveniente del LinAc y a la distancia SSD especificada. Dado que en la simulación del acelerador lineal que da lugar al plano-espacio de fase el haz comienza a irradiar en el punto (0,0,0) del eje de coordenadas, procede en primer lugar a situar al maniquí en el origen de coordenadas:

```
pxizda=planosx(1,1)-isocentrox;
pxdcha=planosx(1,phantdim(1)+1)-isocentrox;
pyizda=planosy(1,1)-isocentroy;
pydcha=planosy(1,phantdim(2)+1)-isocentroy;
pzabajo=planosz(1,1)-isocentroz;
pzarriba=planosz(1,phantdim(3)+1)-isocentroz;
```

y a continuación se sitúa a la distancia SSD según el eje *x*:

```
pxizdassd=pxizda+SSD;
pxdchassd=pxdcha+SSD;
```

También debe el programa calcular la distancia entre planos, requisito para poder definir correctamente los vóxeles en MCNP5:

```
dx=( (pxdchassd-pxizdassd)/phantdim(1))+0.000001;
dy=( (pydcha-pyizda)/phantdim(2))+0.000001;
dz=(pzarriba-pzabajo)/phantdim(3);
```

El 0,00001 en x e y se añade para evitar que al sumar los decimales queden espacios vacíos entre planos.

Ahora ya está listo el programa para escribir un archivo de entrada MCNP5, que invocará a *paciente.mcn* mediante el comando “fid = fopen('paciente.mcn','a')”. El procedimiento para la definición de la tarjeta *lattice* es el mismo que se ha explicado en el apartado 6.1.3. En la primera línea de la tarjeta el programa escribe la situación del punto origen de definición del vector *lattice*, que es el coincidente con la intersección de los planos más a la izquierda según x e y y más abajo según z , tal y como muestra la orden de Matlab:

```
fprintf(fid,' 998 0 -2 1 -4 3 -6 5 fill=999 (%g %g %g) \n',
pxizdassd,pyizda,pzabajo);
```

La siguiente línea de la tarjeta corresponde a la definición del *lattice*, para la que es necesario conocer las dimensiones del maniquí voxelizado:

```
fprintf(fid,' 999 0 -8 7 -10 9 -12 11 u=999 lat=1 fill=0:%g 0:%g 0:%g
\n', phantdim(1)-1,phantdim(2)-1,phantdim(3)-1);
```

A continuación se lleva a cabo la escritura del vector *lattice*, para lo cual el programa dispone de un bucle mediante el que va escribiendo los materiales almacenados en *PHANTOM*, según el orden dispuesto para la tarjeta, explicitado en el apartado 6.1.3:

```
contvirt=0;
for k=1:phantdim(3)
    for j=1:phantdim(2)
        for i=1:phantdim(1)
            universo=PHANTOM{k}(i,j);
            contvirt=contvirt+1;
            fprintf(fid,' %g',universo);
            if contvirt>=35
                fprintf(fid,' \n ');
                contvirt=0;
            end
        end
    end
end
```

Después del vector el archivo de entrada requiere la definición de los universos, que en nuestro caso coincidirán con los materiales definidos en la acotación de los números de Hounsfield en PLUNC. En éste caso, tal y como se ha explicado en apartados anteriores, se trata de tres materiales correspondientes a los materiales que componen el maniquí RANDO (Aire, Tejido Blando y Tejido Óseo). Quedará de la siguiente manera:

```
fprintf(fid,'1 1 -0.001293 -8 7 -10 9 -12 11 u=1 \n');
fprintf(fid,'2 2 -0.997 -8 7 -10 9 -12 11 u=2 \n');
```

```
fprintf(fid,'3 3 -1.61      -8 7 -10 9 -12 11  u=3 \n');
```

Aquí concluye la definición de la tarjeta *lattice*, y el siguiente paso consistirá en definir el resto de la geometría del archivo de entrada, de forma que la caja de resonancia y el universo exterior coincidan con los del archivo de entrada del cabezal del acelerador con que se ha realizado la simulación del plano-espacio de fase. Así se define la caja de resonancia que no contiene al maniquí, y se le aplica una tarjeta de transformación que más tarde se definirá y que permitirá aplicar los ángulos de irradiación, como el *gantry*:

```
fprintf(fid,'200 1 -0.0013 -13 14 16 -15 18 -150  TRCL=1 \n');
```

La caja de resonancia que contiene al maniquí, también con la tarjeta de transformación:

```
fprintf(fid,'202 1 -0.0013 -13 14 16 -15 150 -17  #998 TRCL=1 \n');
```

Y finalmente el resto del universo, con la misma transformación:

```
fprintf(fid,'c Resto del Universo \n203 0 13:-14:-16:15:-18:17 TRCL=1 \n');
```

Como se puede observar, el maniquí queda siempre estático y es el plano-espacio de fase el que se mueve según la transformación dictada por los ángulos de irradiación.

El siguiente paso en el archivo de entrada es la definición de los planos que delimitan tanto el tamaño del vóxel, el cubo que contiene el vector *lattice*, las cajas de resonancia y el universo. A continuación se puede ver cómo quedan:

```
fprintf(fid,'c DEFINICION DE LOS PLANOS ');
fprintf(fid,'\n');
fprintf(fid,'1 px  %g \n',pxizdassd);
fprintf(fid,'2 px  %g \n',pxdchassd);
fprintf(fid,'3 py  %g \n',pyizda);
fprintf(fid,'4 py  %g \n',pydcha);
fprintf(fid,'5 pz  %g \n',pzabajo);
fprintf(fid,'6 pz  %g \n',pzarriba);
fprintf(fid,'7 px  0 \n');
fprintf(fid,'8 px  %g \n',dx);
fprintf(fid,'9 py  0 \n');
fprintf(fid,'10 py %g \n',dy);
fprintf(fid,'11 pz  0 \n');
fprintf(fid,'12 pz %g \n',dz);
fprintf(fid,'c Cajas de Resonancia\n');
fprintf(fid,'13 py 100\n');
fprintf(fid,'14 py -100 \n');
fprintf(fid,'15 pz 100 \n');
fprintf(fid,'16 pz -100 \n');
fprintf(fid,'17 px 200 \n');
fprintf(fid,'18 px -50 \n');
fprintf(fid,'c Plano-Espacio de fase\n');
fprintf(fid,'150 px 52.9 \n');
```

Después de la definición de los planos el programa procede a la definición de las tarjetas que delimitan los parámetros de simulación. Provisionalmente y para no interrumpir el seguimiento de la escritura del archivo de entrada se muestran, sin mayor detalle, ya que el apartado 6.4 se dedica a explicar dichos parámetros.

```
fprintf(fid,'mode p e \n');
fprintf(fid,'PRDMP 100000 -1 1 2 0 \n');
fprintf(fid,'RAND gen=2 STRIDE=150000 \n');
fprintf(fid,'PHYS:P 7 0 1 \n');
fprintf(fid,'CUT:E 1J 0.1 3J \n');
fprintf(fid,'imp:e 1 1 1 1 1 1 1 0 \n');
fprintf(fid,'imp:p 1 1 1 1 1 1 1 0 \n');
fprintf(fid,'PRINT -128 -140 \n');
```

Después de la definición de las tarjetas, prosigue con la definición de los materiales. Tal y como se ha indicado anteriormente, se obtienen tres materiales que son los resultantes de la acotación particular de los números Hounsfield llevada a cabo en la definición del MCI de PLUNC. Se trata, pues, de los materiales de composición del maniquí RANDO: Aire, Tejido Blando y Tejido Óseo, y sus respectivas composiciones atómicas.

```
fprintf(fid,'m1 6000 -0.00012 7014 -0.75527 \n');
fprintf(fid,' 8016 -0.23178 20000 -0.01283 \n');
fprintf(fid,'m2 1001 -0.0918 6000 -0.6778 7014 -0.025 \n');
fprintf(fid,' 8016 -0.2031 \n');
fprintf(fid,'m3 1001 -0.05 6000 -0.212 7014 -0.04 \n');
fprintf(fid,' 8016 -0.435 11023 -0.001 12000 -0.002 \n');
fprintf(fid,' 15031 -0.081 16000 -0.003 20000 -0.176 \n');
```

A continuación se indica al código que debe buscar la fuente en el archivo que contiene el plano-espacio de fase mediante el comando “`fprintf(fid,'SSR \n');`”. Después sigue la definición de la tarjeta FMESH, en la que se indica al código un mallado sobre el que debe recoger los datos de fluencia o dosis en un archivo, con el que más adelante poder retornar los datos a PLUNC mediante el programa MCNP2PLUNC. La definición del encabezado de la tarjeta es como sigue:

```
fprintf(fid,'fmesh14:p geom=xyz origin=%g %g %g
&\n',pxizdassd,pyizda,pzabajo);
fprintf(fid,'imesh %g iints %g jmesh %g jintns %g kmesh %g kints %g
out=ij\n',pxdchassd,phantdim(1),pydcha,phantdim(2),pzarriba,phantdim(
3));
```

Llegados a este punto, ocurre que en la definición del *tally* mallado reside una de las principales diferencias entre MCNP5 y MCNPX. En el caso de MCNP5 observamos que se necesita definir un *tally* tipo FMESH para cada material y cada tipo de partícula (fotones y electrones), de forma que, indicando los factores de conversión de flujo a dosis para cada material y tipo de partícula, finalmente se puedan sumar los resultados y obtener la dosis relativa total en cada vóxel, según el material que lo componga. Los factores de conversión se obtienen según se explica más adelante en el apartado 6.4.3, y se introducen en el *tally* tras cada encabezado mediante las tarjetas DE y DF. En el caso de MCNPX el *tally* es tipo TMESH y posee otra forma distinta de escribirse, pese a que su esencia es la misma. MCNPX ofrece la posibilidad de calcular la dosis para fotones sin necesidad de introducir

los factores de conversión, puesto que los calcula internamente, no siendo así para electrones. A continuación puede verse un ejemplo:

```
tmesh
rmesh1:p dose 10 1 1 1.0
cora1 80.4167 194i 119.583
corb1 -12.5089 124i 12.509
corc1 -26.5 79i 13.5
rmesh31:e dose 4 3 1 1.0 mfact 4 1 0 1.0
cora31 80.4167 194i 119.583
corb31 -12.5089 124i 12.509
corc31 -26.5 79i 13.5
endmd
```

Por último se define la transformación en función del ángulo *gantry* de irradiación que se ha leído del archivo *mcrtp.mcnpinp* de la siguiente manera:

```
fprintf(fid,'TR1 100 0 0 %g %g %g %g %g %g %g %g %g -
1\n',angulo,90+angulo,angulo,angulo,90,90,90,0);
```

y se fija el número de partículas a simular, cuya elección se detallará también en el apartado 6.4 “`fprintf(fid,'Nps 200000000000\n');`”. Para cerrar el fichero de escritura se asigna el comando “`fclose(fid);`”.

Con este archivo de entrada completo se puede ejecutar directamente la simulación de la irradiación con MCNP5, el cual, atendiendo a la tarjeta *FMESH* o *TMESH*, como se ha explicado, producirá un archivo de salida con la información de las distribuciones de dosis organizadas según el mallado definido. La estrategia que sigue este trabajo es la de almacenar los valores de distribución de dosis para cada uno de los materiales en matrices distintas, y después asignar, mediante un algoritmo en Matlab, a cada vóxel la dosis que le corresponde según el material que contiene. Este proceso, tal y como se acaba de mencionar, no resultaría necesario en caso de simulación con MCNPX puesto que éste convierte directamente el flujo a dosis en cada vóxel con los factores de conversión que él mismo calcula.

Tras esta explicación, se procede a detallar el funcionamiento del programa **MCNP2PLUNC**, el cual, con objeto de un fácil manejo, se ha dividido en tres bloques o subrutinas con distintas funciones. El programa comienza invocando a la subrutina **MATRIZDOSIS** que será la que se encargue de leer el archivo de salida de MCNP5 *meshtal* y almacenar los datos de distribución de dosis en una matriz ya procesada y calculada con las distribuciones de dosis correspondientes a cada vóxel según su material y convertidas a la unidad adecuada. A su vez, la rutina **MATRIZDOSIS** contiene otras dos subrutinas **MATRIZMAT** y **LEERMESHTAL**, la primera encargada de crear una matriz con la distribución de materiales por vóxeles a partir del archivo del MCI de PLUNC *phantom.mcnphant*, y la segunda encargada de leer el archivo *meshtal* y producir una celda que contenga las distintas matrices con distribuciones de dosis por material y sus correspondientes dispersiones estadísticas. **MATRIZDOSIS** comienza invocando a **MATRIZMAT**, la cual abre el archivo *phantom.mcnphant* como archivo de sólo lectura mediante el comando “`fid = fopen('phantom.mcnphant','r');`” y a continuación lee los parámetros del archivo y almacena la distribución de materiales en una celda *LATTICE* exactamente de la misma forma que hace **PLUNC2MCNP** y ya se ha descrito con

anterioridad. Después simplemente transforma la celda a matriz tridimensional mediante un bucle muy sencillo, y la llamará *DFINI*, la cual queda disponible en el espacio de trabajo.

Continúa así **MATRIZDOSIS** invocando a la subrutina **LEERMESHTAL**, que empieza efectivamente a leer el archivo de salida de MCNP5 abriéndolo con el comando “fid=fopen('meshtal','r');”. Continúa leyendo el número de filas y columnas que almacenará y que coincidirán con las dimensiones x e y del maniquí, así como las dimensiones de z , mediante dos bucles, el primero de los cuales sitúa el comienzo de la lectura en la línea de las fronteras del mallado del eje x :

```

aviso=0;
while (aviso==0)
    line=fgetl(fid);
    if length(line)<16
        s=['          '];
    else
        s=line(1:16);
    end
    if s=='      X direction:'
        aviso=1;
    end
end
boundx=sscanf(line(17:end),'%f');
nx=length(boundx)-1;
a=nx;
line=fgetl(fid);
boundy=sscanf(line(17:end),'%f');
ny=length(boundy)-1;
b=ny;
line=fgetl(f);
boundz=sscanf(line(17:end),'%f');
nz=length(boundz)-1;
c=a+1;

```

A continuación vuelve al principio del archivo mediante “frewind(fid)” y comienza un bucle que lee línea por línea todo el archivo (hasta que ya no encuentra más líneas) y va almacenando los datos por matrices de la siguiente manera: cada vez que encuentra la cadena de caracteres “Mesh Tally N” comienza una matriz tridimensional nueva que almacena dentro de una celda, que, en primer lugar se llamará *FLUXE*, correspondiente a la dosis calculada para cada material y para fotones y electrones por separado, y cada vez que encuentra la cadena de caracteres “Z bin:” lee la matriz bidimensional xy con las dimensiones de *DFINI* y con los valores de fluencia en el plano xy y la va sumando a la matriz tridimensional *FLUXE*. Puesto que los valores de dosis en *meshtal* están en formato exponencial, se especifican como tal en el comando de lectura *fscanf*. Una vez ha leído todos los valores de dosis y llega al final del archivo, el programa vuelve a comenzar desde el principio mediante el comando “frewind(fid)” y lee esta vez los valores de dispersión estadística, esta vez después de identificar la cadena de caracteres “Relative”, almacenándolos en la celda *ERRORE*. El bucle quedaría de la siguiente manera:

```

c=a+1;
while 1
    tline = fgets(fid,13);
    TG=strcmp(tline,' Mesh Tally N');
    TF=strcmp(tline,' Z bin:      ');
    if TG==1
        p=p+1;
    end
end

```

```

        k=0;
    end
    if TF==1
        k=k+1;
        for i=1:4
            tline=fgetl(fid);
        end
        A(:,:,k)=fscanf(fid,'%12e',[c b]);
        for i=2:c
            for j=1:b
                AA(j,i-1,k)=A(i,j,k);
            end
        end
        FLUXE{p}=AA;
    end
    if ~ischar(tline), break, end
end
frewind(fid)
p=0;
while 1
    tline = fgets(fid,13);
    TG=strcmp(tline,' Mesh Tally N');
    TF=strcmp(tline,' Relative');
    if TG==1
        p=p+1;
        k=0;
    end
    if TF==1
        k=k+1;
        for i=1:2
            tline=fgetl(fid);
        end
        B(:,:,k)=fscanf(fid,'%12e',[c b]);
        for i=2:c
            for j=1:b
                BB(j,i-1,k)=B(i,j,k);
            end
        end
        ERRORE{p}=BB;
    end
    if ~ischar(tline), break, end
end
end

```

Finalmente, se cierra el archivo de lectura y las dos celdas *FLUXE* y *ERRORE* con las distribuciones de dosis y de dispersiones quedan en el espacio de trabajo.

El siguiente paso en **MATRIZDOSIS** consiste en separar en matrices distintas la dosis de fotones y la de electrones, las cuales son almacenadas por **LEERMESHTAL** en la misma matriz *FLUXE*, con objeto de poder operar cómodamente con ellas por separado, del siguiente modo:

```

for i=1:3
    FFLUXE{i}=FLUXE{i};
end
for i=4:6
    EFLUXE{i-3}=FLUXE{i};
end

```

El programa almacena entonces las tres dimensiones de *DFINI* en parámetros separados en preparación para el bucle de cálculo de dosis:

```
tama=size(DFINI);
a=tama(1,1);
b=tama(1,2);
c=tama(1,3);
```

Y procede a calcular la dosis en cada punto del malla sumando la dosis de fotones y la de electrones en ese punto, y transformando las unidades de MeV/g a Sieverts (J/kg) mediante el factor de conversión correspondiente, obteniendo así una matriz tridimensional *DOSISF* con la distribución de dosis calculada con MCNP5:

```
for k=1:c
  for j=1:b
    for i=1:a
      if DFINI(i,j,k)==1
        DOSISF(i,j,k)=(FFLUXE{1}(i,j,k))*1.6021e-10;
        DOSISE(i,j,k)=(EFLUXE{1}(i,j,k))*1.6021e-10;
      elseif DFINI(i,j,k)==2
        DOSISF(i,j,k)=(FFLUXE{2}(i,j,k))*1.6021e-10;
        DOSISE(i,j,k)=(EFLUXE{2}(i,j,k))*1.6021e-10;
      elseif DFINI(i,j,k)==3
        DOSISF(i,j,k)=(FFLUXE{2}(i,j,k))*1.6021e-10;
        DOSISE(i,j,k)=(EFLUXE{2}(i,j,k))*1.6021e-10;
      elseif DFINI(i,j,k)==4
        DOSISF(i,j,k)=(FFLUXE{3}(i,j,k))*1.6021e-10;
        DOSISE(i,j,k)=(EFLUXE{3}(i,j,k))*1.6021e-10;
      elseif DFINI(i,j,k)==5
        DOSISF(i,j,k)=(FFLUXE{3}(i,j,k))*1.6021e-10;
        DOSISE(i,j,k)=(EFLUXE{3}(i,j,k))*1.6021e-10;
      end
      DOSIS(i,j,c-k+1)=DOSISF(i,j,k)+DOSISE(i,j,k);
    end
  end
end
```

Finalmente, **MCNP2PLUNC** crea un archivo *paciente.3ddose* “fid = fopen('paciente.3ddose','a');” en el que escribe las dosis con el formato que después leerá el MCI de PLUNC, es decir, con el mismo formato con el que crea el vector de materiales pero substituyendo esta vez los materiales por las dosis. El bucle que lo compone reza de la siguiente manera:

```
for k=1:tama(1,3)
  for i=1:tama(1,1)
    for j=1:tama(1,2)
      dosis=DOSISF(i,j,k);
      fprintf(fid,' %g',dosis);
    end
    fprintf(fid,' \n');
  end
end
```

El programa **SUM2DOSE** es un algoritmo sencillo que permite asimilar la información del archivo creado por PLUNC mediante el programa del MCI *print_grid* a Matlab para trabajar con ella. El programa *print_grid* simplemente escribe en un archivo de texto la información de distribución de dosis almacenada en el archivo binario de PLUNC *sum*. Así, **PLUNC2DOSE** abre el archivo resultante de *print_grid*, lee las dimensiones del mallado y lee las dosis en cada punto del mallado almacenándolas en un archivo *DOSIS*, del siguiente modo:

```

fid = fopen('dose_plunc','r');
phantdim = fscanf(fid,'%d',[1,3]);
planosx = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(1,1)+1]);
planosy = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(1,2)+1]);
planosz = fscanf(fid,'%f',[1,phantdim(1,3)+1]);
for j=1:phantdim(1,3)
    DOSIS{j} = fscanf(fid,'%f', [phantdim(1,1),phantdim(1,2)]);
end
fclose(fid)

```

6.2.4 Acotación de los Números Hounsfield por Intervalos

En el planificador PLUNC, como en cualquier otro planificador comercial, la asignación de índices de identificación de órgano o tejido, a partir de las imágenes de tomografía, para su posterior conversión, en este caso, a vector *lattice* en formato MCNP, requiere el conocimiento previo de la curva de densidad electrónica relativa (DER) en función de las unidades Hounsfield (HU). Esta curva se obtiene mediante la calibración estequiométrica, es decir, la parametrización de HU en función de la densidad electrónica y número atómico de materiales de composición conocida. Una vez conocida la relación entre los números Hounsfield y la densidad electrónica, relativa a las imágenes que se utilizan en la planificación, se puede introducir en el código del planificador, concretamente en el algoritmo *make_phantom*, en forma de intervalos, para que así éste pueda procesar un archivo de información del maniquí con los materiales correspondientes a cada órgano. De esta forma, se asigna un intervalo de HU (escala de grises en la imagen) correspondiente a cada material. A continuación se propone el ejemplo de una división en cinco intervalos que comprenden los materiales AIRE, PULMONES, ÓRGANO BLANDO, HUESO y METAL, en el código de PLUNC:

```

{
    // Set CT->density conversion
    nummat = 5;
    strcpy(med[0],"AIRE");
    ctup[0]=50; denlow[0]=0.001f; denup[0]=0.044f; estep[0]=1.0;
    strcpy(med[1],"PULMONES");
    ctup[1]=300; denlow[1]=0.044f; denup[1]=0.302f; estep[1]=1.0;
    strcpy(med[2],"ORGANO BLANDO");
    ctup[2]=1125; denlow[2]=0.302f; denup[2]=1.101f; estep[2]=1.0;
    strcpy(med[3],"HUESO");
    ctup[3]=3000; denlow[3]=1.101f; denup[3]=2.088f; estep[3]=1.0;
    strcpy(med[4],"METAL");
    ctup[4]=5000; denlow[4]=2.088f; denup[4]=19.3f; estep[4]=1.0;
}

```

Se proporciona por tanto al código información del número mayor en el intervalo de grises, de la densidad mínima y máxima (de las cuales el programa o bien calculará la media o bien realizará una interpolación), y del número de identificación asignado a ese intervalo. En el momento de procesar la información de las imágenes para conformar la información

del maniquí, el código producirá una matriz o vector tridimensional con los índices de identificación de cada órgano, que luego la interfaz Monte Carlo escribirá en forma de archivo de entrada del código, en este caso, un voxelizado con el método de *lattice* para MCNP5.

La curva HU vs DER empleada en esta tesis, cortesía del *Hospital Clínic Universitari de València*, es la siguiente:

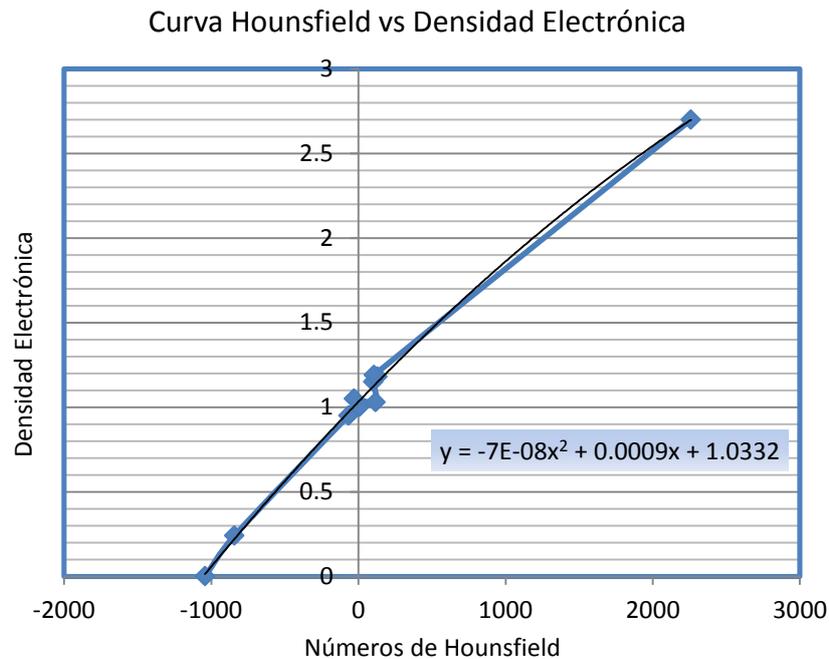


Figura 32. Curva HU vs DER.

A partir de esta curva el usuario de MCTPS-UPV puede dividir el intervalo completo de números de Hounsfield en el número de sub-intervalos que estime conveniente según los materiales de interés de su paciente o maniquí particular, a los que designa al mismo tiempo una densidad electrónica máxima y mínima. Estos datos se implementan en el algoritmo *make_phantom* y la interfaz procede automáticamente a realizar la segmentación de las imágenes tomográficas según tales intervalos. En el caso de la presente tesis se ha dividido simplemente en tres, correspondientes a los materiales de composición de un maniquí antropomórfico estándar, es decir, Aire, Tejido Blando y Tejido Óseo. La disposición queda por tanto de la siguiente manera.

```
{          // Set CT->density conversion
nummat = 3;
strcpy(med[0], "AIRE");
ctup[0]=50; denlow[0]=0.001f; denup[0]=0.044f; estep[0]=1.0;
strcpy(med[2], "TEJIDO BLANDO");
ctup[1]=1125; denlow[1]= 0.044f; denup[1]=1.101f; estep[1]=1.0;
strcpy(med[3], "TEJIDO ÓSEO");
ctup[2]=5000; denlow[2]=1.101f; denup[2]= 19.3f; estep[2]=1.0;
}
```

6.2.5 CERR: Evaluación y Comparación de Resultados

En este trabajo se emplea el programa CERR (Deasy *et al.*, 2007) con objeto de complementar las gráficas proporcionadas por PLUNC con otras más precisas y fáciles de manipular, y principalmente con el fin de comparar los resultados de PLUNC y MCNP5 mediante gráficas de dosis en profundidad, herramienta de que carecen las capacidades visuales de PLUNC. Éstas nos dan una idea más precisa de cómo varían los resultados según el tipo de cálculo cuando existen heterogeneidades acusadas en el maniquí o paciente. Además CERR ofrece la posibilidad de restar mapas de dosis, con lo que podemos estimar las diferencias entre una planificación y otra.

CERR (“Computational Environment for Radiological Research / Entorno Computacional para Investigación Radiológica”, en inglés pronunciado de la misma forma que la palabra “sir”, que significa “señor”), cortesía del departamento de Oncología de Radiación, el Instituto Mallinckrodt de Radiología, el Centro de Estudios del Cáncer Alvin J. Siteman y el Centro Médico Universitario de Washington, es un entorno de software que abarca tres necesidades fundamentales en el campo de la investigación en planificación de tratamientos de radioterapia: (a) proporciona un software apropiado y potente para desarrollar y normalizar conceptos en la planificación de tratamientos, (b) sirve como entorno de integración para combinar los software de la planificación, escritos en múltiples lenguajes (Matlab, Fortran, C/C++, Java, etc.), y la información de la planificación (scans de tomografía computarizada, estructuras diseñadas, distribuciones de dosis, etc.), (c) proporciona la capacidad para extraer las planificaciones de distintos sistemas de planificación utilizando el conocido sistema de archivo AAPM/RTOG, y (d) proporciona una herramienta apropiada y potente para compartir y reproducir los resultados de planificaciones de tratamientos. Los componentes funcionales que actualmente se distribuyen, incluyendo el código fuente, incluyen: un programa de importación que convierte el formato de planificación de tratamientos AAPM/RTOG en una celda de datos en lenguaje Matlab, facilitando así su manipulación, visualizadores que permiten ver las imágenes de tomografía computarizada axiales, coronales y sagitales, los contornos de las estructuras, las películas digitales y las líneas de isodosis, una serie de herramientas de contorneado para editar y/o crear estructuras anatómicas, herramientas de cálculo y visualizado de los histogramas dosis-volumen y dosis-superficie, y varios comandos predefinidos. CERR permite al usuario rescatar cualquier información importante en AAPM/RTOG sobre el archivo de la planificación. El código es relativamente sencillo y comprensible, ya que se apoya en las definiciones de nombre de las estructuras de campo de Matlab, basadas en el estándar AAPM/RTOG. Así se pueden también añadir nuevos nombres de estructuras de campo de forma dinámica o permanente. También pueden almacenarse nuevos componentes de tipo datos arbitrarios y acceder a ellos sin perturbar la operación del sistema. CERR se ha utilizado para complementar las investigaciones en el diseño de resultados-dosis-volumen, cálculo de dosis con Monte Carlo y optimización de planificaciones de tratamientos de radioterapia. En resumen, CERR proporciona un marco común potente que permite a los investigadores emplear series de datos y comparar y compartir resultados.

6.3 Maniquí Físico RANDO

En este apartado se proporciona, en primer lugar, un estado del arte en torno al maniquí físico RANDO, empleado en este estudio con objeto de llevar a cabo la simulación de irradiación en un maniquí antropomórfico voxelizado, para estudiar el efecto de las heterogeneidades en los algoritmos MC, y se explica, en segundo lugar, su aplicación

concreta (adquisición de imágenes y voxelización para MCNP) a las simulaciones llevadas a cabo con MCTPS-UPV.

6.3.1 Historia y Aplicaciones del Maniquí Físico RANDO

El maniquí RANDO, producido por *The Phantom Laboratory*, es uno de los maniqués físicos más antiguos y más utilizados en dosimetría de la radiación. El maniquí fue originalmente diseñado por Dr. Lawrence H. Lanzl en 1959. The Phantom Laboratory adquirió los derechos de producción de los Alderson Research Laboratories en 1989. Tradicionalmente, este maniquí ha sido utilizado para proporcionar distribuciones de dosis detalladas en la evaluación de planificación de tratamientos de radioterapia. El maniquí RANDO consta de aire, esqueleto humano o material que simula hueso, material equivalente a tejido blando y a tejido pulmonar. Este maniquí típicamente incorpora material óseo real proveniente del esqueleto de cadáveres humanos, aunque hoy en día The Phantom Laboratory está comenzando a sustituirlo por otro sintético que lo simula. Los materiales equivalentes al tejido blando y tejido pulmonar se producen mediante el uso de una fórmula privada de poliuretano que sirve para intervalos de absorción de energía típicos en tratamientos terapéuticos. Estos materiales se utilizan para producir maniqués que representan modelos adultos bien de varón o de mujer.

El material equivalente a tejido blando RANDO fue diseñado como réplica del número atómico efectivo, densidad electrónica y densidad física del tejido muscular con grasa distribuida de forma aleatoria. El material equivalente a tejido pulmonar RANDO fue diseñado de manera análoga, imitando el número atómico efectivo, densidad electrónica y densidad física del tejido pulmonar en un estado de respiración medio. La composición elemental de los materiales equivalentes RANDO presenta una diferencia significativa respecto del porcentaje en peso de carbono y oxígeno de los tejidos humanos. Esto se debe al bajo contenido en oxígeno de la mayoría de los polímeros y resinas en comparación con los tejidos humanos; conseguir una composición elemental en correspondencia absoluta resulta prácticamente imposible. Considerando esta limitación, se asume que el oxígeno y el carbono son intercambiables. La suma de carbono y oxígeno debe ser similar a la del tejido a imitar. En los intervalos de energías en los que dominan las interacciones tipo Compton, como es en el caso de la radioterapia, esta asunción es razonable. En los niveles de energía típicos de los diagnósticos, la asunción es menos razonable debido a la fuerte dependencia de las interacciones con efecto fotoeléctrico respecto del número atómico. Los cálculos de coeficientes másicos de atenuación y de absorción de los materiales equivalentes RANDO se corresponden bastante bien con los de los órganos pertinentes en el intervalo energético de 0,1-100 MeV; por debajo de 0,1 MeV la equivalencia empieza a disminuir.

La anatomía del maniquí RANDO se fundamenta en los números antropométricos obtenidos del *U.S. Air Force Survey* en los años 50. Existen dos maniqués: el *RANDO Man* (varón) y el *RANDO Woman* (mujer). El *RANDO Man* constituye una figura humana masculina de 175 cm de alto y 73,5 kg de peso. El *RANDO Woman* representa una figura humana femenina de 163 cm y 54 kg. Ninguno de los dos posee brazos o piernas. Tradicionalmente se han construido a partir de esqueletos humanos. Dichos esqueletos han sido objeto de ajustes mínimos para perfilar la simetría, reconstruir articulaciones o adaptarlos a la forma de los moldes. A los pulmones se les da forma a mano y se modelan de manera que se ajusten a las costillas. El pulmón izquierdo es más pequeño que el derecho con objeto de dejar espacio al corazón. Los huecos de aire de la cabeza, cuello y bronquios están duplicados. Existe una gran variedad de tamaños de pechos para estos maniqués, y su forma no es del todo natural, como se puede apreciar en la Figura 33.

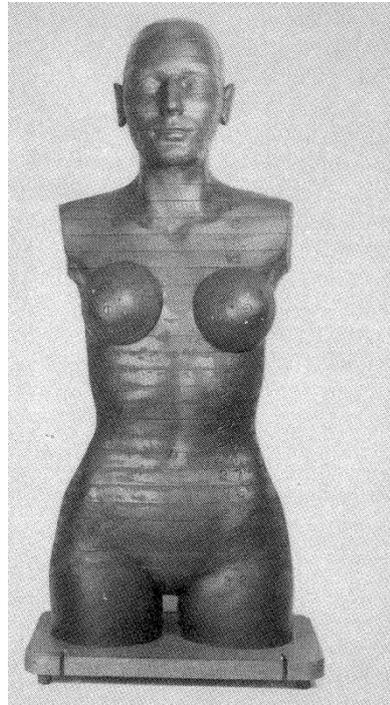


Figura 33. Maniquí RANDO Woman.

El maniquí RANDO consta de lonchas de 2,5 cm de grosor y de una malla de cavidades insertas en los materiales equivalentes a tejido blando y pulmón en cada loncha. Las cavidades pueden ser de 3 cm x 3 cm o de 1,5 cm x 1,5 cm. Las medidas de distribución de dosis pueden realizarse mediante películas o dosímetros individuales.

EL maniquí RANDO es una herramienta útil en distintos tipos de estudios, en los que se cuantifica de forma directa la dosis en pacientes. Recientemente, Wen *et al.* utilizaron TLDs en el maniquí RANDO para medir el incremento de dosis en pacientes que recibían TRIM para cáncer de próstata, debido al uso diario de TC pélvica con haz cónico para la actualización diaria de la geometría anatómica. De forma similar, Luz *et al.* (2007) analizaron la dosis resultante de cuatro protocolos de colonografía MDCT diferentes. Fitousi *et al.* (2006) estudiaron la dosis efectiva en el paciente durante una vertebroplastia, que requiere una exposición fluoroscópica, utilizando un maniquí RANDO cargado con TLDs. Theocharopoulos *et al.* (2002) utilizaron el maniquí RANDO con TLDs para estudiar la dosis efectiva directa en radiografías abdominales anterior-posterior (AP), radiografías de tórax PA, radiografías de cabeza PA y fluoroscopias de corazón AP.

El maniquí RANDO se ha utilizado de forma extensiva, como en el estudio de Theocharopoulos *et al.* (2002), para validar maniqués computacionales para dosimetría. Por ejemplo, Compagnone *et al.* (2005) compararon los valores de dosis en piel resultantes de 11 exámenes radiográficos estándares utilizando tres maniqués antropomórficos (incluyendo el maniquí RANDO), dos físicos cilíndricos y uno computacional. Deak *et al.* (2008) utilizaron el maniquí RANDO para validar una herramienta de MC para estimaciones de dosis en pacientes en TC utilizando protocolos arbitrarios. Popescu *et al.* (2005) calcularon la dosis absoluta utilizando un método MC capaz de incorporar unidades de monitor aplicable a cualquier configuración de campo abierto o modulado, incluyendo IMRT. Utilizaron El

maniquí *RANDO Woman* para validar sus resultados en un amplio abanico de condiciones de irradiación.

6.3.2 Aplicación del Maniquí Físico *RANDO*

El maniquí femenino *RANDO* utilizado en este trabajo fue proporcionado por el *Hospital Universitari Clinic de València*. De la cabeza del maniquí se obtuvieron 80 cortes de Tomografía Computarizada con una resolución de imagen de 512 x 512 píxeles y 16 bits por píxel –de los cuales reales son 12 y el resto son ceros–, separadas 0,4 cm una de otra.

Esta serie de imágenes se pueden introducir en la planificación de PLUNC mediante el comando *dicom2plan_im*, el cual convierte las 80 imágenes DICOM en un único archivo con formato de PLUNC denominado *plan_im*, con el que ya se puede proceder a la segmentación de las imágenes mediante la herramienta *anastruct editor*. En un principio las estructuras anatómicas o *anaestructuras* empleadas sirven para realizar cálculos de estimación como los Histogramas Dosis Volumen, y no para el cálculo directo de la dosis, que se basa en las densidades electrónicas relativas proporcionadas por las imágenes. Las estructuras segmentadas en este trabajo han sido la piel, *skin*, que delimita el material de Tejido Blando y el hueso, *skeleton*, que delimita el material Tejido Óseo. Además, la segmentación de la piel indica a PLUNC dónde debe comenzar a realizar los cálculos de dosis y por tanto las gráficas de distribución de dosis sólo mostrarán curvas a partir de dicha *anaestructura*.

Una vez segmentado el maniquí, los programas en Matlab de MCTPS-UPV leen la información geométrica, considerando el tamaño o volumen del maniquí y su *isocentro*, que en este caso corresponde al centro de masas, calculado por PLUNC. El modelo tridimensional voxelizado en MCNP5 puede verse en la Figura 34, visualizado mediante el código Sabrina, para un tamaño de vóxel de 2 mm x 2 mm x 5 mm.

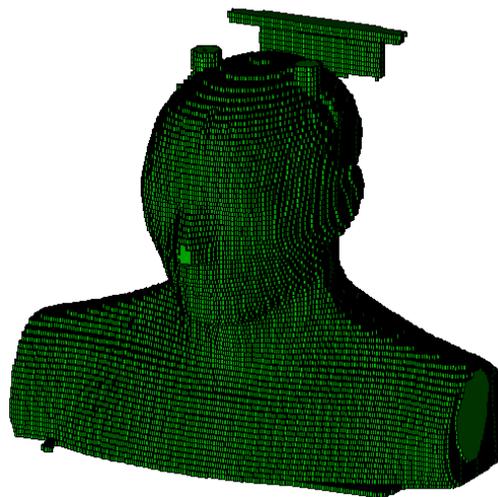


Figura 34. Maniquí *RANDO* con tamaño de vóxel de 2 mm, visualización con Sabrina.

El modelo final del maniquí *RANDO* voxelizado con un tamaño de vóxel de 2mm x 2mm x 5mm es una estructura *lattice* con 1.950.000 vóxeles (195x125x80), contando los vóxeles de aire. El modelo final del maniquí *RANDO* voxelizado con un tamaño de vóxel de

4mm x 4mm x 5mm es una estructura *lattice* con 481.120 vóxeles (97x62x80), teniendo en cuenta también los vóxeles de aire. Nótese que se pueden apreciar ciertas partes de la unidad de radioterapia, tales como los enganches de sujeción de la cabeza o parte de la estructura de sujeción del maniquí, reflejados en las imágenes TC.

6.4 Parámetros de Simulación con MCNP

En este apartado se describe el estudio efectuado en torno a los parámetros de simulación que entran en juego a la hora de optimizar tanto el tiempo de computación como la estadística de las simulaciones del transporte de partículas con MCNP, en la irradiación de un maniquí antropomórfico voxelizado.

En primer lugar, se ha estudiado la influencia de las opciones de compilación del código en el tiempo de computación, la velocidad de simulación y resultados estadísticos de tres de las versiones de MCNP (MCNP5, MCNP6 y MCNPX).

En lo concerniente al maniquí voxelizado, se ha detallado la definición de los materiales, las distintas formas de inclusión de los factores de conversión Flujo-a-Dosis en el código y su papel en la simulación, y finalmente la influencia del tamaño del vóxel en el tiempo de computación y en la estadística de los resultados.

En última instancia se ha llevado a cabo un estudio de los distintos métodos de reducción de varianza aplicados a la simulación de la irradiación del maniquí RANDO, como son los *cutoff* energéticos, el *desdoblamiento según la geometría por ruleta rusa* y las *ventanas de pesado*. A modo de conclusión, se propone un método conjunto de reducción de varianza óptimo en la simulación que ocupa a este trabajo y un tiempo de computación óptimo teniendo en cuenta una estadística aceptable.

6.4.1 Opciones de Compilación MCNP5

En este trabajo se ha paralelizado el código MCNP en una máquina HP Proliant DL 580 utilizando el protocolo de paralelización MPI, empleando en los cálculos de esta forma 16 procesadores. Además, se han llevado a cabo distintas modificaciones del código para acomodar las capacidades de MCNP a las exigencias de nuestras simulaciones, como por ejemplo posibilitar la lectura de geometrías con hasta 2900000 vóxeles tipo *lattice*. Para ello se ha empleado el compilador de Fortran Intel 12.0 en una máquina con sistema Linux.

Además, se ha explorado la velocidad de ejecución de MCNP5 empleando distintas opciones de compilación que permiten una optimización del código en términos de tiempo de computación. Los protocolos de compilación empleados para este análisis se basan en **MPI** (Message Passing Interface) o Interfaz de Paso de Mensajes, un *estándar* que define la sintaxis y la semántica de las funciones contenidas en una biblioteca de paso de mensajes diseñada para emplearse en programas que utilicen y pretendan optimizar el uso de múltiples procesadores. El paso de mensajes es una técnica empleada en programación concurrente cuyo fin consiste en proporcionar una sincronización entre procesos y permitir la exclusión mutua. En este trabajo se han estudiado los siguientes:

1. **OpenMPI**: Es una implementación de código abierto de los estándares de Interfaz de Paso de Mensajes (MPI-1 y MPI-2), combina las tecnologías y recursos de otros proyectos (FT-MPI, LA-MPI, LAM/MPI, y PACX-MPI) para construir una mejor librería MPI. Permite la distribución de procesos de forma dinámica con un alto rendimiento. Presenta una gran flexibilidad

respecto a los fallos: tiene la capacidad de recuperarse de forma transparente de los fallos de los componentes (errores en el envío o recepción de mensajes, fallo de un procesador o nodo). Soporta redes heterogéneas: permite la ejecución de programas en redes cuyos ordenadores presenten distinto número de nodos y de procesadores. Una única librería soporta todas las redes. Es de libre distribución y funciona en los sistemas operativos Linux, OS-X, Solaris y en Windows.

2. **MPICH2** fue diseñado para ser una implementación portátil de alto rendimiento y de la norma de Interfaz de Paso de Mensajes (MPI-1 y MPI-2). Está optimizada para entornos homogéneos y *myrinet*, lo que proporciona un mayor rendimiento en el paso de mensajes entre nodos. Entre sus objetivos está el proporcionar una implementación de MPI eficientemente compatible con diferentes plataformas de computación y comunicación incluyendo clústeres de productos básicos (sistemas de escritorio, sistemas de memoria compartida, arquitecturas multinúcleo), redes de alta velocidad (Myrinet de 10 Gigabit Ethernet, InfiniBand, Quadrics) y sistemas de computación patentados 'high-end' (Blue Gene, Cray, SiCortex). Es de libre distribución y está disponible para Unix y Windows.

También se han explorado distintas configuraciones de opciones de compilación destinadas a optimizar el rendimiento y la velocidad del programa compilado, combinándolas con el protocolo más eficaz. Las opciones estudiadas han sido las siguientes:

1. **-O0, -O1, -O2, -O3**: Especifican el nivel de optimización empleado durante la compilación. Cuanto más alto sea dicho nivel, el módulo ejecutable resultante se ejecutará más rápido. Por defecto, el nivel de optimización aplicado es **-O2**. En este trabajo hemos analizado los resultados de las opciones **-O2** y **-O3**, que explicamos a continuación:
 - a. **-O2**: es la opción por defecto en las optimizaciones. Activará unos pocos parámetros añadidos a los que se activan con **-O1**. Incluye optimizaciones de la velocidad tales como: programación global del código, proyección del software o especulación. Además permite las siguientes capacidades en la ejecución: propagación constante, copia de propagación, eliminación del código muerto, distribución del registro global, programación de las instrucciones globales y control de la predicación (*predication*) y especulación (*especulation*), selección del código optimizada, eliminación de redundancias parciales, simplificación de variables de inducción, renombramiento de variables, optimizaciones de gestión de excepciones, recursiones de cola, optimizaciones mirilla, optimizaciones de asignación de estructuras y eliminación de almacenajes muertos.
 - b. **-O3**: permite las mismas optimizaciones que **-O2** además de otras más agresivas, tales como el *prefetching*, el remplazo escalar y transformaciones en bucle. Permite optimizaciones para alcanzar una velocidad máxima pero no garantiza una ejecución mejor a no ser que se realicen modificaciones en el acceso a la memoria y a los bucles.
2. **-prof_gen**: Compila el programa y lo instrumenta en armonía con el perfil de ejecución.
3. **-xHOST**: Es el *flag* de optimización específica del procesador.

A continuación se ofrece, en la Tabla 5, las distintas configuraciones de protocolos y opciones de compilación empleadas junto a sus correspondientes tiempos reales de computación, es decir, el tiempo empleado para el cálculo con los 16 procesadores en funcionamiento. La prueba se ha llevado a cabo mediante la simulación de la irradiación del maniquí RANDO con el LinAc *Elekta* y un número de partículas simuladas de 2×10^9 , con el fin único de comparar los tiempos de computación.

Tabla 5. Tiempos de Computación en MCNP5 según las opciones de compilación.

Ejecutable	Opciones Compilación	Tiempo Real (mins)
mcnp5_140_102.mpi	-Intel Fortran 11.1 -Mpich 2 -O2	111,46
mcnp5_140_104_upv.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O2	87,59
mcnp5_160_104_upv.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O1	76,61
mcnp5_160_105_upv.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O1	91,20
mcnp5_160_104_O2_prof_gen.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O2, -prof_gen	174,80
mcnp5_160_104_O3.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O3	180,32
mcnp5_160_104_O3_prof_gen.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O3, -prof_gen	180,01
mcnp5_160_104_O3_prof_gen_tune.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -O3, -prof_gen, - tune	173,59
mcnp5_160_104_xhost.mpi	-Intel Fortran 12.0 -Openmpi 1.4.3 -xhost	121,32

Se observa, finalmente, que la configuración más eficaz es la producida por el ejecutable *mcnp5_160_104_upv.mpi*, el cual utiliza el compilador *Intel Fortran 12.0*, un protocolo MPI *Openmpi 1.4.3* y una única opción de optimización de compilación *-O1*. Sin embargo, como veremos en la sección siguiente, esta versión ejecutable de MCNP5 1.60 exhibe un fallo importante en su código fuente que se ha detectado en la consecución de esta tesis, consistente en que en la segunda ejecución de una simulación con espacio de fase, el código no lee los electrones provenientes del archivo donde la superficie de espacio de fase almacena los datos de las partículas de la primera ejecución.

La siguiente configuración más eficaz es la proporcionada por el ejecutable *mcnp5_140_104_upv.mpi*, producto de la versión MCNP5 1.40 y la opción de compilación *-O2*, con el compilador *Intel Fortran 12.0* y el protocolo *Openmpi 1.4.3*. Puesto que próximamente saldrá al mercado la versión 6.1 de MCNP y dada la exigua diferencia en tiempos de computación entre un ejecutable y otro, no merece la pena emplear demasiado tiempo en la búsqueda a nivel de código de los fallos de compilación de *mcnp5_160_104_upv.mpi*, con lo que será la configuración *mcnp5_140_104_upv.mpi* la que se emplee principalmente en esta tesis.

6.4.2 Comparación y Selección de Versiones de MCNP

En este apartado se explica el análisis de los resultados de la simulación de la irradiación del maniquí RANDO comparando cuatro versiones de MCNP: MCNP5 versión 1.60, MCNP5 versión 1.40, MCNP6 versión Beta y MCNPX 2.7.0. La comparación se lleva a cabo mediante la irradiación del maniquí voxelizado con un tamaño de vóxel de 4 mm x 4 mm x 5 mm, por un lado, y de 2 mm x 2 mm x 5 mm, por otro, y un número de partículas $NPS=2 \cdot 10^{11}$, empleando las mismas opciones de física y los mismos parámetros de simulación. La comparación se realiza mediante los resultados de dosis relativa total, dosis relativa de fotones, dosis relativa de electrones, error relativo de fotones, error relativo de electrones y tiempo de computación. Finalmente se seleccionará la versión óptima.

En primer lugar se procede a la comparación de las versiones mediante un tamaño de vóxel de 4 mm x 4 mm x 5 mm. Se muestra a continuación las curvas de dosis relativa total en profundidad de una línea paralela al eje *x* que pasa por el isocentro del maniquí:

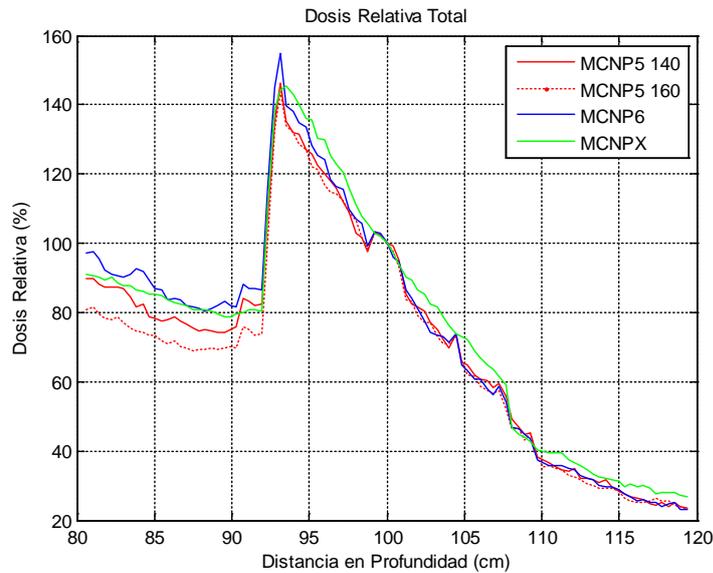


Figura 35. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Total. Vóxel 4 mm.

La Figura 35 muestra que las versiones MCNP5 1.40, MCNP5 1.60 y MCNP6 producen resultados de dosis relativa de fotones más electrones, en profundidad, muy similares, con diferencias mínimas en la parte de la curva que comprende al maniquí (esto es, aproximadamente entre 93 cm y 108 cm, donde en ningún caso supera el 5% de diferencia). La versión MCNPX exhibe diferencias ligeramente mayores en el tramo que incluye al maniquí, donde la curva produce menos variaciones en la dosis que en las otras versiones y parece, en consecuencia, no reflejar tan acusadamente las variaciones en las densidades de los órganos. El primer pico de absorción se muestra mayor en la versión MCNP6 y la parte de la curva anterior al maniquí refleja diferencias de deposición fotónica en aire ligeramente superiores a las internas al maniquí. Cabe mencionar que el código MCNP6 es una versión *beta* que se encuentra en período de prueba y aún no merece la confianza que ofrecen las demás versiones.

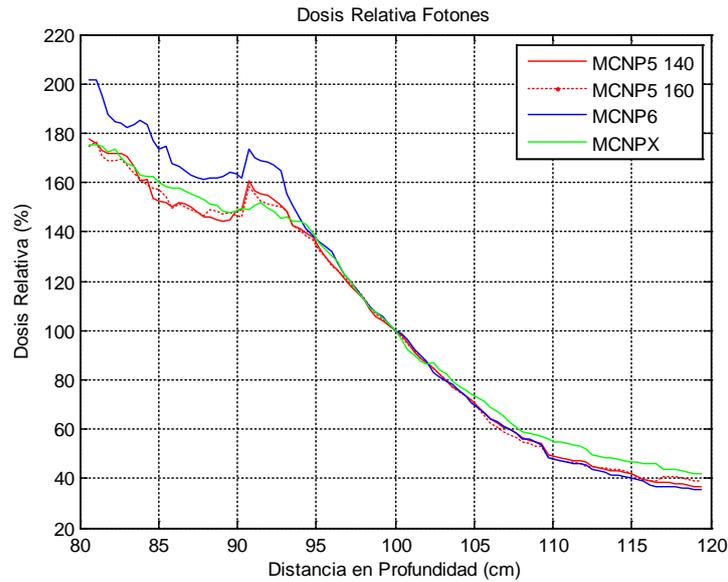


Figura 36. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Fotones. Vóxel 4 mm.

La Figura 36 muestra la dosis relativa de fotones, en la que se observa claramente una diferencia en la deposición de dosis en aire de la versión 6 respecto del resto de versiones, la cual se atenúa conforme el haz se abre paso en el interior del maniquí. Las diferencias entre las versiones 5 y X apenas son apreciables, aunque puede observarse que la curva de MCNPX resulta más suave. Esto puede verse claramente en el primer pico de la curva, que muestra la absorción de dosis en el momento de incidir el haz en el paciente por vez primera, donde MCNPX exhibe una variación menor en la deposición.

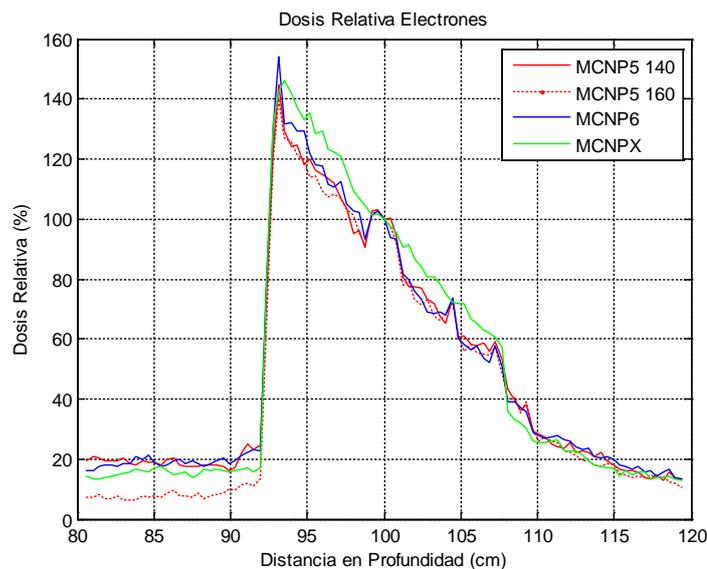


Figura 37. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Electrones. Vóxel 4 mm.

En la dosis relativa producida por los electrones, Figura 37, las diferencias entre las versiones 5 y 6 apenas son significativas, existiendo sin embargo una diferencia más pronunciada en los resultados proporcionados por la versión X, los cuales, como se aprecia en las gráficas anteriores, producen variaciones en la deposición de dosis menos acusadas en la región donde se producen cambios en los materiales, es decir, la que comprende al maniquí. La diferencia entre las versiones MCNP5 1.40 y MCNP5 1.60, comentada en el apartado 6.4.1., se debe a un error en el código fuente (conocido comúnmente por su acepción anglosajona *bug*) de la versión MCNP5 1.60, la cual no lee los electrones almacenados en el archivo de la superficie de espacio de fase, producidos por deposición de fotones en aire antes de dicha superficie, y por tanto la dosis que se observa en la gráfica antes de la incidencia en el maniquí es cercana al cero por ciento.

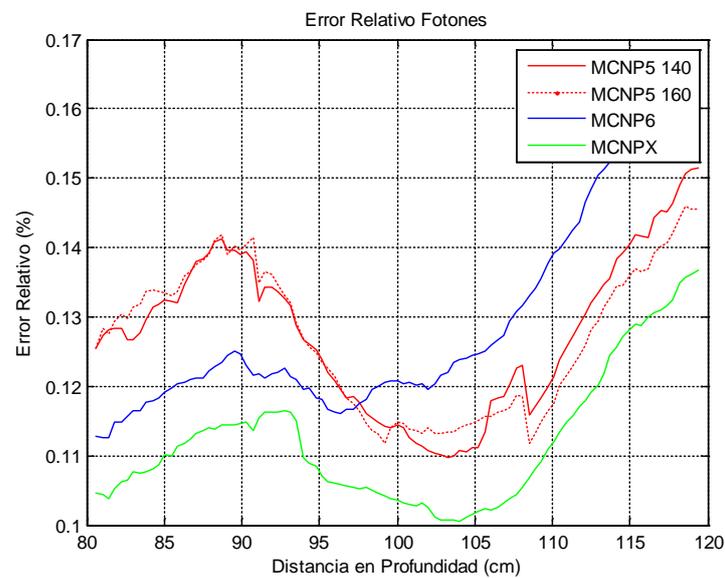


Figura 38. Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Fotonos. Vóxel 4mm.

Respecto a las gráficas de dispersión (error relativo), podemos observar los siguientes fenómenos: la dispersión producida por los fotones, Figura 38, es menor en la versión X de MCNP, que se sitúa alrededor del 10% en el interior del maniquí; la versión 5 produce dispersiones ligeramente superiores (en torno al 11-12% en el interior del maniquí), mientras que la versión 6 queda en un término medio.

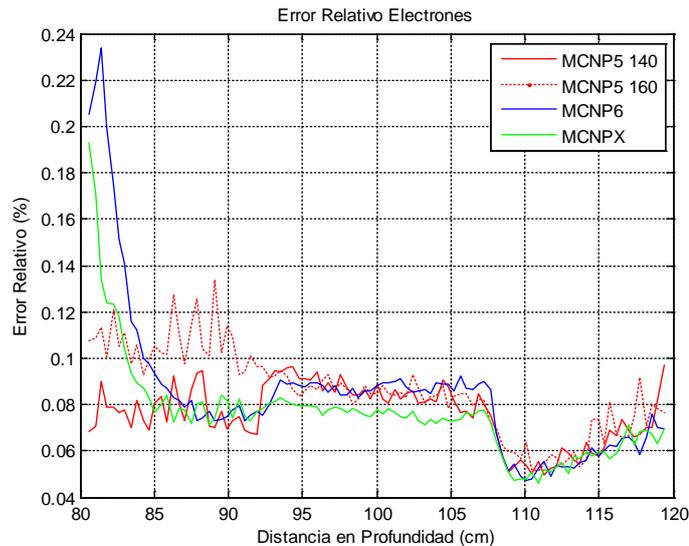


Figura 39. Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Electrones. Vóxel 4 mm.

Por otro lado, la dispersión de electrones mostrada en la Figura 39 indica diferencias mínimas entre versiones, a excepción de la región donde los electrones son producidos por fotones dispersados en aire, previa al maniquí. Ésta se encuentra en torno al 0,8%.

La comparación de tiempos de cálculo puede observarse en la Tabla 6, en la que se indica tanto el tiempo CPU, que es el tiempo total de proceso, es decir, el tiempo que requeriría el cálculo con un único procesador, como el tiempo real transcurrido en la simulación, que es el que experimenta el usuario, es decir, el requerido al emplear los 15 procesadores (de los 16, pues siempre hay uno que queda inactivo).

Tabla 6. Tiempos de computación según la versión de MCNP con vóxeles de 4 mm.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
MCNP5 140	1313,95	87,59
MCNP5 160	1142,57	76,17
MCNP6	2641,32	176,08
MCNPX	3337,43	222,49

Se puede apreciar una marcada diferencia en el tiempo requerido por las versiones MCNP5 1.40 y 1.60 respecto al requerido por las versiones MCNP6 y MCNPX. MCNPX permite el cálculo de la dosis empleando los factores de conversión flujo a dosis para fotones de forma interna, es decir, sin el uso de la tarjeta DE/DF que requiere MCNP5 para convertir los resultados de fluencia en dosis relativa, lo que, por un lado reduce su tiempo de computación, y por otro proporciona un archivo *mctal* (*meshtal* en MCNP5) menos pesado que agiliza su procesado para reinsertar los resultados en PLUNC, o simplemente para visualizarlos. Esta ventaja representaría un tiempo de cómputo significativamente menor si permitiera también realizar el cálculo interno para electrones, puesto que posiblemente igualaría o incluso situaría su tiempo en una cifra menor que la de las demás versiones, y se

obtendría un archivo verdaderamente ligero suponiendo con ello una marcada ventaja respecto de MCNP5 y MCNP6. Hasta que los futuros desarrollos del código MCNPX no permitan esta opción, su diferencia de tiempo de cálculo (aproximadamente 1,54 veces mayor) no compensa la diferencia en dispersión estadística (únicamente un 1-2% menor).

Dados los resultados, se concluye, de manera provisional, que las dos versiones más adecuadas para la consecución de la presente tesis son MCNP5 1.40 y MCNPX. A continuación se ofrece una comparación de las dos versiones mediante una gráfica de barras de error de dosis relativa, donde el valor medio estimado mediante Monte Carlo se muestra en sus intervalos de confianza (referentes a la precisión del cálculo MC), y en la que la dispersión se dispone mediante la fórmula $\bar{x}(1 \pm 2R)$, que indica un 95% de probabilidad en dicho intervalo.

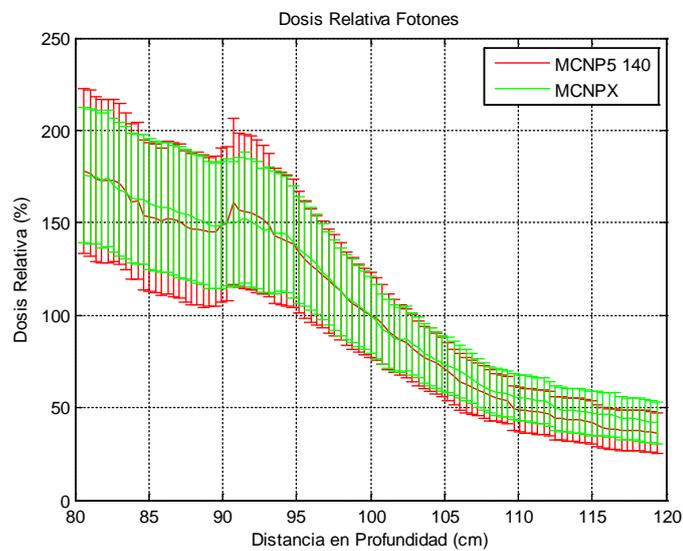


Figura 40. Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Fotones. Vóxel 4 mm.

En la gráfica de dosis relativa de fotones, Figura 40, se observa que ambas curvas se solapan perfectamente, lo cual permite afirmar que los resultados de dosis relativa proporcionados por ambos códigos son estadísticamente válidos.

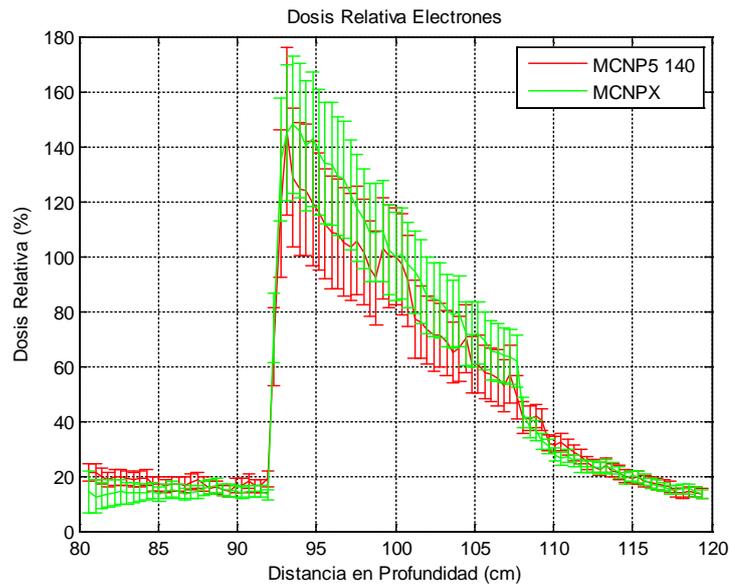


Figura 41. Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Electrones. Vóxel 4 mm.

También la gráfica de dosis relativa de electrones, Figura 41, muestra que ambos cálculos producen curvas que se solapan, pese a las diferencias en las variaciones de la deposición en los distintos materiales.

El estudio comparativo de las versiones de MCNP continúa con los resultados obtenidos a partir del maniquí voxelizado con un tamaño de 2 mm x 2 mm x 5 mm. De igual manera que en el caso anterior se muestran las gráficas de dosis relativa en profundidad de una línea paralela al eje x que pasa por el isocentro del maniquí.

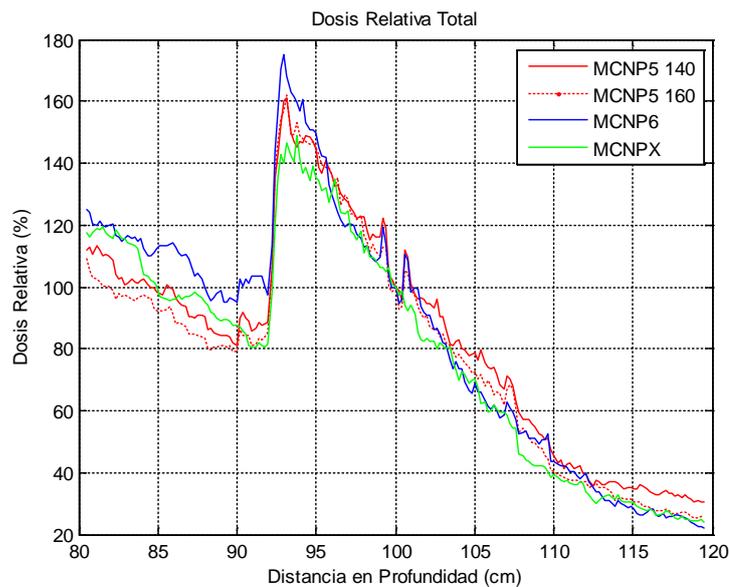


Figura 42. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Total. Vóxel 2 mm.

La Figura 42 muestra la dosis relativa total producida por las cinco versiones. En el caso de una voxelización de 2 mm x 2 mm x 5 mm, que implica una resolución espacial dos veces mayor en las direcciones x e y , respecto de la voxelización de 4 mm x 4 mm x 5 mm, las diferencias entre versiones tampoco son significativas. Se aprecia una mayor deposición de dosis en aire por la versión MCNP6, así como un pico de deposición mayor en el momento de incidencia del haz en el maniquí, como ocurría en el caso anterior, pero la deposición en el interior del maniquí es similar. No se aprecian tanto, sin embargo, las diferencias de deposición por variación de densidades electrónicas de los materiales.

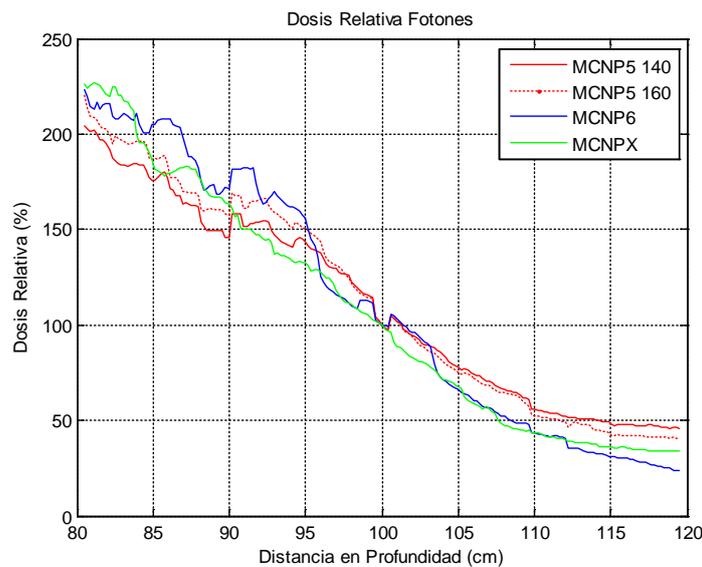


Figura 43. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Fotonos. Vóxel 2 mm.

Las curvas de dosis relativa en fotones que se observan en la Figura 43 muestran una deposición de dosis en el interior del maniquí, calculada por las versiones MCNPX y MCNP6, menor que la calculada por MCNP5. Aunque la diferencia no es significativa, sí es mayor que en el caso del voxelizado de 4 mm, y esto se debe, como veremos en las gráficas de dispersión, a que ésta es un 5% mayor en el voxelizado de 2 mm.

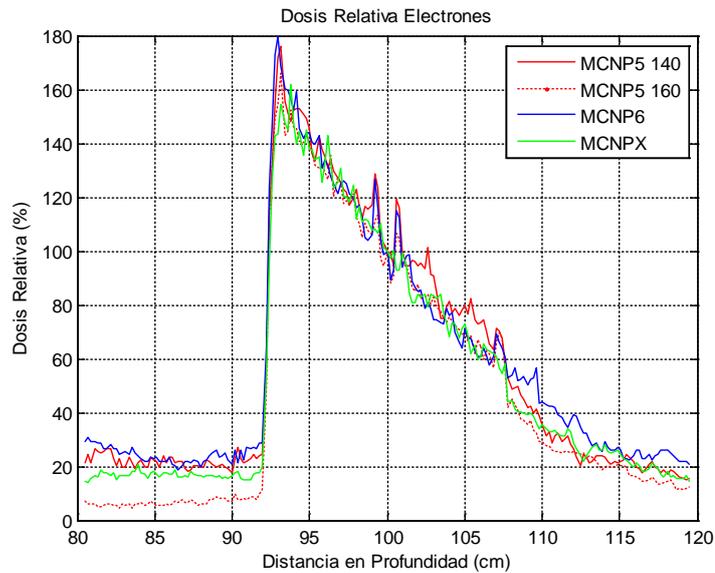


Figura 44. Comparativa Versiones MCNP. Dosis Relativa Electrones. Voxel 2 mm.

La Figura 44 muestra una deposición de dosis relativa para electrones con mínimas diferencias entre las cinco versiones de MCNP. De nuevo se aprecia que la versión 1.60 de MCNP5 no recoge la deposición de dosis en aire desde el plano de espacio de fase hasta el principio del maniquí.

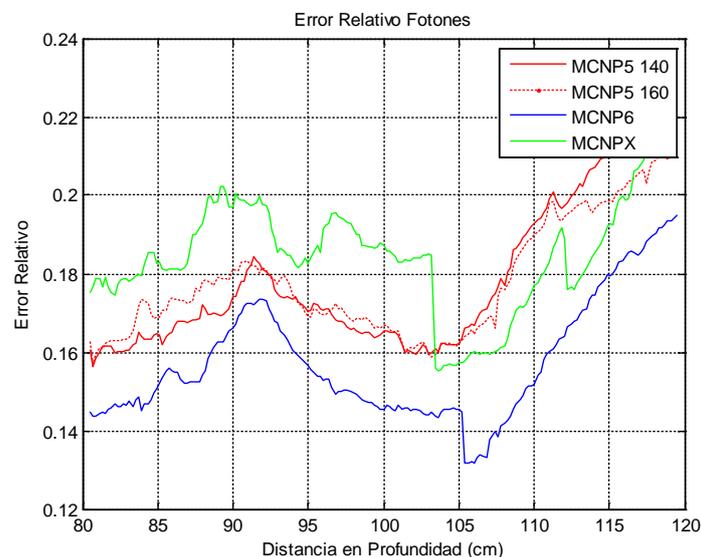


Figura 45. Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Foton. Voxel 2 mm.

La dispersión estadística muestra diferencias más notables entre las distintas versiones de MCNP. En la Figura 45 se aprecia una dispersión de fotones, para un mismo número de partículas simuladas, notablemente superior en la versión MCNPX, la cual se sitúa alrededor del 19% en el interior del maniquí. La versión MCNP6 posee la dispersión menor, con un 15%, y las versiones MCNP5 1.40 y 1.60 se encuentran en torno al 17%.

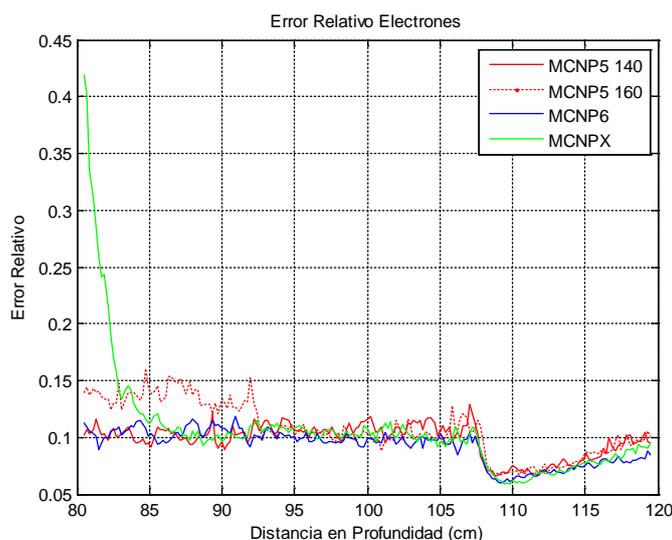


Figura 46. Comparativa Versiones MCNP. Error Relativo Electrones. Vóxel 2 mm.

Respecto a la dispersión en electrones, se observa, en la Figura 46, que las diferencias no son tan notables como en fotones, a excepción de la región de aire que precede al maniquí.

La comparación de tiempos de cálculo puede observarse en la Tabla 7, en la que se indica tanto el tiempo CPU, tiempo que requeriría el cálculo con un único procesador, como el tiempo real transcurrido en la simulación, tiempo requerido al emplear los 15 procesadores.

Tabla 7. Tiempos de Computación según la versión de MCNP con vóxeles de 2 mm.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
MCNP5 140	1386,37	92,42
MCNP5 160	1486,20	99,08
MCNP6	1887,60	125,84
MCNPX	26945,89	1796,39

De nuevo la diferencia de tiempo de cálculo entre la versión X y las versiones 5 y 6 resulta notable (esta vez mucho mayor, unas 20 veces) y hace de la primera una opción poco viable para su puesta en práctica en el mundo clínico.

A continuación se ofrece una comparación de las dos versiones mediante una gráfica de barras de error de dosis relativa, donde el valor medio estimado mediante Monte Carlo se muestra en sus intervalos de confianza (referentes a la precisión del cálculo MC), y en la que la dispersión se dispone mediante la fórmula $\bar{x}(1 \pm 2R)$, que indica un 95% de probabilidad en dicho intervalo.

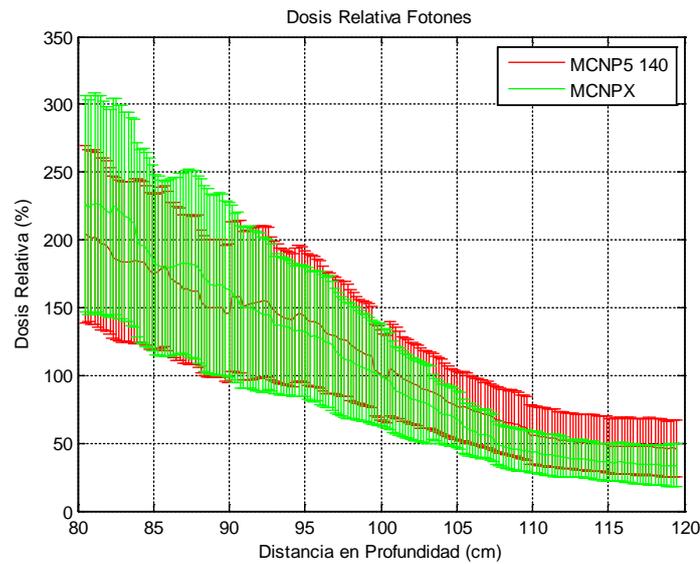


Figura 47. Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Fotonos. Vóxel 2 mm.

En la gráfica de dosis relativa de fotonos, Figura 47, se observa que ambas curvas se solapan perfectamente.

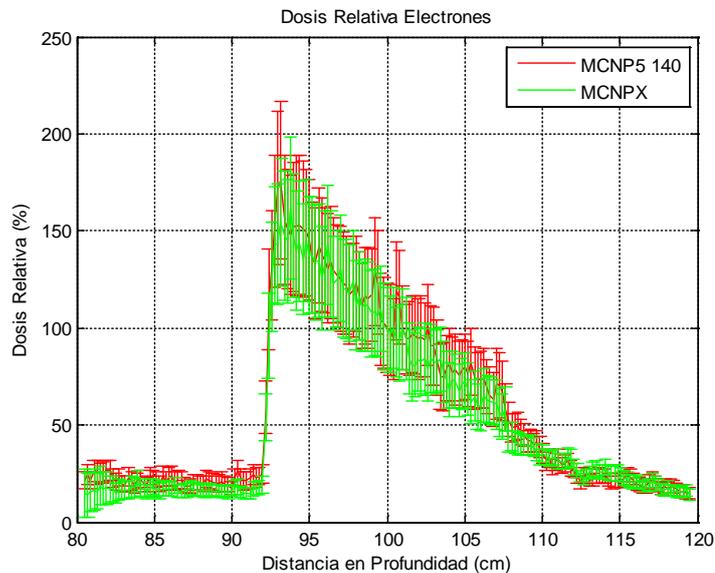


Figura 48. Comparativa Versiones MCNP con barras de Error Relativo para Electrones. Vóxel 2 mm.

También la gráfica de dosis relativa de electrones, Figura 48, muestra que ambos cálculos producen curvas que se solapan.

Finalmente, se deriva de este apartado, y de forma provisional, que la versión más adecuada para la simulación que trae entre manos la presente tesis, en términos de tiempo de computación y dispersión, es la MCNP5 1.40, con una voxelización de 4 mm x 4 mm x 5 mm. La voxelización de 2 mm x 2 mm x 5 mm queda descartada por sus resultados de

dispersión tan elevados. Pese a todo, la tesis continuará presentando resultados para la simulación con la versión MCNPX con objeto de proporcionar un estudio extensivo de las posibilidades de simulación mediante MCTPS-UPV.

6.4.3 Definición de Materiales y Factores de Conversión Flujo-a-Dosis

La simulación con MCNP exige la definición de una tarjeta en la que se especifican los distintos materiales empleados en la geometría del problema mediante la composición de los elementos químicos según su fracción de peso. Para una definición genérica de los materiales en MCTPS-UPV el procedimiento es el siguiente: una vez realizada la segmentación o acotación de los materiales por intervalos según los números Hounsfield en la interfaz MC de PLUNC, se emplean y escriben los mismos materiales en la tarjeta de MCNP5. Esto implica que una vez definido el material según su densidad electrónica, se busca el material en las tablas estipuladas por la ICRU y se escribe la composición del material en el formato correspondiente. Sin embargo, en el caso que nos ocupa y con objeto de una mayor precisión en la comparación de resultados, hemos empleado únicamente los tres materiales de que se compone el maniquí RANDO, es decir: Aire (según la definición *estándar*, seco y a nivel del mar), Tejido Óseo (según la definición ‘Compact Bone’ de la ICRU) y Tejido Blando (el material blando especial de que se compone el maniquí, cuya composición viene dada en las especificaciones del manual de usuario del maniquí). La Tabla 6 presenta dichas composiciones.

Tabla 8. Composición de Materiales en el maniquí RANDO.

	H(1)	C(6)	N(7)	O(8)	Mg(12)	P(15)	S(16)	Ca(20)	Ar(18)
Aire	1,24e-4	x	7,55e-1	2,32e-1	x	x	x	x	1,28e-2
Tejido Blando	9,18e-2	6,77e-1	2,7e-2	2,03e-1	x	x	x	x	x
Tejido Óseo	6,4e-2	2,78e-1	2,7e-2	4,1e-1	2e-3	7e-2	2e-3	1,47e-1	x

A continuación se expone, a modo de ejemplo, su definición en formato de MCNP5:

```

m1  6000 -0.000124 7000 -0.75527
      8000 -0.23178 18000 -0.01283
m2  1000 -0.0918 6000 -0.6778 7000 -0.025
      8000 -0.2031
m3  1000 -0.064 6000 -0.278 7000 -0.027
      8000 -0.41 12000 -0.002
      15000 -0.07 16000 -0.002 20000 -0.147

```

Una vez definidos los materiales, y con el fin de obtener los resultados de MCNP5 directamente en unidades de dosis (partícula·MeV/g), en vez de en fluencia (partículas/cm²), se necesita introducir en la tarjeta FMESH la curva de los factores de conversión Flujo-a-Dosis (MeV·cm²/g): coeficientes másicos de absorción lineal de energía en los tallies para fotones (multiplicados por su energía), y poderes de frenado, en los tallies para electrones.

Como se ha mencionado en el apartado anterior, MCNPX no requiere que se introduzcan dichos coeficientes pues el propio código los calcula según sus tablas, aunque esto sólo funciona en el caso de los fotones; sí requiere, por contra, que se introduzcan los poderes de frenado. El cálculo de dichos coeficientes se puede realizar de diversas maneras, de entre las cuales esta tesis ha seleccionado dos, con objeto de confirmar su validez. La primera consiste en introducir las composiciones de los materiales en las secciones 'Photon Cross Sections Database' y 'Radiation Dosimetry data' de la página web del 'NIST Physical Reference Data', de donde se obtienen los coeficientes de absorción fotoeléctrica y poderes de frenado. La segunda forma consiste en emplear el software 'Radiological Toolbox' de la Nuclear Regulatory Commission, del cual se extraen los coeficientes básicos de absorción de energía y los poderes de frenado. Tanto en la página web del NIST como en el 'Rad Toolbox' se puede introducir un mallado con las energías en las que se desee obtener los factores, de forma que se pueden ajustar los datos al espectro de energía del acelerador lineal *Elekta*, con que se irradia el maniquí.

6.4.4 Selección del Tamaño de Vóxel

En este apartado se lleva a cabo un estudio de la influencia del tamaño de vóxel en los parámetros más importantes relacionados con la efectividad y precisión de la simulación, es decir, el tiempo de computación y los errores relativos o dispersión estadística, así como con la precisión de las dosis en profundidad calculadas. El estudio comparativo se efectúa con las dos versiones del código MCNP que emplea este trabajo: MCNP5 1.40 y MCNPX. Se contemplará en cada caso los resultados de dosis y dispersión tanto para fotones como para electrones, puesto que cada tipo de partícula conlleva unos requerimientos distintos en lo referente a la dispersión estadística.

Comienza, pues, el apartado, comparando los resultados con MCNP5 versión 1.40 de la dosis en profundidad (de una línea paralela al eje x y que pasa por el isocentro del haz) y sus errores relativos asociados, provenientes de la simulación de irradiación del maniquí con tamaño de vóxel de 2 mm x 2 mm x 5 mm, de 4 mm x 4 mm x 5 mm, de 5 mm x 5 mm x 5 mm y de 8 mm x 8 mm x 8 mm (en z no se pueden obtener vóxeles más pequeños de 5 mm puesto que no existe información, al ser 5 mm la separación entre una imagen de tomografía y otra).

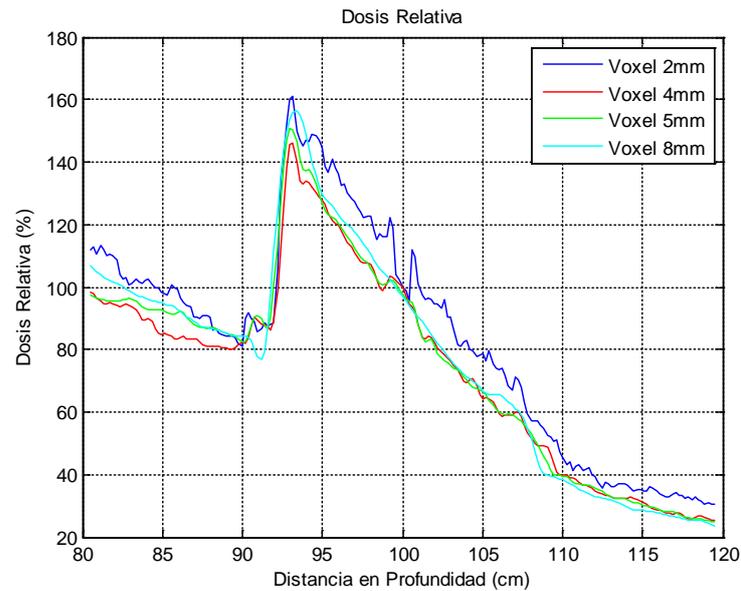


Figura 49. Comparación Dosis Relativa Total. MCNP5.

Se observa en la Figura 49 que la dosis relativa de fotones más electrones es notablemente mayor en el caso de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm, que en el resto de tamaños. Las diferencias ascienden hasta un 15%, y se verá más adelante que se debe principalmente a la dispersión estadística de los resultados de dosis en el maniquí de vóxeles de 2 mm, significativamente mayor que la de los otros tamaños, y por tanto los primeros no resultan estadísticamente muy precisos. Una dispersión deficiente puede subsanarse con la simulación de un número de partículas mayor, pero tal simulación iría en detrimento del tiempo de computación, parámetro crucial, como se ha mencionado en apartados anteriores, para la aplicación clínica de las simulaciones MC. Los otros tamaños de vóxel ofrecen resultados de dosis muy similares en el interior del maniquí.

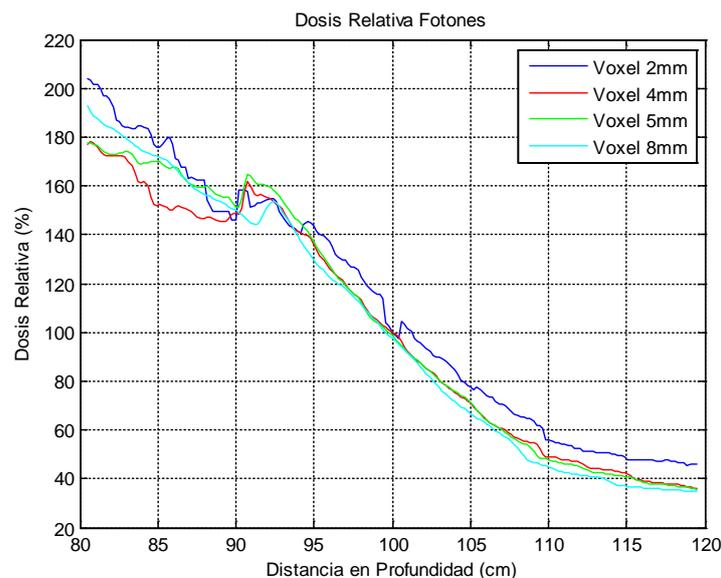


Figura 50. Comparación Dosis Relativa Fotones. MCNP5.

Se puede observar en las gráficas de dosis relativa en fotones (Figura 50) y dosis relativa en electrones (Figura 51) que ocurre algo similar a lo que muestra la Figura 49, con diferencias de hasta un 15% en el caso del tamaño de vóxel de 2 mm x 2 mm x 5 mm. Dichos resultados son, además, consecuencia de las dos gráficas que siguen: el error estadístico, como se verá, es significativamente mayor tanto para fotones como para electrones en el maniquí de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm, y esto produce resultados de dosis relativa estadísticamente poco precisos. La resolución, empero, que ofrece dicha configuración del maniquí es mucho mayor, lo cual puede apreciarse en que las variaciones de dosis se muestran más acusadas que para el resto de tamaños de vóxel; sin embargo, la dispersión estadística no permite una cuantificación de la dosis con una estadística fiable y los resultados de dosis relativa confirman diferencias notables. El resto de tamaños de vóxel, por otro lado, no muestran diferencias apreciables de dosis relativa para fotones en el interior del maniquí, a no ser por el momento de incidencia del haz, la cual puede deberse a la diferencia en la resolución espacial. Para electrones, las diferencias, que ascienden a un 15% respecto del tamaño de 2 mm, resultan menores al 5% para el caso del tamaño de 8 mm x 8 mm x 8 mm.

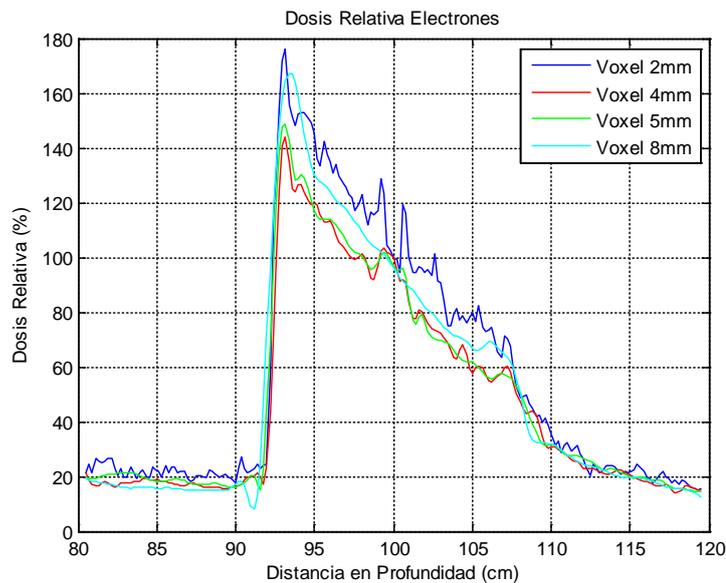


Figura 51. Comparación Dosis Relativa Electrones. MCNP5.

Las Figuras 52 y 53 muestran los resultados de la comparación de la dispersión estadística para fotones, por un lado, y electrones, por otro:

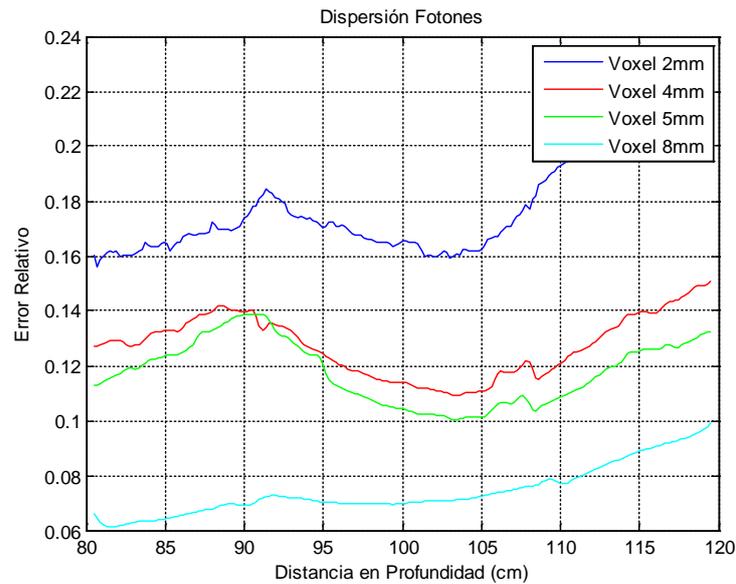


Figura 52. Comparación Error Relativo Fotones. MCNP5.

En la gráfica de dispersión estadística de fotones producida por la simulación con MCNP5 observamos una diferencia notable en el empleo de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm, por un lado, el de 4 mm x 4 mm x 5 mm y 5 mm x 5 mm x 5 mm, por otro lado, y el de 8 mm x 8 mm x 8 mm, por otro. El uso de los primeros resulta en una dispersión de alrededor de un 17% en el interior del maniquí (aproximadamente entre 93 cm y 108 cm), los segundos producen una dispersión de en torno al 10-11%, y los últimos en torno al 7%. Si bien es cierto que, en términos generales, se recomienda una dispersión en fotones inferior al 5%, en el caso de la radioterapia con maniqués voxelizados, un 7% para vóxeles de 8 mm x 8 mm x 8 mm resultaría aceptable. No así ocurriría con la dispersión de 17% en vóxeles de 2 mm x 2 mm x 2 mm, pues los resultados, como se ha visto, muestran diferencias de dosis más significativas, y por tanto quedaría descartado su uso en las condiciones de simulación descritas.

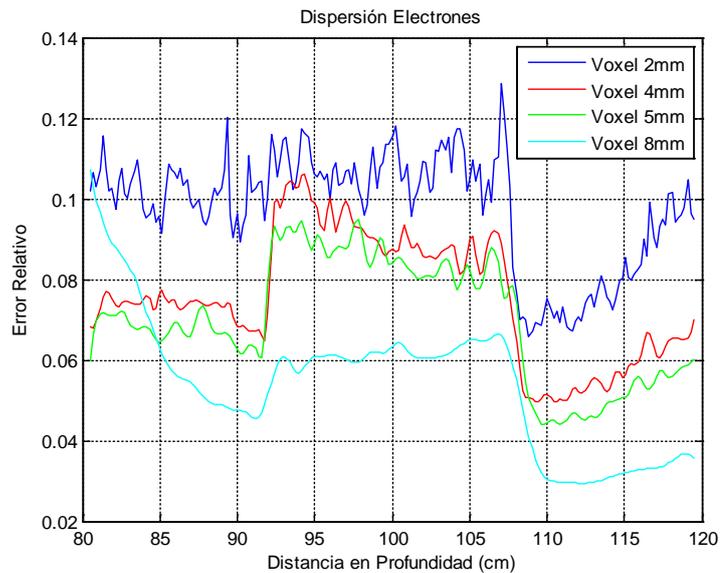


Figura 53. Comparación Error Relativo Electrones. MCNP5.

La Figura 53 muestra la dispersión producida en electrones por MCNP5, donde se aprecia una diferencia menor que en el caso de los fotones, aunque suficiente como para restringir el empleo de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm en este trabajo. El empleo de los primeros produce una dispersión de alrededor de un 11% en el interior del maniquí (entre 93 cm y 108 cm, aproximadamente), el de 4 mm y 5 mm estaría en torno a un 9% y el de 8 mm en torno a un 6%.

Sólo el caso de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm no cumple la exigencia estadística en electrones, cuya dispersión se recomienda no supere el 10% (Ma, 2010). En el caso de los fotones, la exigencia estadística general está en el límite del 5%, aunque, como se ha mencionado, el modelo de 8 mm x 8 mm x 8 mm, cuya dispersión está en torno al 7%, resultaría aceptable.

La diferencia en tiempos de computación (CPU), sin embargo, no es notable en el caso de la versión MCNP5 1.40. Los vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm requieren 92,42 minutos de tiempo real para concluir la simulación, los de 4 mm x 4 mm x 5 mm 87,59 minutos, los de 5 mm x 5 mm x 5 mm 50,43 minutos y los de 8 mm x 8 mm x 8 mm 34,07 minutos.

A continuación se presenta la comparativa de resultados obtenidos con la versión MCNPX también mediante las gráficas de dosis en profundidad (en la línea paralela a x y que pasa por el isocentro del haz) y sus errores de dispersión asociados, provenientes de la simulación de irradiación del maniquí con los distintos tamaños de vóxel.

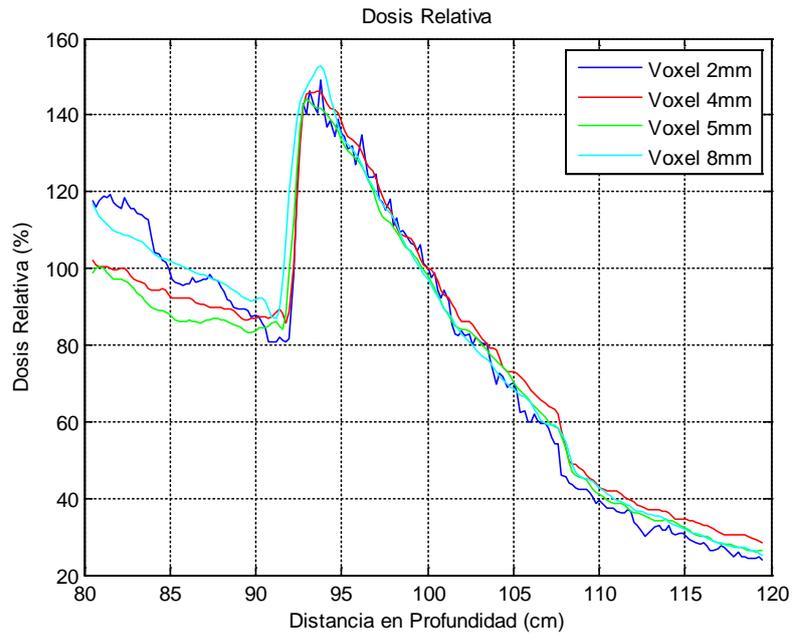


Figura 54. Comparación Dosis Relativa Total. MCNPX.

La Figura 54 indica diferencias entre la dosis relativa de fotones más electrones en ambos casos menos notables que en la simulación con MCNP5. Pese a que, como se verá, las dispersiones sí que son significativamente distintas, los resultados de dosis son muy parecidos. Se observa una mayor resolución en el caso de vóxeles de 2 mm, puesto que las variaciones de dosis son más apreciables, aunque esto no supone una mejora significativa.

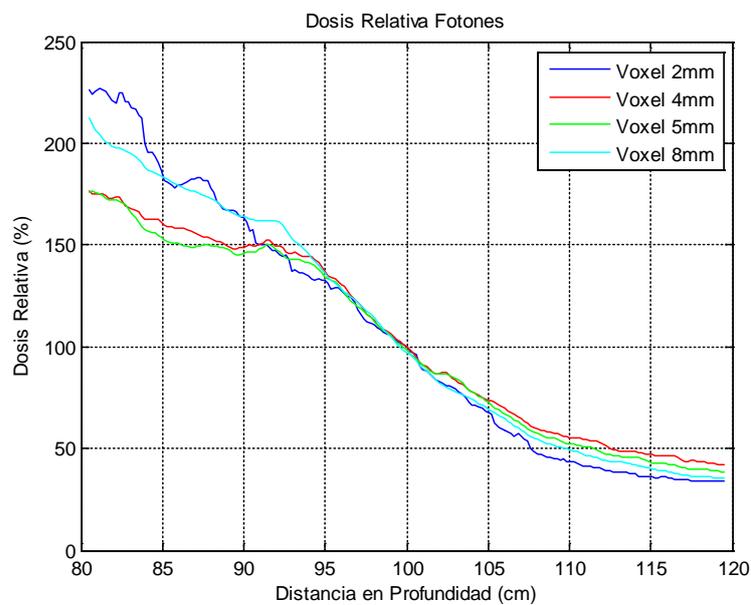


Figura 55. Comparación Dosis Relativa Fotones. MCNPX.

Se ve en las gráficas de dosis relativa en fotones (Figura 55) y dosis relativa en electrones (Figura 56) que tampoco las diferencias de dosis relativa son notables en el interior del maniquí. Sí lo es, en el caso de los fotones, en cuanto a la deposición de dosis en aire, aunque tal diferencia se suaviza al contabilizar la deposición de dosis total. La resolución resulta notable, como puede observarse en las variaciones de dosis más acusadas para el tamaño de vóxel de 2 mm x 2 mm x 5 mm.

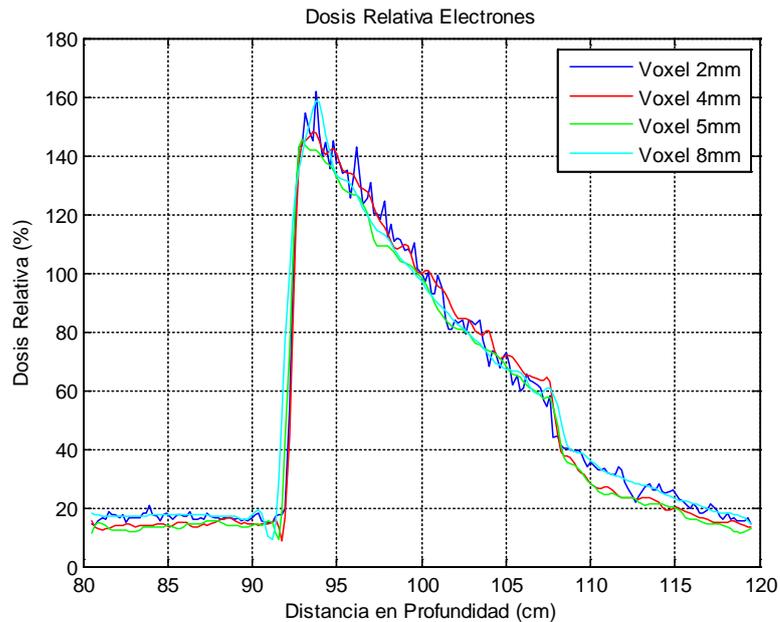


Figura 56. Comparación Dosis Relativa Electrones. MCNPX.

Las siguientes Figuras 57 y 58 muestran el error relativo o dispersión estadística en el caso de fotones, por un lado, y en el de electrones, por otro.

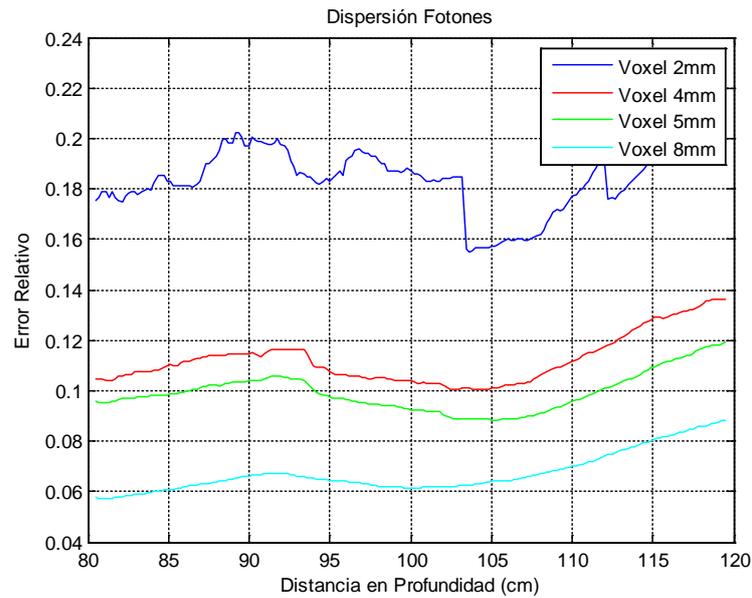


Figura 57. Comparación Error Relativo Fotones. MCNPX.

La Figura 57 muestra la dispersión en fotones producida por MCNPX, la cual exhibe, igual que en el caso del MCNP5, una diferencia notable en el empleo de vóxeles de distinto tamaño. Los vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm comportan una dispersión de alrededor de un 18% en el interior del maniquí (entre 93 cm y 108 cm), mientras que los de 4 mm x 4 mm x 5 mm y 5 mm x 5 mm x 5 mm comportan una dispersión de en torno al 10% y los de 8 mm x 8 mm x 8 mm de un 6%.

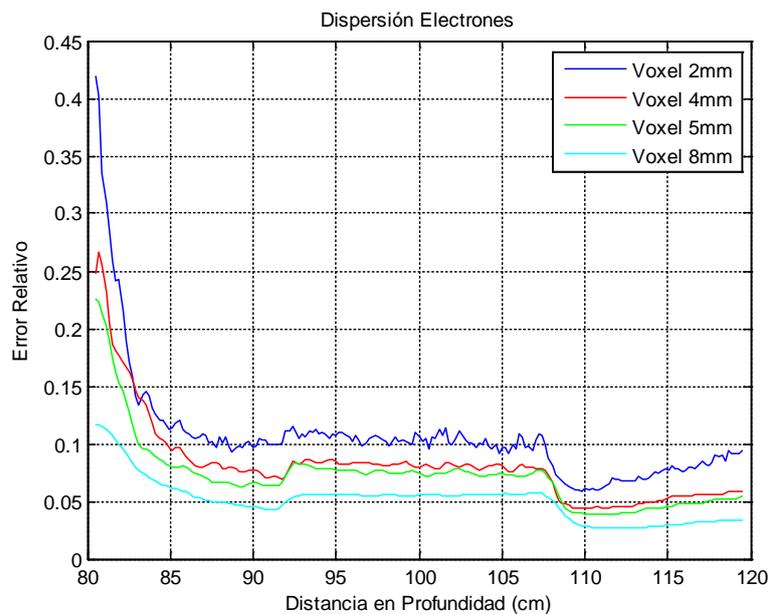


Figura 58. Comparación Error Relativo Electrones. MCNPX.

La Figura 58 indica la dispersión en electrones por MCNPX, donde apreciamos una diferencia menor que en el caso de los fotones. El uso de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm comporta una dispersión de alrededor de un 11% en el interior del maniquí, mientras que los de 4 mm x 4 mm x 5 mm y 5 mm x 5 mm x 5 mm comportan una dispersión de en torno al 8%, y los de 8 mm x 8 mm x 8 mm de un 5%.

En la simulación con MCNPX todos los modelos cumplen la exigencia estadística en electrones del límite del 10%. En el caso de los fotones, sólo el caso de vóxeles de 8 mm x 8 mm x 8 mm se aproxima al requisito general del límite del 5%.

La diferencia en tiempos de proceso CPU es elevada. Los vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm requieren 1796,39 minutos de tiempo real para concluir la simulación, mientras que los de 4 mm x 4 mm x 5 mm requieren 222,49 minutos, los de 5 mm x 5 mm x 5 mm necesitan 151,16 minutos, y los de 8 mm x 8 mm x 8 mm comportan 40,56 minutos.

Como conclusión a este apartado se establece que el uso de un modelo de vóxeles de 2 mm x 2 mm x 5 mm resultaría, hoy en día y hasta que la tecnología informática lo permita, inviable en el plano de la aplicación clínica del planificador PLUNC/MCTPS-UPV. El principal motivo reside en el tiempo de cálculo que requiere para conseguir un error estadístico aceptable. Por otro lado, el modelo de 4 mm x 4 mm x 5 mm ofrece una resolución espacial muy buena y sus resultados de dosis no difieren apenas de los de 8 mm x 8 mm x 8 mm, los cuales cumplen las recomendaciones de dispersión estadística para fotones y electrones. Se asume, pues, el tamaño de vóxel de 4 mm x 4 mm x 5 mm como el óptimo para la consecución de este trabajo.

6.4.5 Física del Modelo

Respecto al tratamiento energético y térmico de las simulaciones, se ha dispuesto la tarjeta PHYS de MCNP de la siguiente manera. Para fotones, se ha establecido un límite superior energético de 7 MeV, por encima del cual las historias de las partículas fotones se eliminan; se ha activado la producción de electrones o fotones Bremsstrahlung; se ha desactivado la dispersión coherente, puesto que en el intervalo energético de interés dicha dispersión no contribuye significativamente a la deposición de dosis en el paciente y sí ralentiza la simulación; no se ha activado la producción de colisiones fotonucleares y sí se ha activado la posibilidad de ocurrencia del efecto Doppler. Para electrones, los parámetros son los que MCNP contempla por defecto: límite superior energético de 100 MeV; producción de electrones por fotones activada; producción de fotones por electrones activada; distribución angular por Bremsstrahlung sigue por completo los datos tabulados; pérdida de energía por electrones muestreada; desactivados los electrones secundarios inducidos por fotones.

6.4.6 Métodos de Reducción de Varianza: Cutoffs, Importancias, Weighting Factor

6.4.6.1 Selección de Cutoffs

El *cutoff* energético establece un valor de energía de corte de manera que cuando la energía de una partícula cae por debajo de ese valor, su historia finaliza automáticamente. En este trabajo se ha fijado inicialmente en 0,01 MeVs tanto para fotones como para electrones, decisión basada en experiencias anteriores. Sin embargo, Miró *et al.* (2006) demostraron que un *cutoff* de electrones de 0,1 MeV en MCNP5 empleado en terapia de haz externo con

fotones reducía considerablemente el tiempo de ejecución con una diferencia de deposición de dosis menor del 2%. Este estudio ha retomado dicha idea, reduciendo el *cutoff* energético y estudiando sus efectos en la dosis y en la dispersión obtenida respecto del *cutoff* de 0,01 MeV. Tras la simulación realizada con el modelo de vóxeles de 4 cm x 4 cm x 5 cm, un haz de 10 cm x 10 cm, y 16 procesadores empleados en el cálculo (de los cuales las tareas se dividen entre 15), se obtiene la Tabla 9 de tiempos de ejecución, donde tiempo CPU es el tiempo de cálculo que requeriría un único procesador y tiempo real es el tiempo que requiere la simulación al emplear los 15 procesadores.

Tabla 9. Tiempos de Ejecución según el *cutoff* empleado con vóxeles de 4mm.

<i>Cutoff</i> (MeV)	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
0,01	3599,26	239,95
0,1	1313,95	87,59

Respecto a los resultados de dosis, se muestran, por este orden, las gráficas de dosis relativa total, dosis relativa de fotones, dosis relativa de electrones, dispersión de fotones y dispersión de electrones:

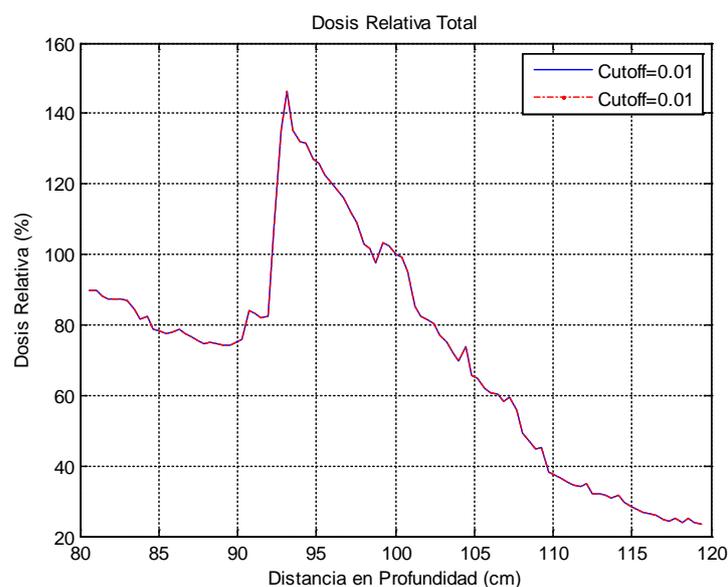


Figura 59. Comparación *cutoffs* en Dosis Relativa Total.

La Figura 59 indica que la dosis relativa total es muy similar, se emplee uno u otro *cutoff* de electrones, y no existen diferencias apreciables.

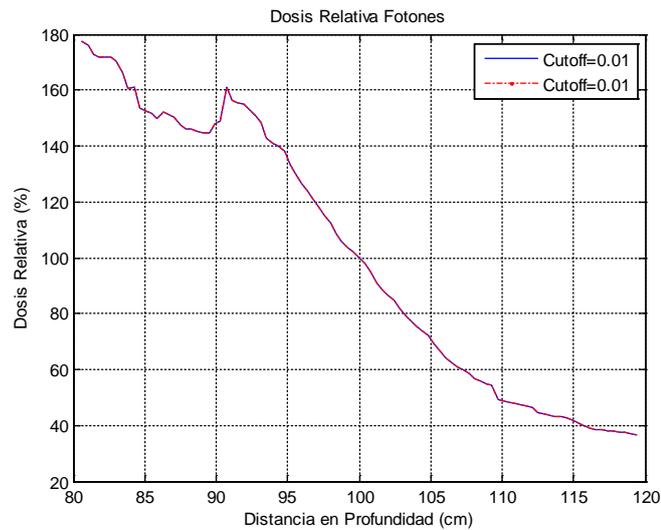


Figura 60. Comparación *cutoffs* en Dosis Relativa de Fotonos.

La Figura 60 exhibe una dosis relativa en fotones en la que, igual que en la dosis relativa total, no hay diferencias apreciables entre el uso de uno u otro *cutoff*.

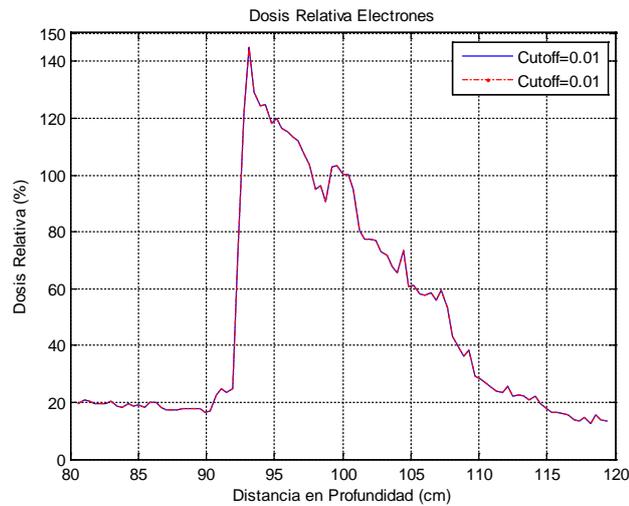


Figura 61. Comparación *cutoffs* en Dosis Relativa de Electrones.

La Figura 61 muestra la dosis relativa en electrones. Aquí es donde podrían encontrarse las principales diferencias en caso del uso de uno u otro *cutoff* y sin embargo no se observa diferencia alguna.

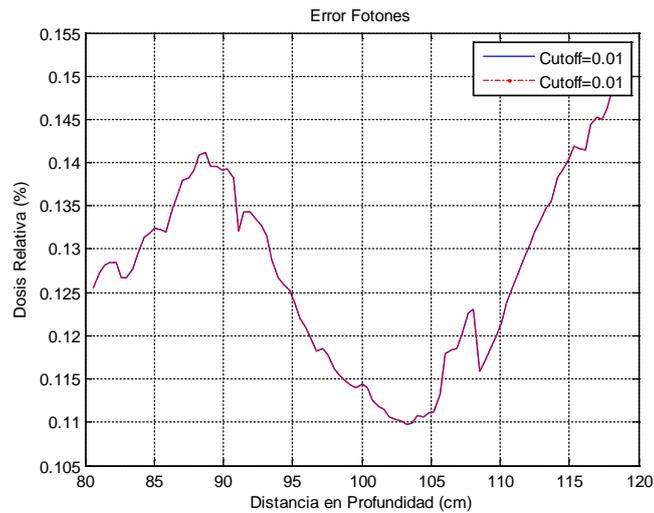


Figura 62. Comparación *cutoffs* en Error Relativo de Fotones.

Tampoco el error relativo para fotones, en la Figura 62, muestra diferencias para uno u otro caso.

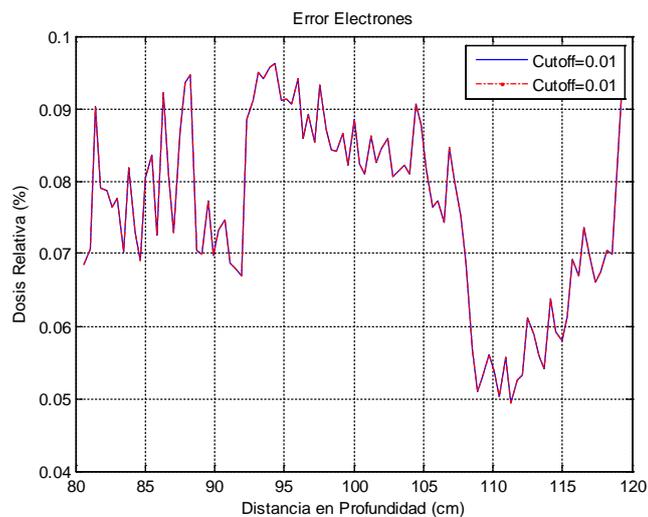


Figura 63. Comparación *cutoffs* en Error Relativo de Electrones.

No se aprecian diferencias en el error relativo para electrones, Figura 63, por lo que concluimos que un *cutoff* fijado en 0,1 MeV para electrones no altera en absoluto los resultados de la simulación y sin embargo sí que produce un cálculo hasta 2,73 veces más veloz.

A continuación se muestra la solución final de la definición del *cutoff* para electrones en MCNP:

```
cut:e 1J 0.1 3J
```

6.4.6.2 Reducción por Desdoblamiento según la Geometría con Ruleta Rusa

La técnica de reducción de varianza *geometry splitting with russian roulette* (desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa) es una de las más antiguas y empleadas en los códigos basados en MC. Si se emplea con juicio puede ahorrar un tiempo de cálculo substancial. Cuando las partículas se trasladan en una dirección importante, se aumenta su número con objeto de obtener un muestreo mejor, pero si se dirigen hacia una región de menor importancia, cesan de forma no sesgada para no malgastar tiempo con ellas. No obstante, si se multiplican en número de forma excesiva, puede también resultar en un gasto innecesario de tiempo. El desdoblamiento de partículas (o sea, su multiplicación en número) disminuye la varianza de su historia pero aumenta el tiempo por historia, mientras que la ruleta rusa por lo general aumenta la varianza pero disminuye el tiempo. A cada celda de la geometría se le asigna una *importancia I* en la tarjeta IMP del archivo de entrada. Este número debe ser proporcional al valor estimado de registro de partículas en dicha celda.

El desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa es una técnica muy fiable. Puede demostrarse que el pesado de las historias de todas las partículas es el mismo independientemente del recorrido geométrico que hayan adoptado hasta llegar a la celda, asumiendo que no se han empleado otras técnicas de sesgado. La varianza de cualquier *tally* se reduce cuando todas las posibles partículas contribuidoras poseen el mismo pesado.

Las *importancias* asignadas a cada celda pueden adoptar cualquier valor, no solamente enteros. No obstante, las celdas adyacentes con importancias muy distintas pueden desembocar en un muestreo poco fiable. Una vez que una muestra de historias se ha deteriorado y perdido parte de su información, las relaciones de particiones muy altas (como 20 a 1) pueden repoblar el muestreo pero nunca recuperar la información perdida. Por lo general es mejor mantener una relación de importancias entre celdas adyacentes pequeña y tener celdas con espesores ópticos en la dirección de penetración de menos de dos o tres recorridos libres. MCNP proporciona un mensaje de alerta cuando las celdas adyacentes tienen relaciones de importancia o de ventana de pesado de más de 4 a 1. Esto se muestra en la Tabla 120 del archivo de salida, en forma de lista de relaciones y celdas afectadas.

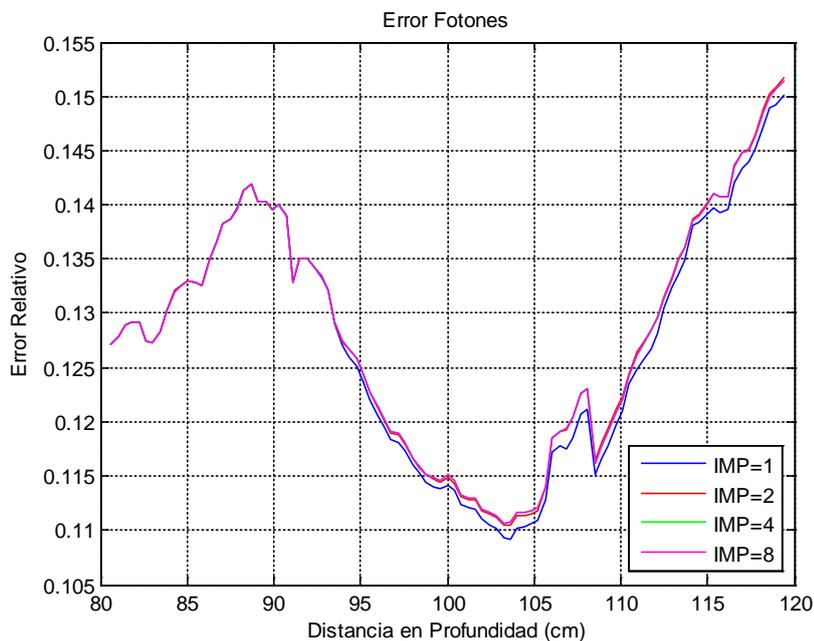
En el caso que ocupa a este trabajo, interesa favorecer que las partículas se multipliquen en el interior de la geometría que contiene al maniquí, ya que las distribuciones de dosis empleadas en radioterapia no contemplan la deposición en aire. Puesto que se emplea la tarjeta *lattice* y las importancias se asignan por celdas, existe la restricción de asignar una importancia mayor a las celdas que conforman el maniquí, es decir, las que componen los universos del *lattice* cuyos materiales pertenecen al maniquí (todos menos el aire). El manual de MCNP5 recomienda asignar las importancias a las distintas regiones bien de forma manual a partir de la experiencia y los conocimientos del usuario, o de forma automática recurriendo a la herramienta de MCNP *Weight Window Generator* (WWG). Este trabajo ha optado por realizar un análisis de sensibilidad asignando distintas importancias a las celdas que componen los universos con los materiales del maniquí. Para ello se han realizado cuatro simulaciones de la irradiación del maniquí RANDO bajo las mismas condiciones y empleando cuatro importancias distintas $imp=1$, $imp=2$, $imp=4$ e $imp=8$, asignadas a los universos que contienen los materiales *Tejido Blando* y *Tejido Óseo*. Tras las simulaciones se ha evaluado tanto el tiempo de simulación como la dispersión estadística obtenida dentro del haz que incide en el maniquí, para fotones y para electrones. La comparación de importancias se ha llevado a cabo con un número de partículas simuladas $N_{ps}=2 \cdot 10^{11}$. La versión MCNP5 140 ofrece la siguiente serie de resultados, Tabla 10, en una simulación con 16 núcleos de procesamiento, donde tiempo CPU es el tiempo que requiere la simulación con un único procesador y tiempo real es el tiempo que necesita el cálculo con 15 procesadores (siempre se cuenta uno menos que queda inutilizado).

Tabla 10. Comparación resultados simulación con distintas importancias en MCNP.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
Imp=1	1313,95	87,59
Imp=2	5698,05	379,87
Imp=4	56151,74	3743,4
Imp=8	>129600	>8640

En el caso de la simulación con una importancia de 8, el tiempo de simulación excede el límite impuesto (144 horas) por el sistema de colas del *cluster Pleiades* en que se inscribe este trabajo.

A continuación se muestran las gráficas de comparación de dispersiones estadísticas, en primer lugar para fotones:

**Figura 64.** Comparativa Importancias. Error Relativo en Fotones.

y en segundo lugar para electrones:

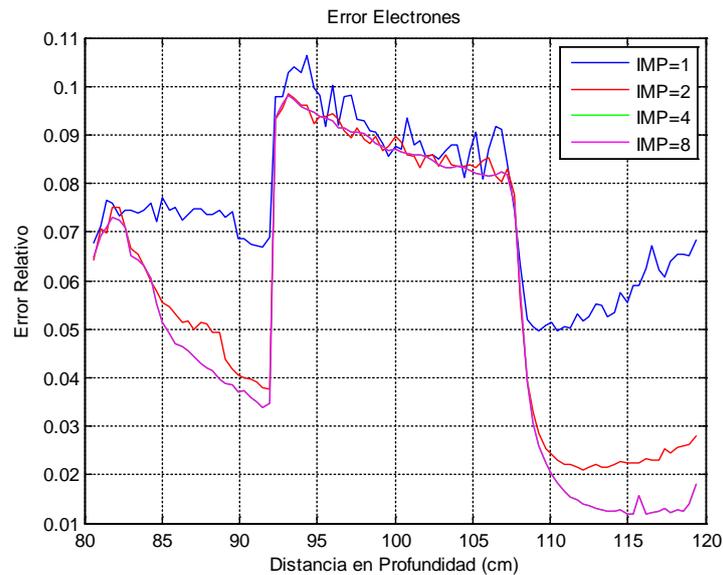


Figura 65. Comparativa Importancias. Error Relativo en Electrones.

Se puede observar en la Figura 64 que la dispersión en fotones apenas queda alterada por el aumento progresivo de la importancia en el interior del maniquí y, en electrones, Figura 65, únicamente disminuye la dispersión en aire y no en el interior del maniquí, como buscaba este estudio. Los anteriores resultados derivan en que el aumento de las importancias en el interior del maniquí dentro de las limitaciones que nuestro modelo posee no mejora en absoluto las dispersiones estadísticas y, sin embargo, dicho aumento sí requiere un tiempo computacional significativamente mayor para concluir la simulación. Se fijará en este trabajo, por tanto, las importancias de los modelos en un valor de 1, tanto para fotones como para electrones, lo cual, traducido al lenguaje de MCNP, quedaría de la siguiente manera:

```
imp:e 1 r7 0
imp:p 1 r7 0
```

6.4.6.3 Estudio de Factores Weight Windows o Ventanas de Pesado

Este apartado pretende aplicar un método de reducción de varianza propuesto por van Wijk *et al.* (2011), que se basa en la aplicación del procedimiento de Reducción de Varianza Global (RVG) a los resultados del registro de fluencia obtenidos mediante un *tally* mallado tipo *fmesh*. Este método se basa en las ideas de Cooper y Larsen (2001), quienes demostraron que se puede emplear una estimación en Monte Carlo de la fluencia escalar $\phi(\vec{r})$ con el fin de fijar umbrales en los *weight window* o ventanas de pesado, y llevar así a cabo una distribución más uniforme de las partículas no análogas en el sistema. Lo que se propone es fijar los umbrales siguiendo la idea de que en la posición del mallado con el máximo valor de fluencia o el mínimo error relativo (posición que generalmente coincide) se crearán partículas con pesado igual a la unidad exactamente a mitad camino entre los límites de las ventanas de pesado, y por tanto éstas no deberían accionar los mecanismos de Ruleta Rusa ni de *splitting* tras su generación. Siendo, por tanto, W_{th} el umbral de pesado inferior para la Ruleta Rusa, W_{split} el umbral superior para el *splitting* y $\beta = W_{split}/W_{th}$ la razón

entre los dos, el valor mínimo del umbral de ventana de pesado en la posición i del mallado se define de la siguiente manera, dependiendo de la elección de error relativo (Re) o fluencia (ϕ) basados en RVG:

$$W_{th,Re_i} = \left(\frac{\beta + 1}{2}\right)^{-1} \frac{Min(\vec{Re})}{Re_i} \quad \text{Ec. 75}$$

$$W_{th,\phi_i} = \left(\frac{\beta + 1}{2}\right)^{-1} \frac{\phi_i}{Max(\vec{\phi})} \quad \text{Ec. 76}$$

donde \vec{Re} y $\vec{\phi}$ representan vectores que contienen la información de todas las posiciones del mallado. El valor por defecto de β en MCNP es 5 y se utilizará en todos los cálculos que siguen.

Está claro que en ambas situaciones, sea RVG basado en Re o ϕ , los umbrales serán menores en las posiciones con un error relativo mayor y fluencia menor, y mayores en las posiciones con un error relativo menor y una fluencia mayor. Tal y como se busca, la densidad de una partícula no análoga incrementará por tanto en las posiciones con un error relativo mayor y una fluencia menor y disminuirá en las posiciones con error relativo menor y mayor fluencia. Esta definición también satisface el criterio de una partícula con pesado igual a la unidad que nace a mitad camino entre los límites de la ventana de pesado a las posiciones con mayor fluencia o menor Re . Van Wijk *et al.* (2011) recomiendan el uso del método basado en Re para fijar las ventanas de pesado debido a que éste es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del flujo y por tanto conduce a gradientes más moderados en las ventanas de pesado. Esto resulta importante puesto que la aparición de gradientes demasiado pronunciados podría conducir a resultados incorrectos y a una ralentización de la simulación en algunos casos.

Tanto la fluencia como el error relativo son producto de estimaciones Monte Carlo y la precisión de las ventanas de pesado depende en consecuencia de la precisión de la estimación a partir de la que se construyen. Es por ello que este apartado ha resuelto crear dos archivos de ventana de pesado ($wwinp$ en MCNP) distintos, uno construido a partir de una simulación inicial con un 1% de las partículas con las que se llevará a cabo la simulación final con las ventanas de pesado, y otro construido a partir de la simulación con un 10% de las partículas. Esto significa que se han llevado a cabo dos simulaciones iniciales, una con el mismo número de partículas que provienen del plano-espacio de fase ($2 \cdot 10^9$) y otra con 10 veces más partículas ($2 \cdot 10^{10}$), respectivamente, y una simulación final ya con el $wwinp$ y $2 \cdot 10^{11}$ partículas, es decir, 100 veces más que las provenientes del plano-espacio de fase. No obstante, Van Wijk *et al.* (2011) aseguran que el método RVG es mucho menos sensible a estimaciones pobres de la fluencia y el Re de lo que lo son otros métodos como el de Reducción de Varianza Localizado (RVL), y por tanto no debería haber una diferencia notable entre utilizar el primer o el segundo $wwinp$.

En la práctica ocurre que existen celdas del mallado en las que la estimación de la fluencia es nula, y por tanto se obtiene un valor cero para la fluencia y un valor uno (100%) para el error relativo. Van Wijk *et al.* (2011) proponen dos estrategias: para el RVG basado en Re , las posiciones vacías de información se fijan con un valor del 100% de error relativo, es decir un valor de uno, el máximo valor posible, de forma que, puesto que las celdas adyacentes tendrán un valor cercano al 100%, aparecerá un gradiente suave y la aproximación será bastante buena. En el caso del RVG basado en la fluencia el valor de la celda se obvia ya que no existe una manera correcta de adivinar dicho valor. Esto significa

que no se aplica una ventana de pesado y por tanto el transporte de partículas se realiza de forma análoga en las celdas de la ventana de pesado que acarrearán tal ausencia. Esta estrategia no tendrá una influencia significativa en la simulación en el caso de que el número de celdas vacías no sea elevado.

El procedimiento de RVG consta de tres pasos fundamentales que resultan prácticamente idénticos para MCNP5 y MCNPX. En este apartado se aplica el estudio a MCNP5, aunque resulta extensivo en futuros trabajos a MCNPX. Los pasos del procedimiento son los siguientes:

1. El primero consiste en una ejecución previa que se lleva a cabo con el fin de obtener un archivo de salida con la información de la disposición y formato del mallado de ventana de pesado (*wwout*). Éste sirve únicamente para obtener un archivo con los encabezados y posiciones de las columnas adecuadas, y se puede realizar con unas pocas partículas. Este paso se puede obviar si se conoce con detalle la forma de definir el archivo manualmente, aunque ésta resulta general e innecesariamente complicada.
2. El segundo paso consiste en una ejecución análoga cuya función se basa en proporcionar un archivo con la información de la fluencia y del error relativo del *tally* mallado (*meshtal* en MCNP5). El mallado tanto de la ventana de pesado como del *tally* debe cubrir toda la geometría del problema. El archivo *meshtal* conforma la base de la definición de la ventana de pesado.
3. El tercer y último paso estriba en la lectura de la información de los archivos *mctal/meshtal* y *wwout*, de forma que los datos de flujo o de error relativo se conviertan en límites o umbrales de la ventana de pesado siguiendo las Ecuaciones 81 y 82 y se escriban en las posiciones correspondientes del archivo *wwout*. Se lleva a cabo entonces una simulación final con MCNP empleando el archivo *wwout* modificado como archivo de entrada de ventana de pesado *wwinp*, en el que se incluyen los factores tanto para fotones como para electrones. Esta ejecución en MCNP puede, en principio, contener cualquier tipo de *tally* mallado.

A continuación se ofrece la comparativa de dispersiones en dosis relativa tanto para fotones como para electrones en el caso de un tamaño de vóxel de 2 mm x 2 mm x 5 mm, en primer lugar, y a continuación con un tamaño de 4 mm x 4 mm x 5 mm, en una simulación sin factores de pesado-ventana, una con factores (*wwinp*), de fotones y electrones, calculados a partir tanto de los errores relativos (ER) como de las fluencias (FL) de una simulación inicial con 10^9 partículas y otra con factores calculados a partir de una simulación inicial con 10^{10} partículas.

En el caso de fotones se obtiene la siguiente gráfica, para el modelo de 2 mm x 2 mm x 5 mm:

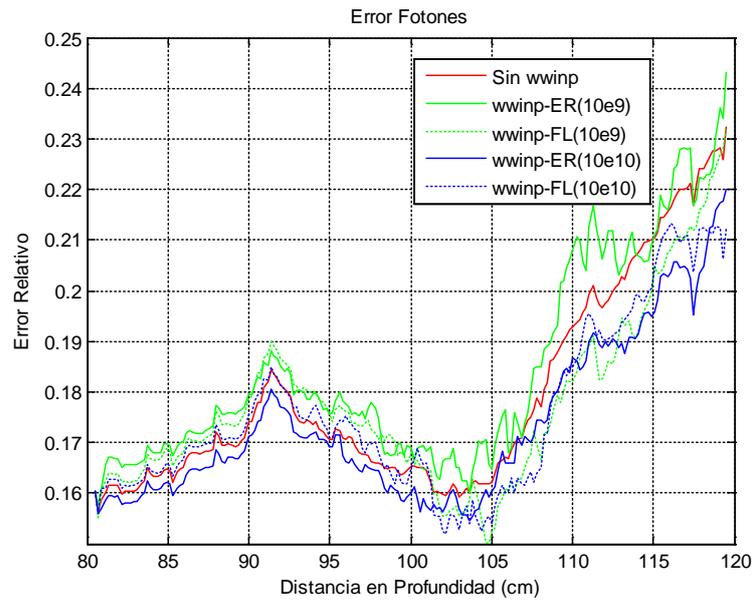


Figura 66. Comparación ER de fotones para las distintas disposiciones de *wwinp*. Voxel 2 mm.

Se puede observar en la Figura 66 que el uso de factores de pesado según el método de van Wijk apenas afecta a la dispersión estadística producida por los fotones (menos de un 1% de diferencia) para el modelo de vóxeles de 2mm x 2mm x 5mm. En el caso de los electrones disponemos de la siguiente gráfica:

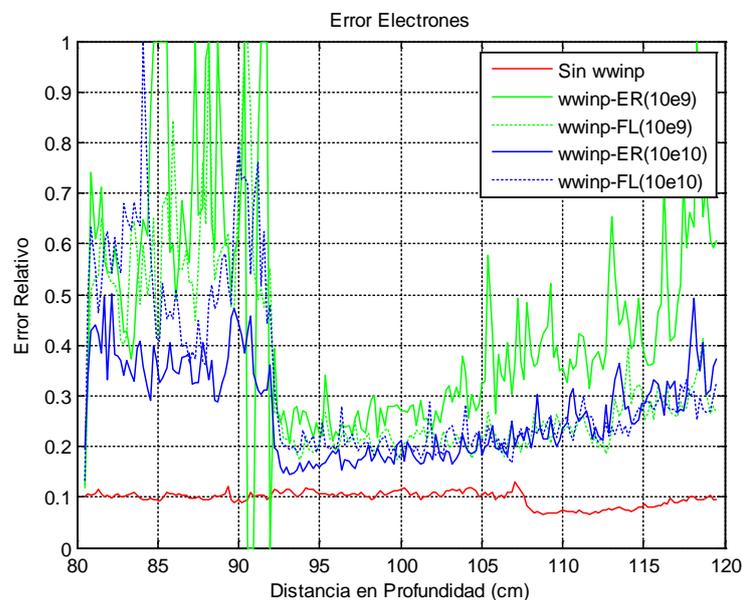


Figura 67. Comparación ER de electrones para las distintas disposiciones de *wwinp*. Voxel 2 mm.

La Figura 67 muestra una dispersión por electrones con diferencias apreciables (casi un 10% en diferencia absoluta) entre la simulación sin factores y con factores (los archivos

wwimp incluyen los factores tanto de fotones como de electrones). Se observa una dispersión menor en el caso de la simulación sin factores de pesado, lo que implica que la inclusión de dichos factores empeora ligeramente los resultados a nivel de dispersión estadística. Veamos qué ocurre con los tiempos de proceso CPU y tiempos de cálculo real. Nótese que los tiempos finales en los casos de simulaciones con *wwimp* se calculan sumando el tiempo empleado en la simulación inicial que produce los factores (con 10^9 o 10^{10} partículas) más el tiempo de la simulación en que se emplean ya los factores.

Tabla 11. Tiempos de Computación según el *wwinp*. Vóxeles de 2 mm.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
Simulación sin <i>wwinp</i> y 10^{11} partículas	1408,59	93,90
Simulación con <i>wwinp</i> -ER de 10^9 partículas	903,86 (547,88+355,98)	60,25 (36,52+23,73)
Simulación con <i>wwinp</i> -FL de 10^9 partículas	2360,76 (2004,68 +355,98)	157,37 (133,64+23,73)
Simulación con <i>wwinp</i> -ER de 10^{10} partículas	1038,66 (552,42+486,24)	62,24 (36,82+32,41)
Simulación con <i>wwinp</i> -FL de 10^{10} partículas	2300,68 (1814,44+486,24)	153,37 (120,96+32,41)

La Tabla 11 indica los tiempos de simulación en cada uno de los casos simulados. Podemos observar una clara ventaja en el caso de la simulación que emplea los factores de pesado basados en el error relativo, y calculados con un número de partículas (Nps) de 2×10^9 , con un tiempo final (se suma el tiempo requerido para la simulación en que se obtiene el *wwinp* al tiempo de la simulación posterior en que se emplea dicho archivo con los factores de pesado) real de 60,25 minutos. Esto supone una velocidad de simulación unas 1,55 veces mayor respecto de la simulación sin factores de pesado. También la simulación con los factores de pesado basados en el error relativo y calculados con un número de partículas (Nps) de 2×10^{10} , implican un aumento de la velocidad de simulación, aunque esta vez con un tiempo final 1,35 veces mayor. Como hemos observado en las gráficas de dispersión estadística, la simulación con *wwimp* basado en *Re* y Nps de 2×10^9 ofrece una dispersión en electrones un 10% mayor, en términos absolutos, que la que no emplea *wwimp*, pese a su velocidad 1,55 veces mayor. Las simulaciones con *wwimp* basado en la fluencia no las consideramos aquí por presentar tiempos de proceso y reales de simulación mayores que en el cálculo sin *wwimp*.

A continuación se ofrece la comparativa de errores relativos tanto para fotones como para electrones en el caso de un tamaño de vóxel de 4 mm x 4 mm x 5 mm, en una simulación sin factores de pesado-ventana, una con factores (*wwinp*) calculados a partir tanto de los errores relativos (ER) como de las fluencias (FL) de una simulación inicial con 10^9 partículas y otra con factores calculados a partir de una simulación inicial con 10^{10} partículas.

En el caso de los fotones se obtiene la siguiente gráfica.

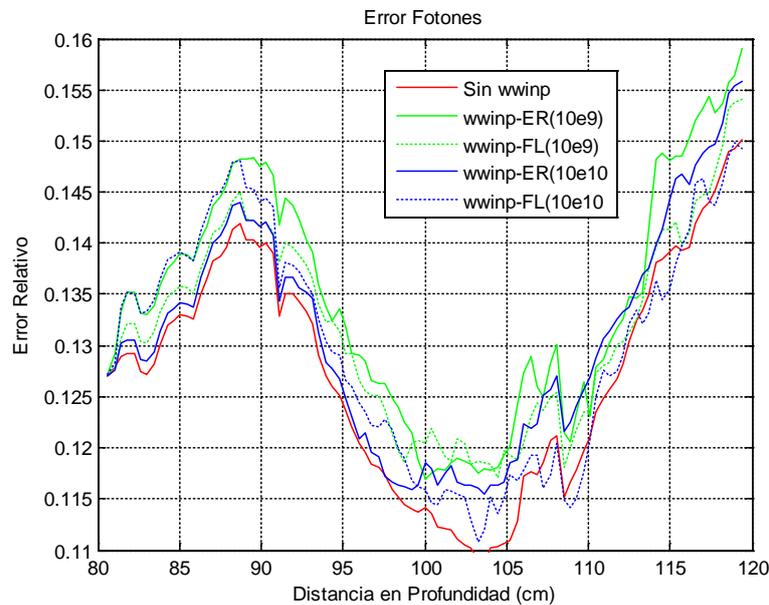


Figura 68. Comparación ER de fotones para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 4mm.

Se observa en la Figura 68 que el uso de factores de pesado según el método de van Wijk no afecta significativamente a la dispersión estadística producida por los fotones para el modelo de vóxeles de 4mm x 4mm x 5mm.

En el caso de los electrones se dispone la siguiente gráfica.

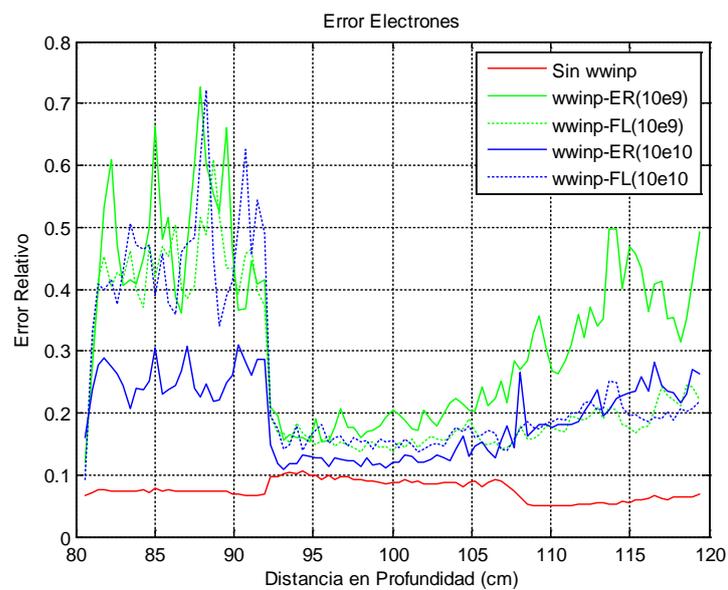


Figura 69. Comparación ER de electrones para las distintas disposiciones de wwinp. Voxel 4 mm.

La Figura 69 indica una dispersión por electrones con diferencias ligeramente apreciables (apenas un 5% en el interior del maniquí) entre la simulación sin factores y con factores. Se observa una dispersión menor en el caso de la simulación sin factores de pesado, aunque las diferencias en el interior del maniquí no son notables. Veamos cómo se presentan los tiempos de proceso CPU y tiempos de cálculo real. Nótese que los tiempos finales en los casos de simulaciones con *wwimp* se calculan sumando el tiempo empleado en la simulación inicial que produce los factores (con 10^9 o 10^{10} partículas) más el tiempo de la simulación en que se emplean ya los factores.

Tabla 12. Tiempos de Computación según el *wwimp*, con vóxeles de 4 mm.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
Simulación sin <i>wwimp</i> y 10^{11} partículas	1313,95	87,59
Simulación con <i>wwimp</i> -ER de 10^9 partículas	395,58 (245,92+149,66)	26,36 (16,39+9,97)
Simulación con <i>wwimp</i> -FL de 10^9 partículas	721,10 (571,44+149,66)	48,06 (38,09+9,97)
Simulación con <i>wwimp</i> -ER de 10^{10} partículas	684,46 (372,38+312,08)	45,63 (24,82+20,80)
Simulación con <i>wwimp</i> -FL de 10^{10} partículas	921,33 (609,25+312,08)	61,41 (40,61+20,80)

La Tabla 12 expone los tiempos de simulación obtenidos en cada caso. Se observa, esta vez, que la simulación que emplea los factores de pesado basados en el error relativo, y calculados con un número de partículas (Nps) de $2 \cdot 10^9$, proporciona la mayor velocidad de cálculo, con un tiempo final de proceso de 395,58 minutos y un tiempo final real de 26,36 minutos. Esto supone una velocidad de simulación unas 3,3 veces mayor respecto de la simulación sin factores de pesado. La simulación con los factores de pesado basados en Re y calculados con un Nps de $2 \cdot 10^{10}$, proporciona un tiempo final de proceso 1,9 veces mayor. La simulación basada en ϕ y con Nps de $2 \cdot 10^9$ es 1,8 veces más rápida, mientras que su análoga que emplea $2 \cdot 10^{10}$ partículas lo es 1,4 veces.

En este caso, pues, considerando que las diferencias de dispersión estadística en el interior del maniquí tanto para fotones como para electrones no son notables, es la simulación con *wwimp* basado en Re y con un Nps de $2 \cdot 10^9$ la que proporciona una reducción de varianza efectiva. Las diferencias en la dispersión estadística podrían subsanarse fácilmente aumentando el número de partículas y sin por ello perder al aumento de velocidad de cálculo que proporcionan los factores de pesado.

6.4.6.4 Prueba con Número de Nodos Elevado

Dados los límites prácticos de esta tesis, se ha incluido a modo de corolario una última prueba de simulación aunando las técnicas empleadas en el estudio anterior y aumentando el número de micros puestos en juego en el cálculo hasta 63 (de los 64 invocados). La evolución cronológica de la tesis y la disponibilidad de las computadoras centrales de la Universidad Politécnica no han permitido emplear estos resultados con 64 micros en la totalidad de la tesis. Sin embargo, el objetivo de ésta no es el de propiciar unos

resultados directamente aplicables a la planificación clínica, sino una metodología que permita implementar los futuros avances tecnológicos en esta dirección. Se observa, pues, la Tabla 13 de tiempos de computación (los resultados de dosis y dispersión son iguales), en la que en primer lugar se dispone el cálculo con 64 micros y en segundo el mismo cálculo aplicando los factores de pesado seleccionados en el apartado 6.4.6.3.

Tabla 13. Tiempos de Computación con 64 micros.

	Tiempo CPU (mins)	Tiempo Real (mins)
Simulación sin wwinp	1247,34	19,79
Simulación con wwinp	1166,71 (606,71+560)	18,5 (8,8+9,63)

El resultado de 18,5 minutos se aproxima bastante a los requerimientos clínicos para la implementación de un cálculo MC en la planificación radioterapéutica.

6.4.6.5 Conclusión al Estudio de Reducción de Varianza

Se puede concluir este estudio afirmando que la aplicación de un *cutoff* de 0,1 MeV, una importancia de 1 (es decir, ningún cambio en el desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa) y una matriz de ventanas de pesado basada en los errores relativos de una simulación inicial con $2 \cdot 10^9$ partículas, reduce sensiblemente el tiempo de computación en la simulación de la irradiación de un maniquí voxelizado mediante un acelerador lineal de 6 MeV. Cuando todos estos factores se emplean en una simulación con 64 micros, se alcanza un tiempo de computación que se aproxima a los requerimientos para su aplicación clínica (APPM, 2007).

Capítulo 7

7. Resultados

En este apartado de resultados se muestra la comparación de las distribuciones de dosis obtenidas mediante los dos algoritmos que detenta PLUNC, el de Clarkson con corrección de heterogeneidades de Batho y el de convolución, y las obtenidas con el algoritmo Monte Carlo del código MCNP, ya integrado en el planificador de tratamientos PLUNC.

El algoritmo de Clarkson con corrección de heterogeneidades de Batho, como se ha mencionado en el apartado 6.2.1.1, realiza el cálculo de dosis como si ésta se depositara únicamente en agua (Clarkson) y después tiene en cuenta las heterogeneidades mediante la corrección del transporte de la radiación en función de los cambios de densidad electrónica y del volumen de las zonas que atraviesa (Batho). PLUNC almacena la densidad electrónica relativa (DER) a modo de Números de Hounsfield (HU) a partir de las imágenes de tomografía calibradas que se introducen en el planificador. El algoritmo de corrección de Batho calcula una densidad media en el volumen y aplica unos factores de corrección que, en el caso de PLUNC, se encuentran almacenados en el código. Las principales fallas de este método, amén de su naturaleza determinista, son, por un lado, que no tiene en cuenta las secciones eficaces de las distintas regiones, y, por otro, que el transporte se calcula de forma unidimensional, frente al cálculo tridimensional que efectúa Monte Carlo. Con objeto de facilitar la lectura, en muchos casos nos referiremos a este algoritmo como algoritmo *estándar* de PLUNC, queriendo indicar con ello que es el algoritmo que PLUNC emplea por defecto.

El algoritmo de convolución es, como se ha comentado en el apartado 6.2.1.1, un método que emplea PLUNC, aplicado al transporte de partículas en general, consistente en aplicar la transformada de Fourier a la dosis que ha calculado previamente mediante el algoritmo de Clarkson corregido, pasándola de esta manera al dominio de la frecuencia, y posteriormente aplicar las funciones de pesado *kernel* calculadas previamente mediante distribuciones tridimensionales de dosis para distintas geometrías obtenidas en simulaciones con el código Monte Carlo, en este caso EGS4. Posteriormente se devuelven los resultados al dominio del tiempo. En un principio, este método mejora la distribución tridimensional de la dosis calculada mediante Clarkson y Batho, aunque, como veremos, las distribuciones de dosis distan más que las anteriores de las obtenidas mediante MCNP.

La comparación de los resultados calculados por los tres algoritmos se lleva a cabo mediante diversas gráficas. En primer lugar se muestran los resultados de las distribuciones de dosis visualizadas con las herramientas del propio planificador PLUNC para cada uno de los métodos, en las direcciones transversal, coronal y sagital. En segundo lugar se muestra una gráfica de dosis relativa en profundidad producida mediante la herramienta de visualización y análisis de planificaciones CERR (véase el apartado 6.2.5). En ésta se pueden comparar los resultados de dosis relativa de cada uno de los tres métodos en un mismo eje, y ver las diferencias relativas entre cada uno de los dos de PLUNC respecto al método MC implementado, en una gráfica separada y que coincide en el eje x con las de dosis en profundidad. Finalmente se ofrece un Histogramas Dosis Volumen (HDV) para cada uno de los materiales del maniquí, en los que se comparan también los tres métodos empleados en el cálculo de dosis.

7.1 Resultados para MCNP5

En primer lugar se muestran los resultados de dosis calculados mediante el código MCNP5, ya integrado en la interfaz MCTPS-UPV, y su comparación con los otros dos algoritmos que posee PLUNC. Los resultados se dividen en dos apartados, que responden a la irradiación del maniquí con distintos haces cuadrados, por un lado, y a la irradiación del maniquí con haces conformados, por otro.

7.1.1 Resultados para un Haz Cuadrado

En primer término se muestran los resultados dosimétricos de la irradiación del maniquí RANDO con una serie de haces cuadrados. En la práctica los haces suelen conformarse mediante colimadores multiláminas y se les dota de la forma que más se ajusta a la geometría que limita las prescripciones de dosis en los órganos objetivo y órganos adyacentes. Sin embargo, la IAEA (2004, 2008) recomienda realizar tests dosimétricos para verificar los algoritmos en primer lugar con una serie de haces cuadrados y posteriormente con distintos haces conformados. En este apartado se exponen los resultados de las simulaciones con haces de 5 cm x 5 cm, de 7 cm x 7 cm, de 10 cm x 10 cm, 12 cm x 12 cm, de 15 cm x 15 cm y de 20 cm x 20 cm.

7.1.1.1 Haz de 5 cm x 5 cm

El primer haz simulado es de 5 cm x 5 cm. Este haz se proyecta virtualmente sobre el maniquí RANDO a partir de un plano de espacio de fase que ha almacenado los datos de una simulación anterior con los elementos del cabezal del LinAc *Elekta Precise*, en un plano situado justo después del colimador.

El haz se proyecta de manera que el 100% de la dosis prescrita incida sobre el punto denominado *isocentro*, situado a una Distancia Fuente-Superficie (SSD) de 100 cm. El isocentro se determina durante la planificación de forma que sitúe sobre el órgano o tumor maligno y así impartir la dosis deseada sobre él. Puesto que el objetivo principal de este trabajo reside en la comparación de los algoritmos y no en la observación de un órgano o tumor maligno, se ha situado el isocentro en el centro de masas de la cabeza del maniquí respecto de los ejes x e y , y más o menos en el centro de la cabeza respecto del eje z ([23.98, 23.12, 13.25] en coordenadas de PLUNC).

Las siguientes gráficas muestran los tres cortes (transversal, coronal y sagital) para cada uno de los métodos de cálculo empleados. En ellas se pueden ver las líneas de isodosis que corresponden en color a los porcentajes de dosis relativa indicados en la parte superior izquierda (140%, 120%, 100%, 98%, 95%, 90%, 70%, 50%, 30% y 10%). Además, cada gráfica ofrece el dato de dosis máxima en el plano 2D que corta al *isocentro*; este dato ofrece una idea de las diferencias de dosis máxima entre los distintos algoritmos, aunque las gráficas de dosis relativa en profundidad que se muestran posteriormente aproximan mejor a tales diferencias.

La Figura 70 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal y calculadas con el algoritmo de MCNP5.

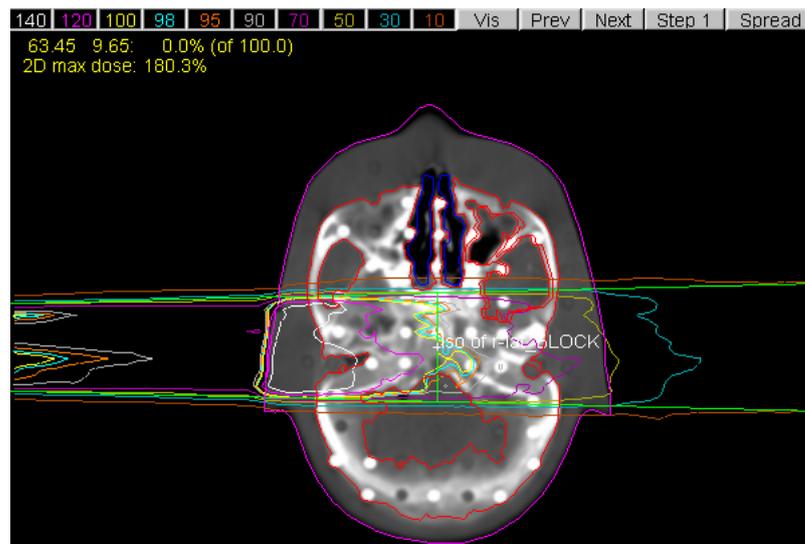


Figura 70. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 71 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal y calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

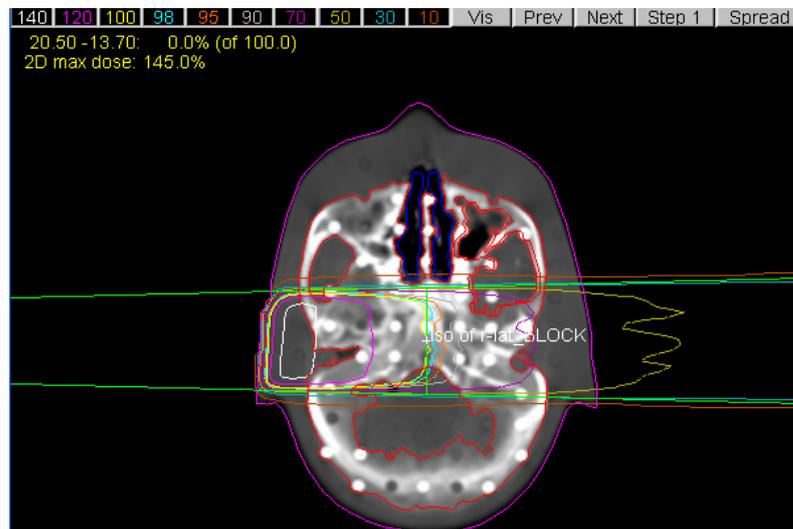


Figura 71. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 72 indica la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal y calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

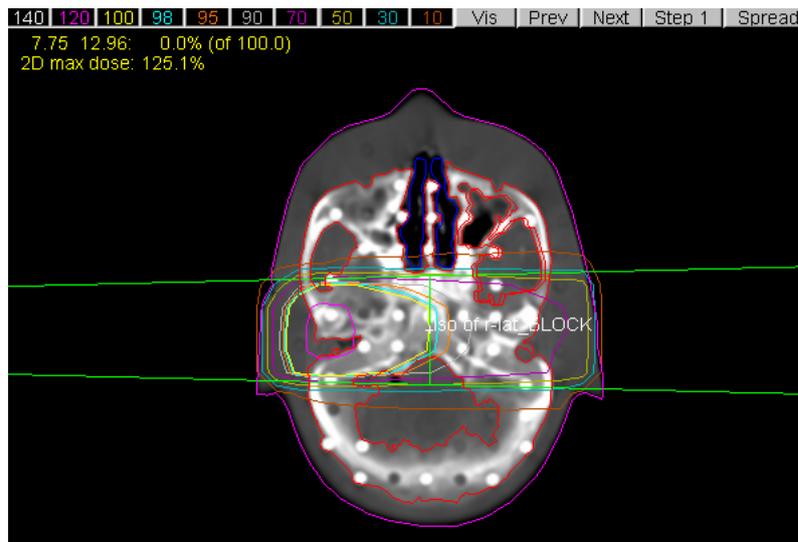


Figura 72. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

Al comparar las tres gráficas se aprecia que el algoritmo de MCNP5 produce resultados de dosis relativa en los que las heterogeneidades influyen mucho más en la deposición de dosis que los otros dos algoritmos. MCNP5 tiene en cuenta la deposición de dosis en aire previa a la incidencia del haz en el maniquí. Puede verse también que la aparición del material óseo del cráneo provoca una deposición mayor en las zonas donde éste está presente, dando así lugar a líneas de isodosis irregulares que siguen de alguna forma la geometría ósea.

Las diferencias entre los dos algoritmos de PLUNC son también notables. Se puede ver que la dosis máxima en el plano del isocentro calculada con MCNP es de 180,3%, con el algoritmo Batho corregido de 145% y con el algoritmo de convolución de 125%. Por tanto hay una diferencia de un 35% entre MCNP5 y el *algoritmo* Batho, y una diferencia de un 55% entre MCNP5 y el de convolución.

Pese a que los cálculos con MCNP5 aún no están validados experimentalmente para la simulación de la irradiación del maniquí RANDO, sí lo están para la simulación en una cuba de agua con heterogeneidades (Juste, 2011), lo que nos permite partir de la suposición de que éstos se aproximan a la realidad con un error menor del 5%. Por tanto, se podría decir que el algoritmo de convolución es el que peores resultados reporta.

La Figura 73 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal y calculadas con el algoritmo de MCNP5.

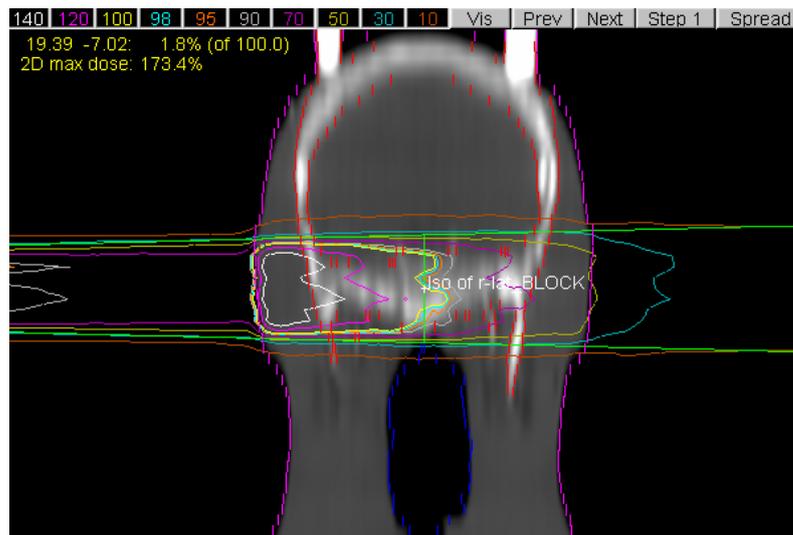


Figura 73. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 74 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal y calculadas con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

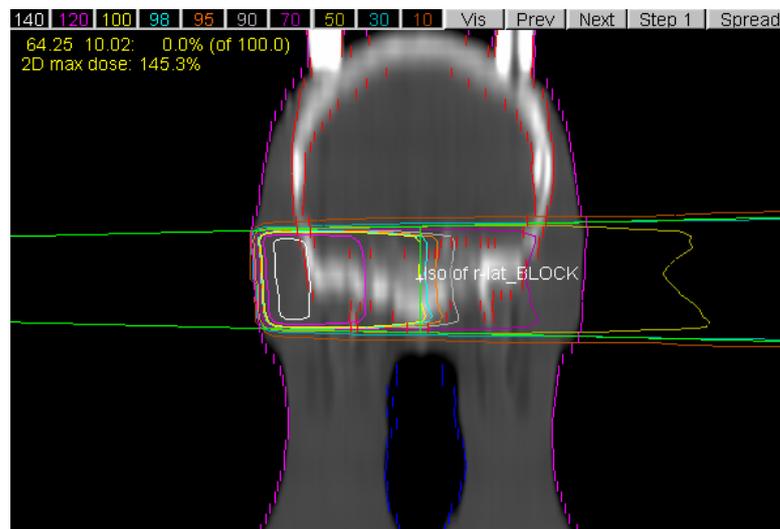


Figura 74. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 75 indica la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal y calculadas con el algoritmo de convolución de PLUNC.



Figura 75. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

De la misma manera que en los cortes transversales, se puede apreciar que el algoritmo de MCNP5 calcula distribuciones de dosis relativa en las que las heterogeneidades influyen mucho más en la deposición de dosis con éste que con los otros dos. Nótese que las bandas blancas que se observan sobre la cabeza del paciente representan los enganches de sujeción de la cabeza del maniquí.

Se observa que la dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 173,4%, con el algoritmo Batho corregido de 145,3% y con el algoritmo de convolución de 125,2%. Por tanto hay una diferencia de un 28% entre MCNP5 y el *algoritmo* Batho, y una diferencia de un 48% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 76 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital y calculadas con el algoritmo de MCNP5.

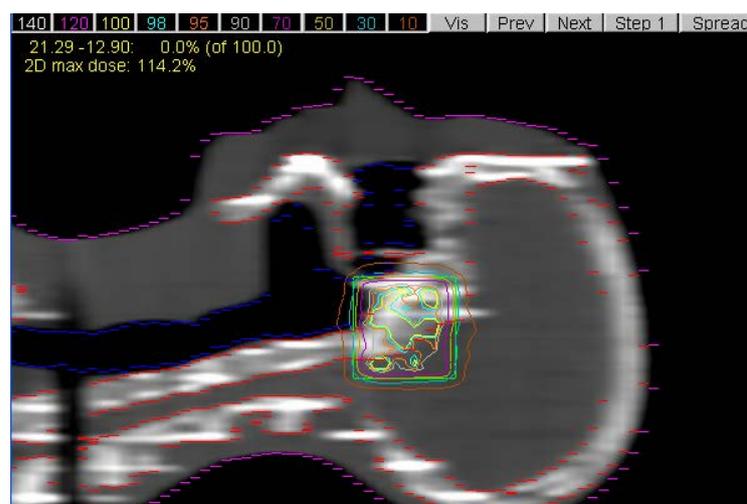


Figura 76. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 77 indica la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital y calculadas con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

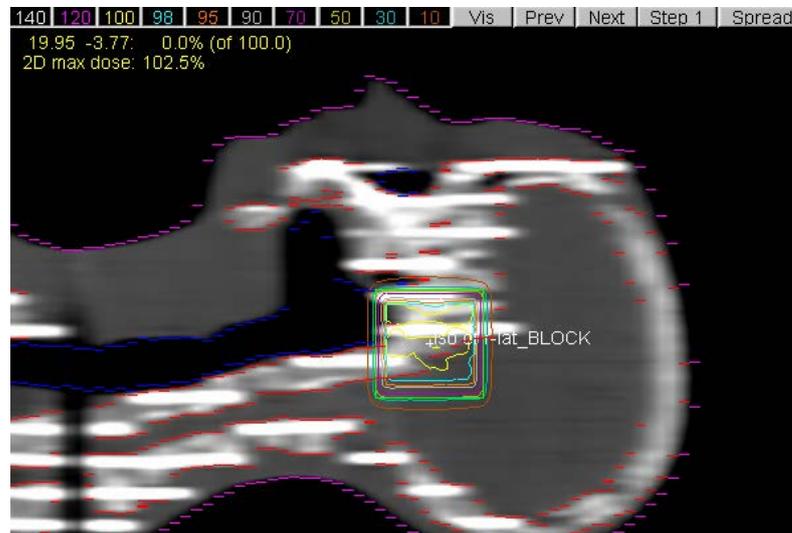


Figura 77. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 78 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital y calculadas con el algoritmo de convolución de PLUNC.



Figura 78. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 5 cm.

También en los cortes sagitales se aprecia que el algoritmo de MCNP5 calcula distribuciones de dosis relativa más precisos en cuanto a la detección de variaciones en la densidad electrónica y deposición de dosis en heterogeneidades.

La dosis máxima en el plano sagital calculada con MCNP es de 114,2%, con el algoritmo Clarkson corregido de 102,5% y con el algoritmo de convolución de 100,5%. En este caso las diferencias son menores: de un 11,7% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y una diferencia de un 13,7% entre MCNP5 y el de convolución.

A continuación se muestra la gráfica de dosis relativa en profundidad para los tres algoritmos. Ésta se visualiza mediante el programa de gestión y análisis de planificaciones CERR, el cual permite trazar una línea en cualquier corte del paciente y comparar las dosis de cada una de las planificaciones con cada algoritmo. En este caso se ha trazado una línea que atraviesa el *isocentro* del maniquí RANDO, tal y como se ha definido en apartados anteriores, y que resulta paralela al eje *x*. En la Figura 79, la gráfica producida mediante CERR muestra la comparativa de las dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la línea de profundidad, en la que muestra también los valores de los números de Hounsfield referentes a las densidades electrónicas relativas por las que atraviesa dicha línea. De esta manera se pueden apreciar los cambios de densidades que indican cambios en las composiciones anatómicas (aire, tejido blando, hueso, etc). Debajo de la gráfica de dosis relativas se presenta una gráfica con las diferencias de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5, en la misma línea de profundidad.

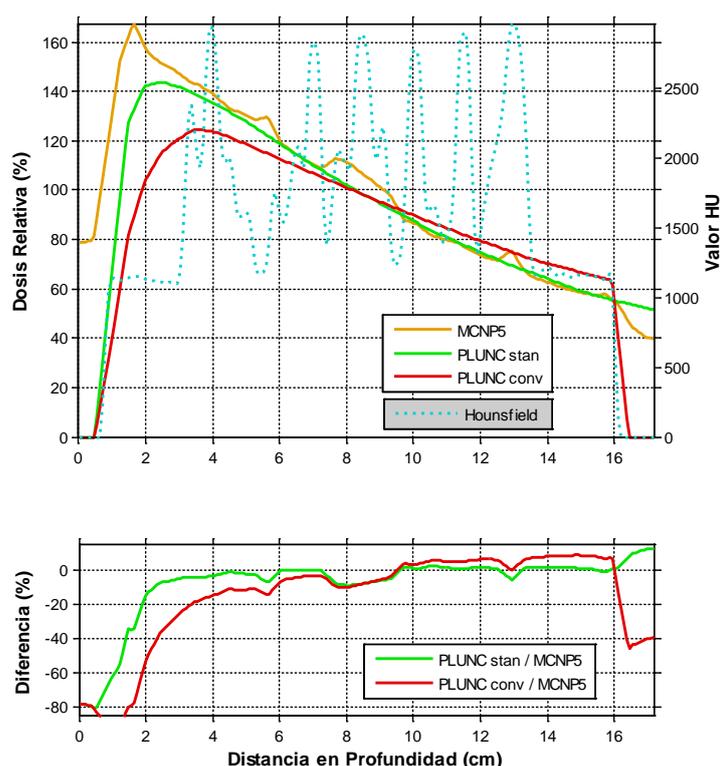


Figura 79. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a *x*. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 5 cm x 5 cm.

Se aprecia en la curva de dosis en profundidad, Figura 79, que existe una acusada diferencia en los cálculos entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los dos centímetros que siguen a la superficie inicial de la piel. Esta diferencia asciende hasta un 30% en el caso del algoritmo de Clarkson con corrección de inhomogeneidades de Batho, y a un 50% en el caso del algoritmo de

convolución. Dichas diferencias se deben, principalmente, al efecto *skin-sparing* que ocurre en la interfaz aire-piel, y a la falta de equilibrio electrónico en esta interfaz hasta que el haz penetra unos 2 cm en el paciente. La complejidad de las perturbaciones de la radiación que ocurren en las interfaces aire-órgano son difíciles de calcular y, además, los algoritmos de corrección de inhomogeneidades están modelados bajo el supuesto de equilibrio electrónico o EPC. Esta deficiencia produce, como se puede ver en la Figura 79, una infraestimación de la dosis en las regiones afectadas por dichas interfaces o en cualquier región en que se dé desequilibrio electrónico, cual es la de incidencia del haz en el paciente.

La estimación de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho resulta bastante similar a la producida por el algoritmo de MCNP5 en casi todo el resto de la curva (diferencias próximas a un 2-3%), a excepción de aquellas regiones en que se produce un cambio brusco de densidad: en el caso de la línea de profundidad que pasa por el *isocentro* se trata de variaciones entre las densidades de tejido blando y hueso. En dichas regiones de variación de densidad, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%. Estas diferencias se deben, en parte, a que el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho no tiene en cuenta el *build-down* y subsecuente *buildup* producido al pasar de un medio con bajo número atómico (tejido blando) a otro con alto número atómico (hueso) y de nuevo al de número atómico bajo, por la falta, en primer lugar, y luego recuperación de la fluencia electrónica. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis es mucho más distante de la de MCNP5 que la del algoritmo *estándar*.

Además, se observa que ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente (hasta aproximadamente medio centímetro en la gráfica), mientras que MCNP5 contempla en torno a un 80% de dosis relativa hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 173%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 145% y el de convolución un 125%. Los motivos de dicha diferencia se han expuesto en los párrafos anteriores.

Las siguientes Figuras 80, 81 y 82 son un ejemplo de la visualización de las distribuciones de dosis relativa que produce CERR en los cortes transversal, coronal y sagital. Estas gráficas presentan las capacidades de CERR, no con fines comparativos, para los que existen otras gráficas más precisas a este respecto. Sí resultan útiles, no obstante, a efectos de la praxis clínica. Por tanto se muestran sólo los resultados del cálculo de dosis relativa con el algoritmo de MCNP5.

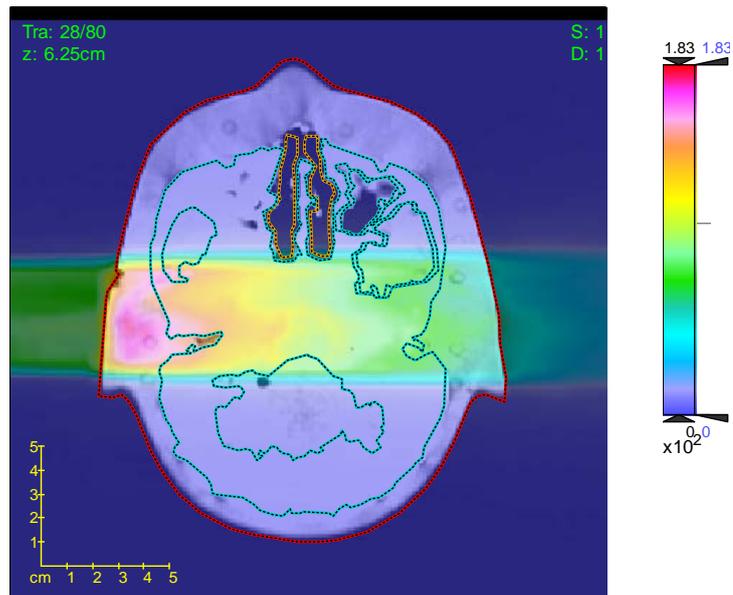


Figura 80. Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

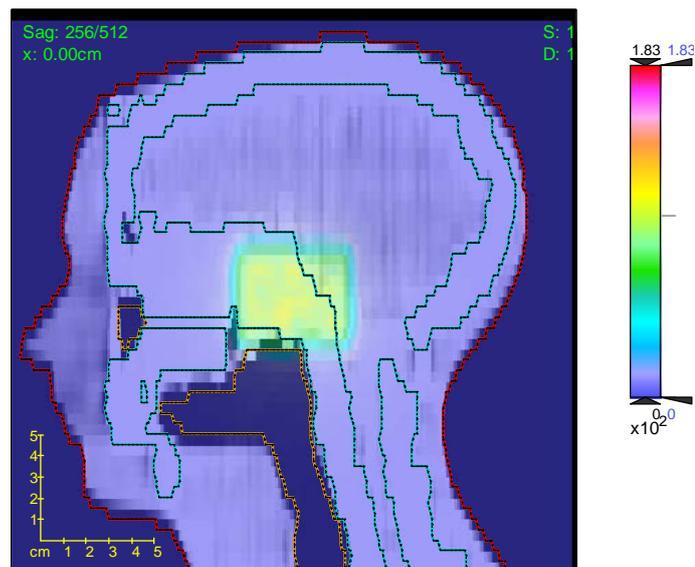


Figura 81. Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

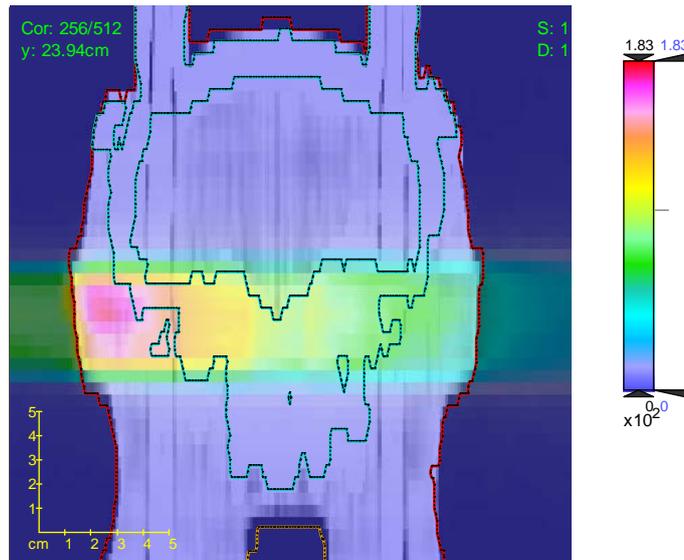


Figura 82. Visualización mediante CERR de dosis relativa (%) de un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 5 cm.

Las gráficas que siguen muestran los Histogramas Dosis Volumen (HDV) para los materiales orgánicos de que se compone el maniquí más el aire, mediante los cuales se compara los cálculos de dosis producidos por cada uno de los tres algoritmos estudiados.

Los HDV representan una buena herramienta de análisis de la dosis impartida en los volúmenes de interés y en el paciente en general. Éstos aportan un soporte adicional a las gráficas de distribución de dosis o de dosis en profundidad, con la limitación de que no permiten la evaluación 3D de la dosis. Tampoco proporcionan un análisis plenamente objetivo a nivel clínico, ya que las pequeñas variaciones en los HDV no son fácilmente interpretables en términos de efectividad del tratamiento. Sin embargo, sí resultan de gran ayuda, a efectos de la presente tesis, para comparar, de manera global y estadística, los cálculos de dosis relativa en el paciente (y en concreto para cada material u órgano) producidos con cada uno de los tres algoritmos.

En la Figura 83 encontramos el HDV del material *tejido blando* que representa, en el maniquí RANDO, todo aquello que no es material óseo o aire. Mediante este HDV podemos hacernos una idea de la dosis que imparte el acelerador lineal con cada algoritmo en todo el material blando del cuerpo, es decir, órganos blandos, piel, músculo, etc.

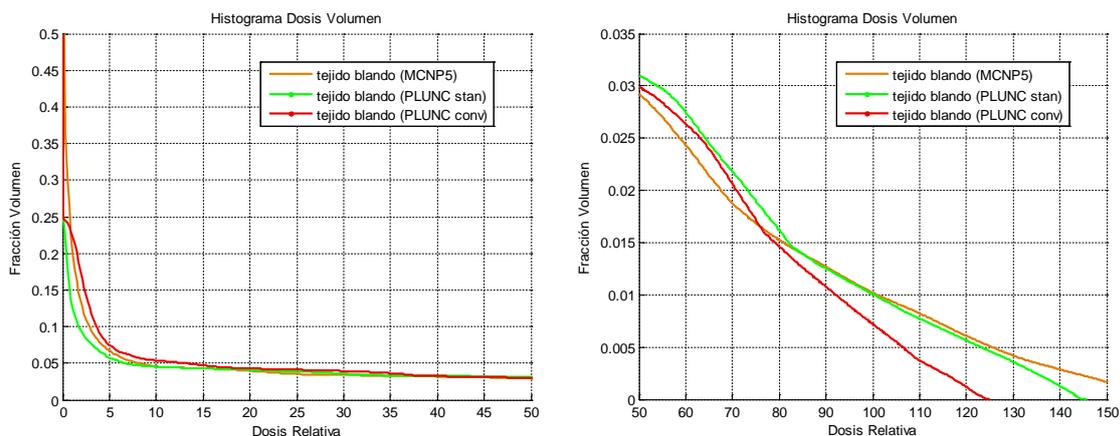


Figura 83. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

Se observa, pues, en la Figura 83, que, para un haz de 6 MeV y un campo de 5 cm x 5 cm, las diferencias en la dosis relativa entre cada uno de los algoritmos, analizadas de manera global, no resultan demasiado acusadas. Para una dosis del 100% (aquella impartida en el volumen objetivo bajo prescripción, y por tanto la más relevante), el cálculo con MCNP5 apenas difiere del cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC, mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 0,25% del volumen total del material *tejido blando*. Entre el 50% y el 80% de la dosis encontramos diferencias entre MCNP5 y PLUNC *estándar* de en torno al 0,25% del volumen total, siendo el cálculo de PLUNC el que estima un volumen irradiado mayor con dichas dosis relativas. Las diferencias más acusadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 5% del volumen y PLUNC *convolución* la sobrestima respecto de MCNP5 en un 3% del volumen) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 125%, PLUNC *estándar* de 145% y MCNP5 de 173%).

Se muestran más significativas las diferencias en la dosis máxima impartida, debidas, principalmente, a la falta de equilibrio electrónico en la región en que el haz incide en el paciente, junto al efecto *skin-sparing*. Los volúmenes que reciben dichas dosis máximas dispares no superan el 0,25% del total, lo cual, en este caso no resulta relevante a nivel clínico. Sí resultaría relevante en casos de volúmenes más pequeños con desequilibrio electrónico como tumores próximos a la piel, médula, etc.

La Figura 84 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

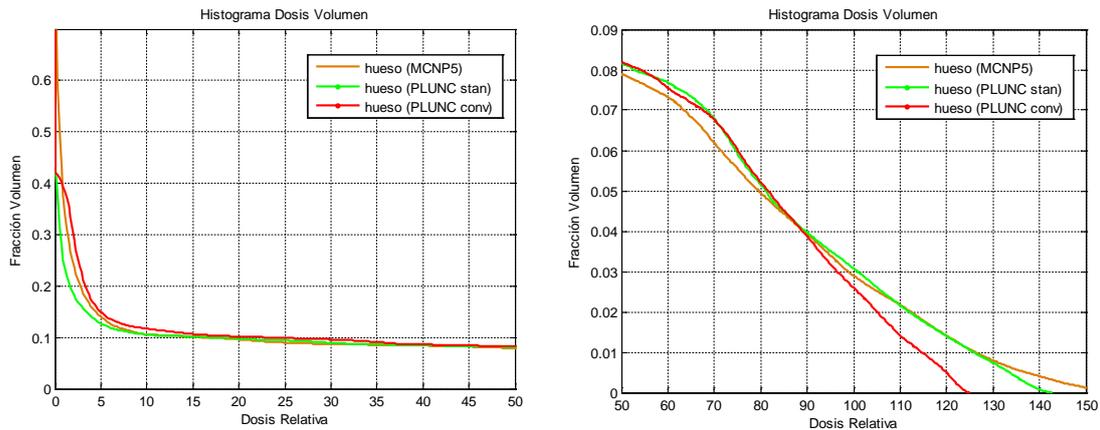


Figura 84. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

Se puede ver en la Figura 84 que las diferencias entre los tres algoritmos para el *tejido óseo* siguen la misma tendencia que en el *tejido blando*. Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 apenas difiere del cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC, mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 0,5%, ligeramente superior al obtenido con el *tejido blando*. Entre el 50% y el 80% de la dosis encontramos que PLUNC *estándar* la subestima en hasta un 0,8% del volumen total, respecto del cálculo con MCNP5. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 5% del volumen y PLUNC *convolución* la sobrestima respecto de MCNP5 en un 3% del volumen) y del 100% de la dosis en adelante ocurre lo mismo que en el *tejido blando*.

La Figura 85 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

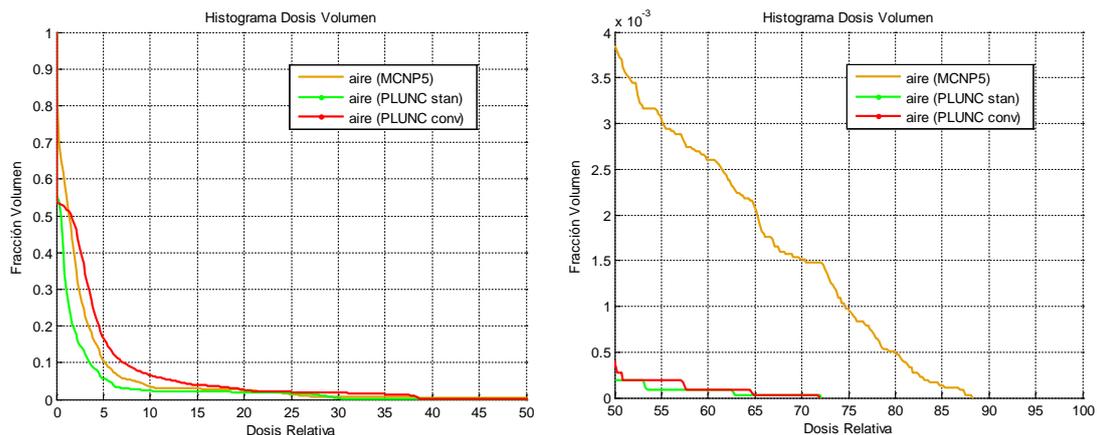


Figura 85. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

El HDV para el aire no resulta relevante a nivel clínico, pero en la presente tesis complementa el análisis de las diferencias entre los tres algoritmos estudiados. Para el haz estudiado, entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* abarca

volúmenes hasta un 20% menores para una dosis dada que MCNP5, y el algoritmo de convolución de PLUNC volúmenes hasta un 10% mayores. En el resto del intervalo de dosis relativas las fracciones de volumen son prácticamente iguales, con MCNP5 produciendo dosis relativas máximas mayores que los otros dos algoritmos.

7.1.1.2 Haz de 7 cm x 7 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 7 cm x 7 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 86 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con el algoritmo MCNP5.

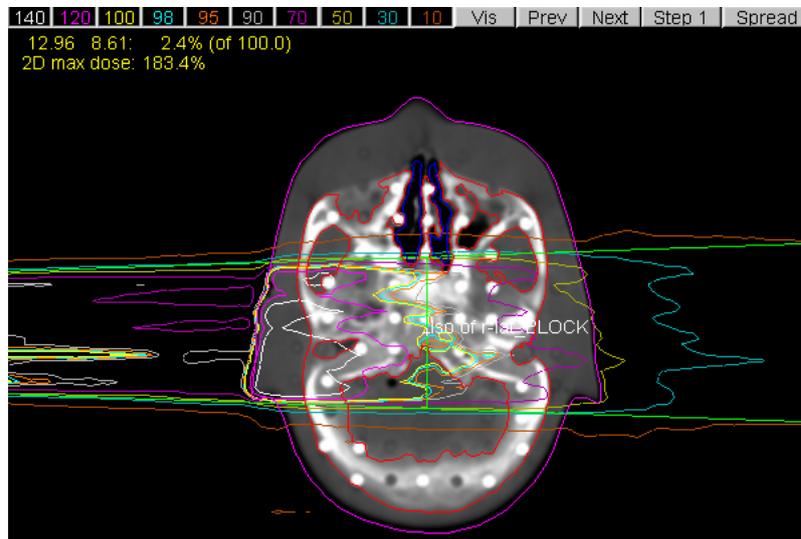


Figura 86. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 87 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

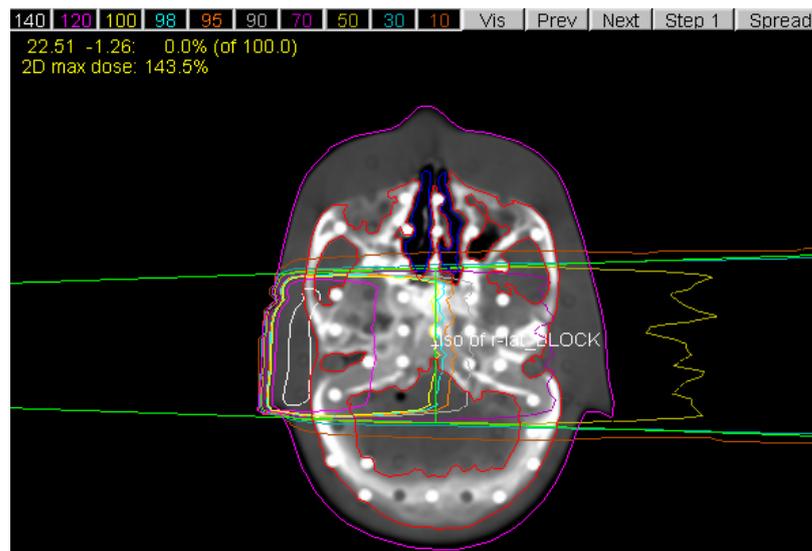


Figura 87. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 88 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

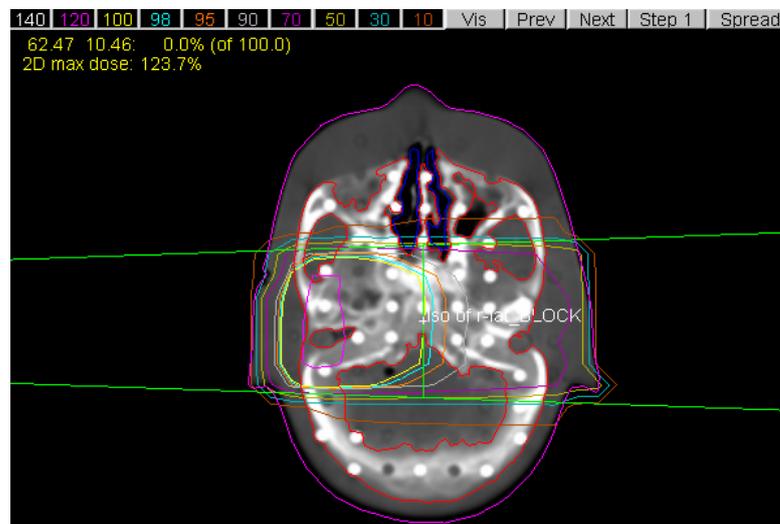


Figura 88. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

Constatamos de nuevo que el algoritmo de MCNP5 produce resultados donde las heterogeneidades influyen en mayor medida sobre la deposición de dosis que el *estándar* o el de convolución. MCNP5 calcula la deposición de dosis en aire previa a la incidencia del haz en el maniquí. Además, la aparición del material óseo del cráneo provoca una deposición de dosis mayor, dando lugar a líneas de isodosis irregulares que insinúan la orografía ósea del cráneo.

Las diferencias entre éste y los dos algoritmos de PLUNC se muestran también notables para un haz de 7 cm x 7 cm. Se puede observar que la dosis máxima calculada con

MCNP asciende a 183,4%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 143,5% y con el algoritmo de convolución a 123,7%. La diferencia esta vez es de un 40% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 60% entre MCNP5 y el de convolución.

Siguiendo los supuestos mencionados en el apartado anterior, se podría decir que el algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNP5 que el *estándar*, en cuanto a distribución 3D de dosis.

La Figura 89 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.



Figura 89. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 90 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

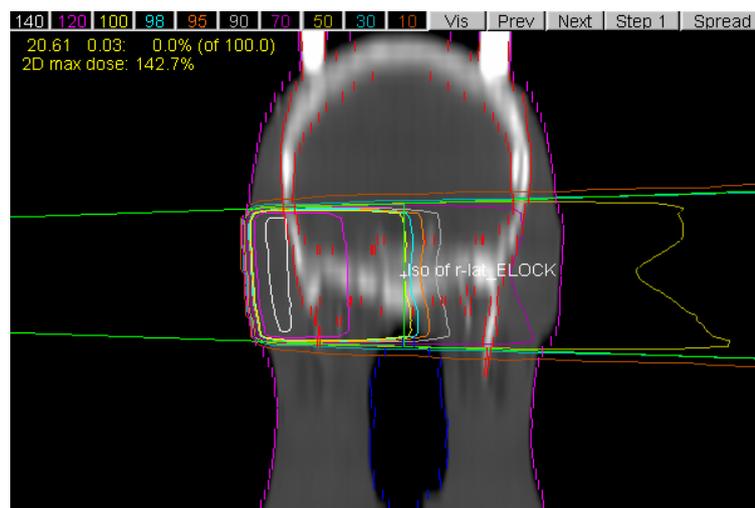


Figura 90. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 91 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

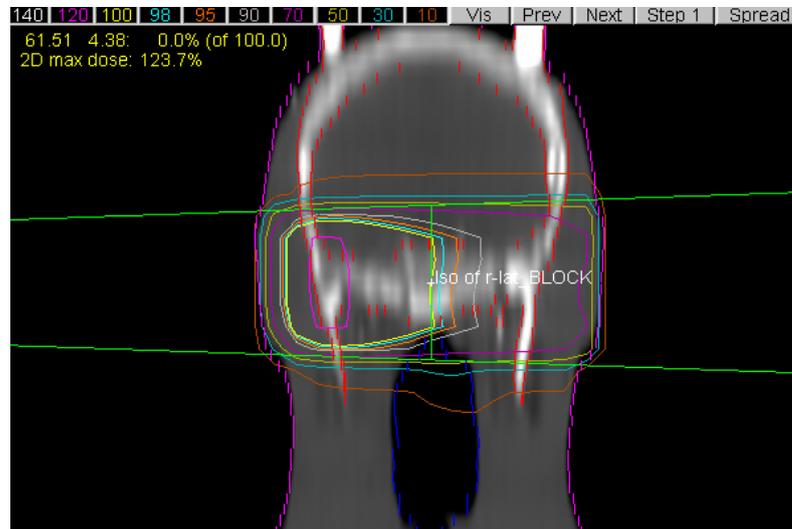


Figura 91. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

Se observa en las figuras anteriores que la dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 162,9%, con el algoritmo Batho corregido de 142,7% y con el algoritmo de convolución de 123,7%. Por tanto hay una diferencia en las dosis máximas de un 20% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 40% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 92 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo MCNP5.

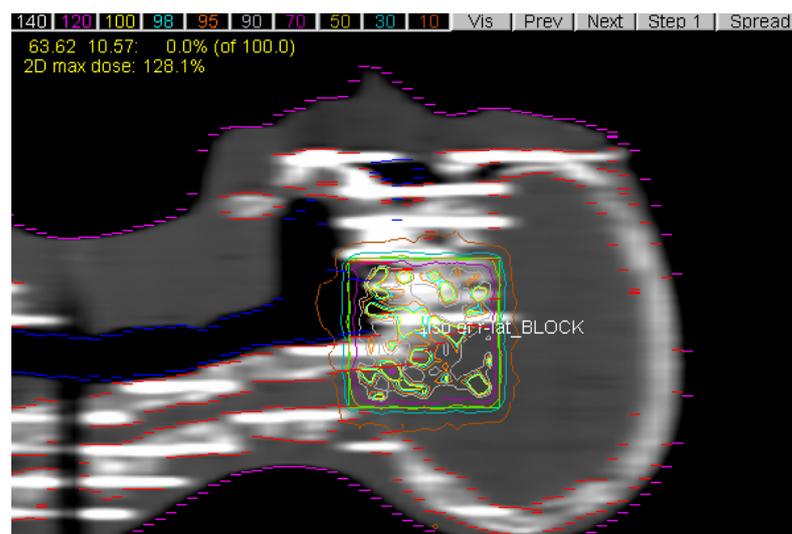


Figura 92. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 93 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

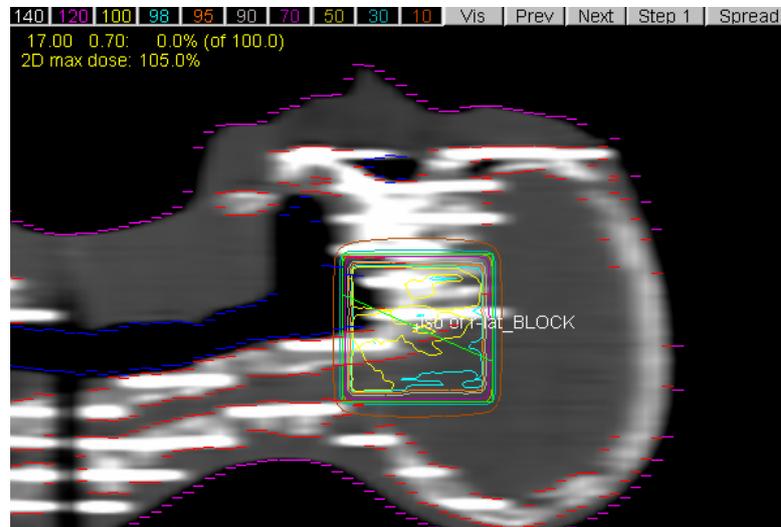


Figura 93. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 94 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

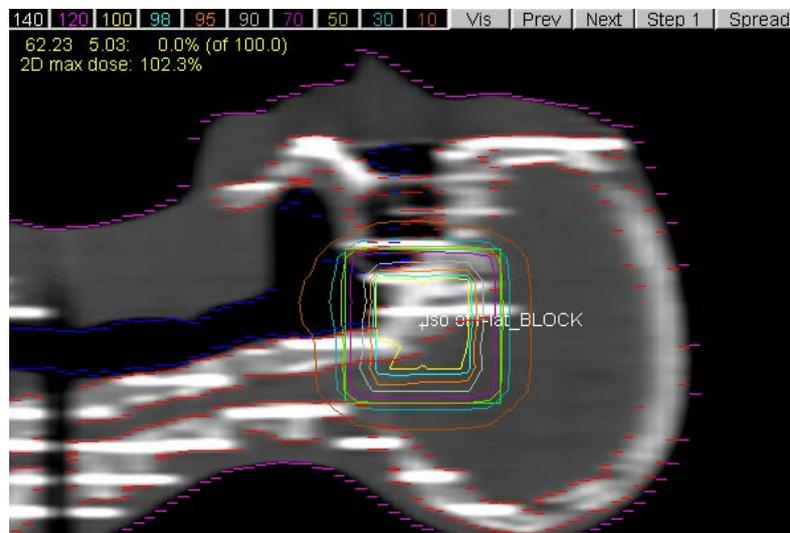


Figura 94. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 7 cm x 7 cm.

La dosis máxima en el plano sagital calculada con MCNP es de 128,1%, con el algoritmo Clarkson corregido de 105% y con el algoritmo de convolución de 102,3%. Las diferencias resultan menores: de un 23% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 26% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 95 muestra la gráfica producida mediante CERR con la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la misma línea de profundidad donde muestra los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias en porcentaje de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5, en la misma línea de profundidad.

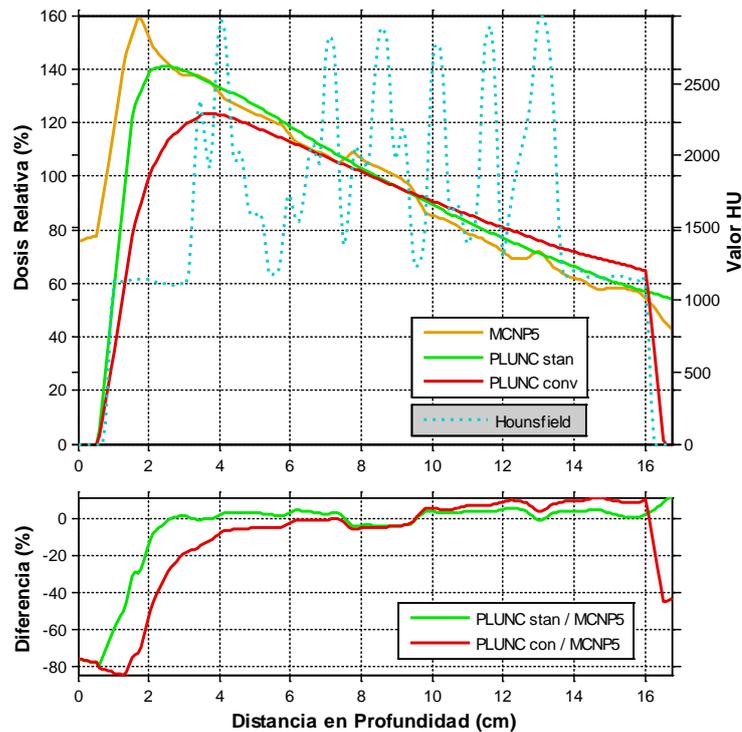


Figura 95. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 95 indica, tal como su análoga anterior, que existe una gran diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen. Para un haz de 7 cm x 7 cm, esta diferencia asciende hasta un 20-30% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y a un 50-60% en el caso del algoritmo de convolución. Dichas diferencias se deben, como ya se ha mencionado, al efecto *skin-sparing* y a la falta de equilibrio electrónico. Esto produce, en la Figura 95, una infraestimación de la dosis por parte de los algoritmos de PLUNC en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

La estimación de dosis relativa proporcionada por el algoritmo de Clarkson corregido con Batho resulta similar a la producida por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen variaciones de densidades (entre tejido blando y hueso). En dichas regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta tales efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis dista mucho más de la producida por MCNP5 que la del algoritmo *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 calcula en torno a un 80% de dosis relativa hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 160%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 140% y el de convolución un 123%.

La siguiente figura muestra el HDV del material *tejido blando*.

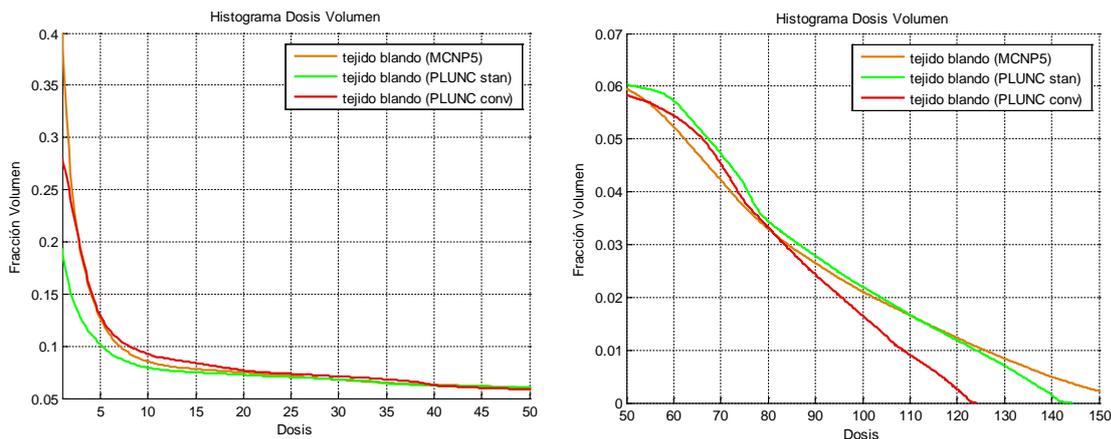


Figura 96. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.

En la Figura 96, para un haz de 6 MeV y un campo de 7 cm x 7 cm, las diferencias en la dosis relativa entre cada uno de los algoritmos no resultan muy acusadas. Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 apenas difiere del cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC, mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 5% del volumen. Entre el 50% y el 75% de la dosis encontramos diferencias entre MCNP5 y PLUNC *estándar* de en torno al 5% del volumen total, siendo el cálculo de PLUNC el que estima un volumen irradiado mayor. Las diferencias más acusadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 10% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta muy bien al cálculo con MCNP5) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 143% y MCNP5 de 160%).

El algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNP5 en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La siguiente gráfica presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

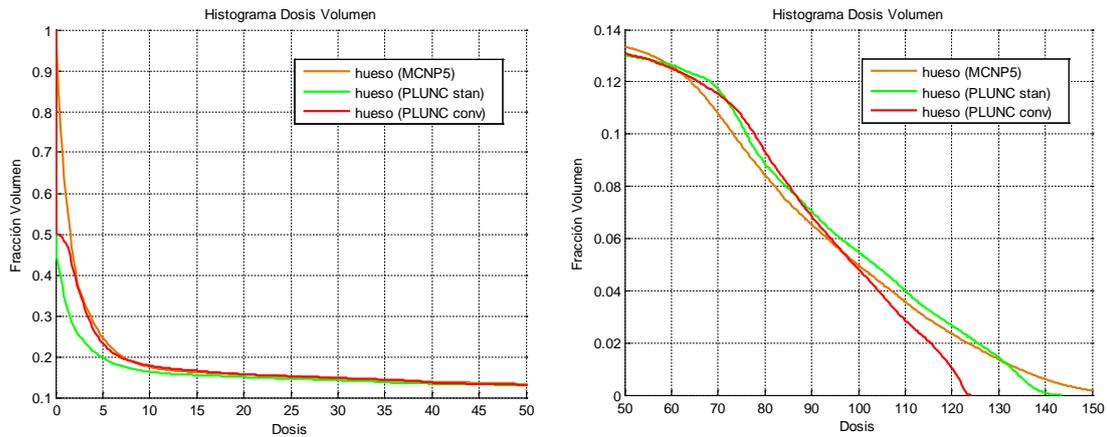


Figura 97. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.

La Figura 97 muestra que, para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC sobrestima la dosis en un 2,5%, mientras que el algoritmo de convolución se ajusta muy bien al cálculo con MCNP5. Entre el 60% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en un 2% del volumen total. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 20% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta muy bien). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta muy bien a MCNP5 y PLUNC *convolución* subestima la dosis en un 2% del volumen.

La siguiente figura presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

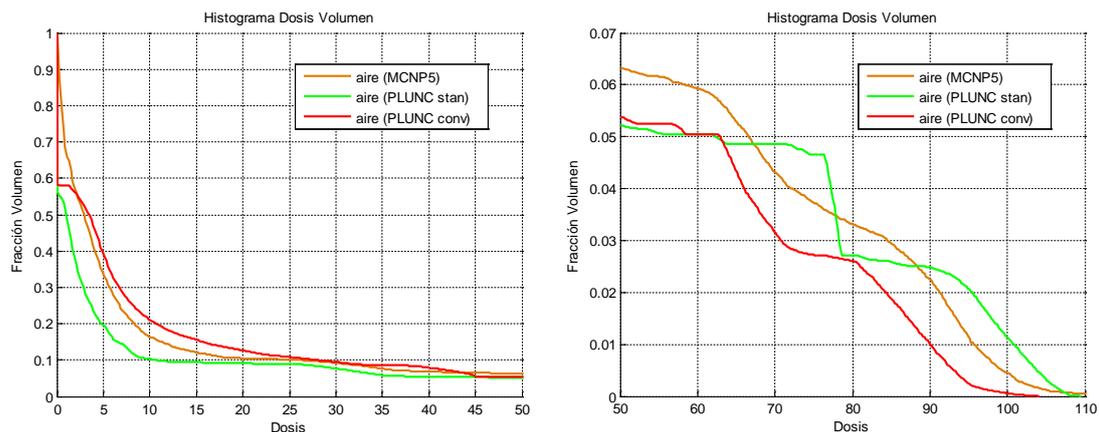


Figura 98. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 7 cm x 7 cm.

Las diferencias entre los tres algoritmos son más acusadas que en el campo de 5 cm x 5 cm. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC sobrestima la dosis en un 5%, mientras que el algoritmo de convolución la subestima en un 5%. Entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en

un 10% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 5% del volumen. A partir del 50% de la dosis relativa las diferencias oscilan mucho pero no son significativas cuantitativamente.

7.1.1.3 Haz de 10 cm x 10 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 10 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 99 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con el algoritmo MCNP5.

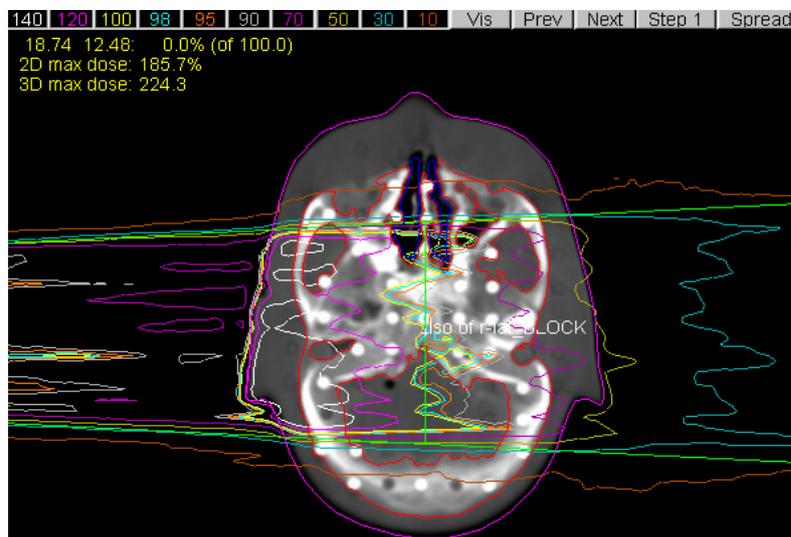


Figura 99. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 100 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

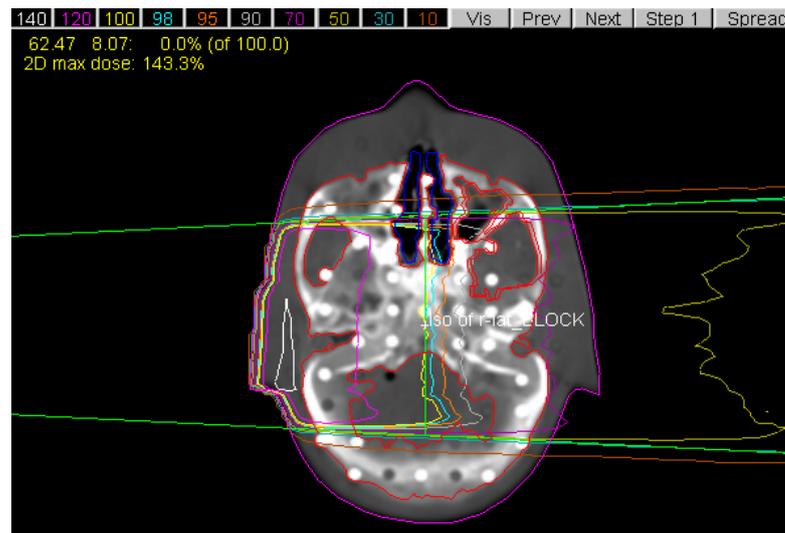


Figura 100. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 101 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

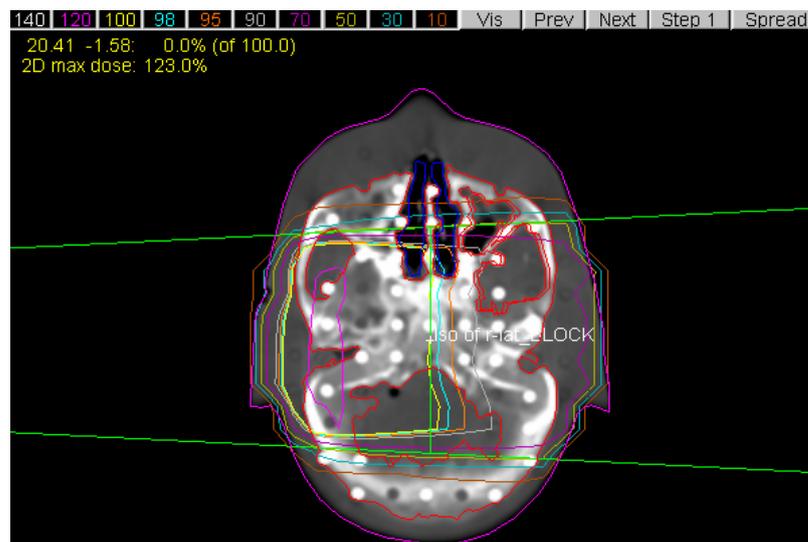


Figura 101. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

El algoritmo de MCNP5 proporciona resultados en los que las heterogeneidades afectan a la deposición de dosis de forma más acusada que el *estándar* o el de convolución. MCNP5 calcula deposición de dosis en aire previa a la incidencia del haz en el maniquí, cosa que no hacen los algoritmos de PLUNC. La aparición de materiales con mayor número atómico o mayor densidad provocan una deposición de dosis mayor, dando lugar a líneas de isodosis irregulares que esbozan la orografía de los huesos.

Las diferencias entre MCNP5 con los dos algoritmos de PLUNC son notables también en el caso de un haz de 10 cm x 10 cm. Se observa que la dosis máxima calculada

con MCNP asciende a 185,7%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 143,3% y con el algoritmo de convolución a 123%. La diferencia es de un 42% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 62% entre MCNP5 y el de convolución. Se constata que el algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNP5 que el *estándar*, en cuanto a distribución 3D de dosis.

La Figura 102 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

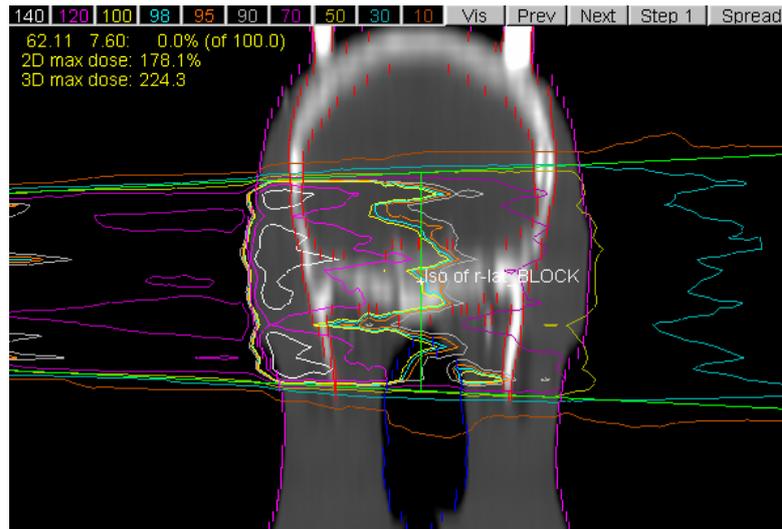


Figura 102. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 103 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

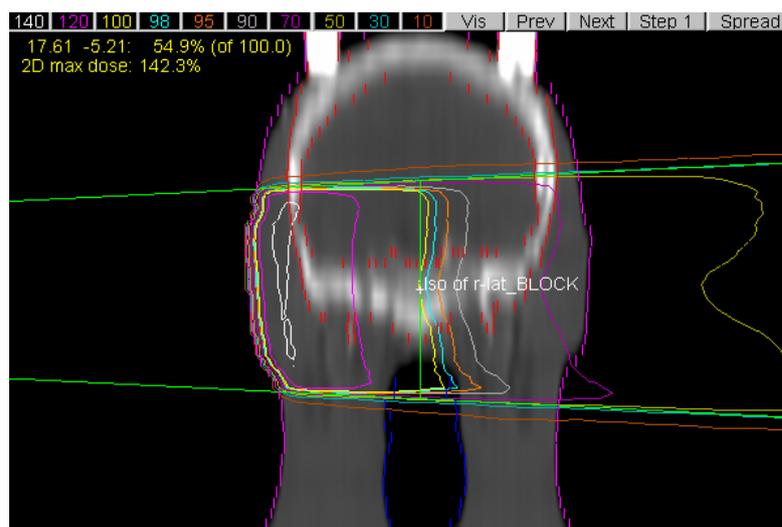


Figura 103. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 104 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

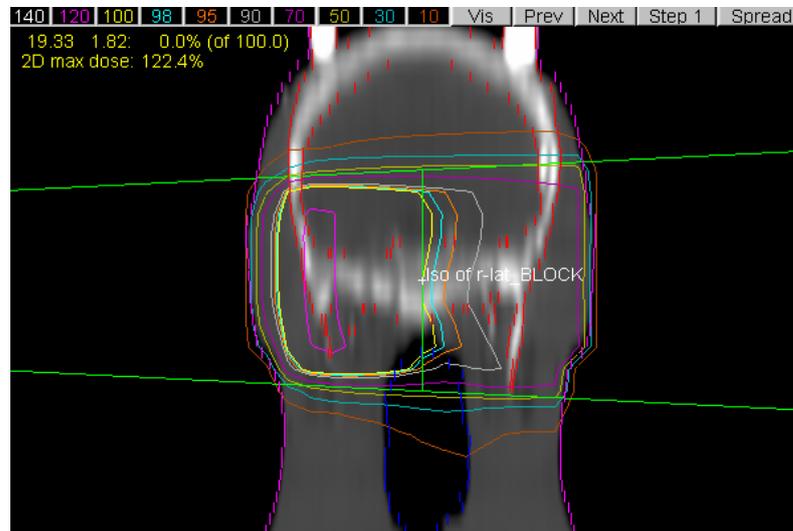


Figura 104. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 178,1%, con el algoritmo Batho corregido de 142,3% y con el algoritmo de convolución de 122,4%. Hay una diferencia en las dosis máximas de un 36% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 56% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 105 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo MCNP5.

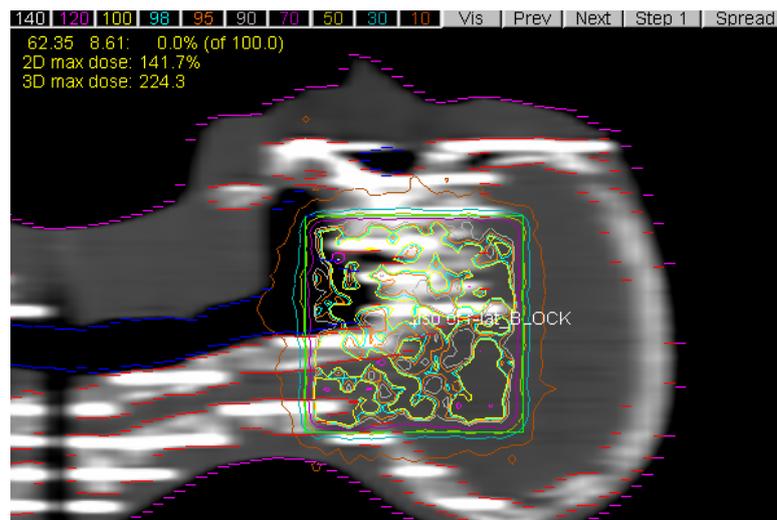


Figura 105. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 106 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

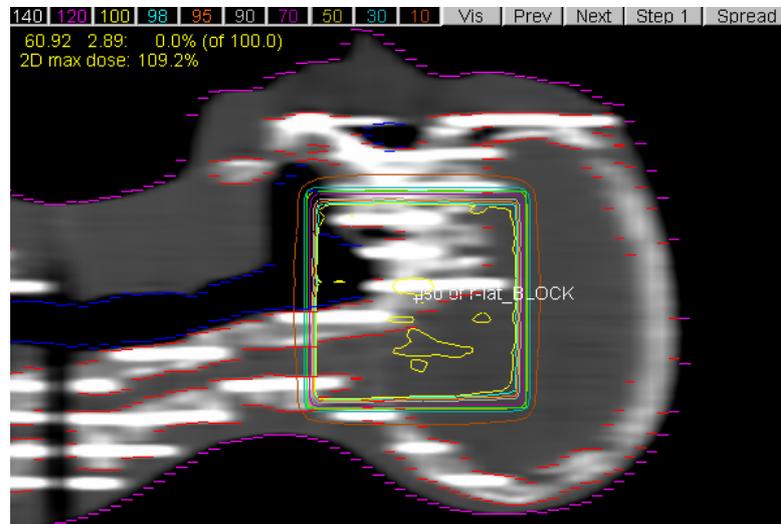


Figura 106. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 107 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

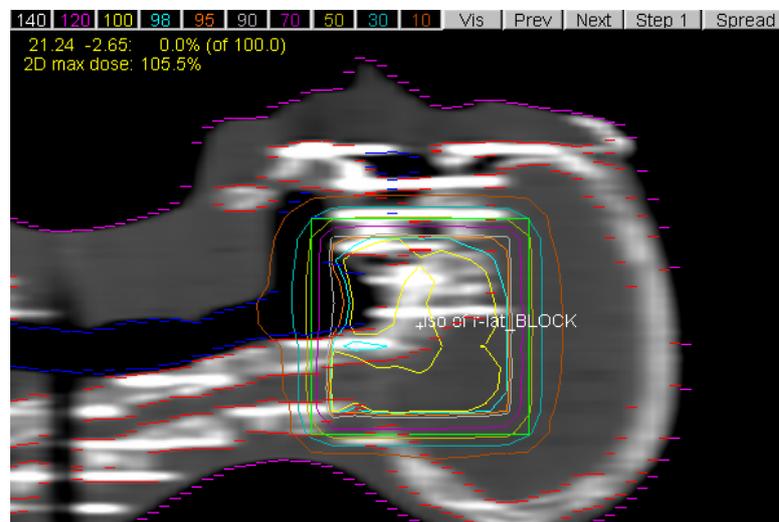


Figura 107. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP5 es de 141,7%, con el algoritmo Clarkson corregido de 109,2% y con el algoritmo de convolución de 105,5%. Las diferencias resultan un 32% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 36% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 108 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, producida mediante CERR, en la línea de profundidad donde se muestra también los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias de dosis relativas en porcentaje calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5.

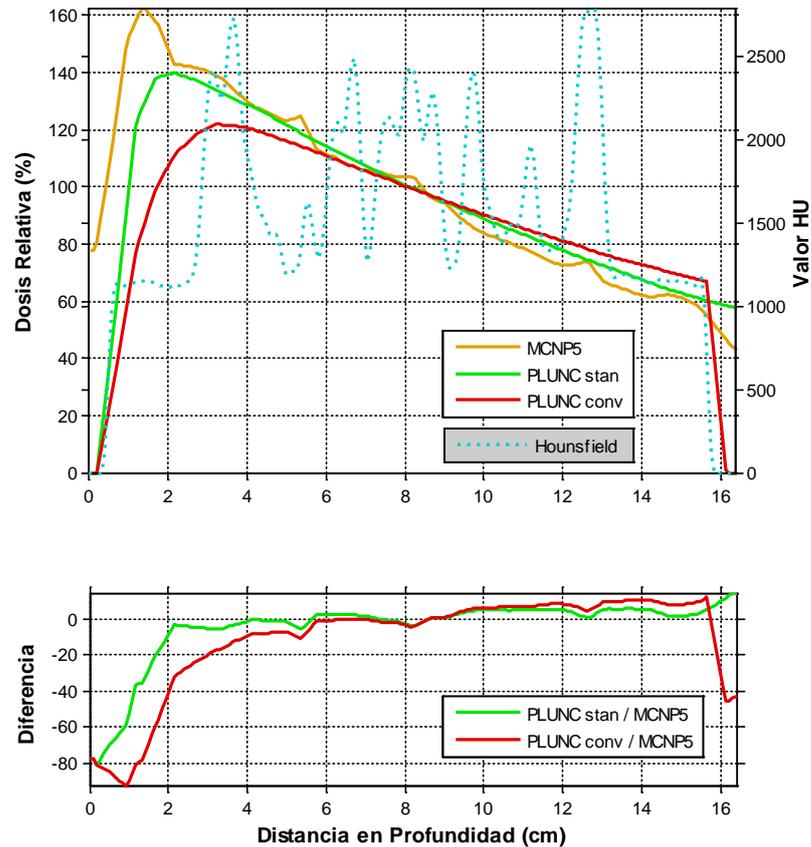


Figura 108. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.

Se vuelve a constatar la diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen. Para un haz de 10 cm x 10 cm, esta diferencia es de un 20-40% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 50-70% en el caso del algoritmo de convolución. Tal y como se ha comentado en apartados anteriores, el efecto *skin-sparing* y la falta de equilibrio electrónico producen, en este caso, una infraestimación de la dosis por parte de los algoritmos de PLUNC en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

El resultado de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se muestra muy similar al producido por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen variaciones de densidades (entre tejido blando y hueso). En dichas regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%, por encima o por debajo del valor esperado según si la variación de densidad y de número atómico es a mayor o a menor. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en

cuenta estos efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis difiere más respecto de la de MCNP5 que el *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 80%, hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 163%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 140% y el de convolución un 123%.

En la Figura 109 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

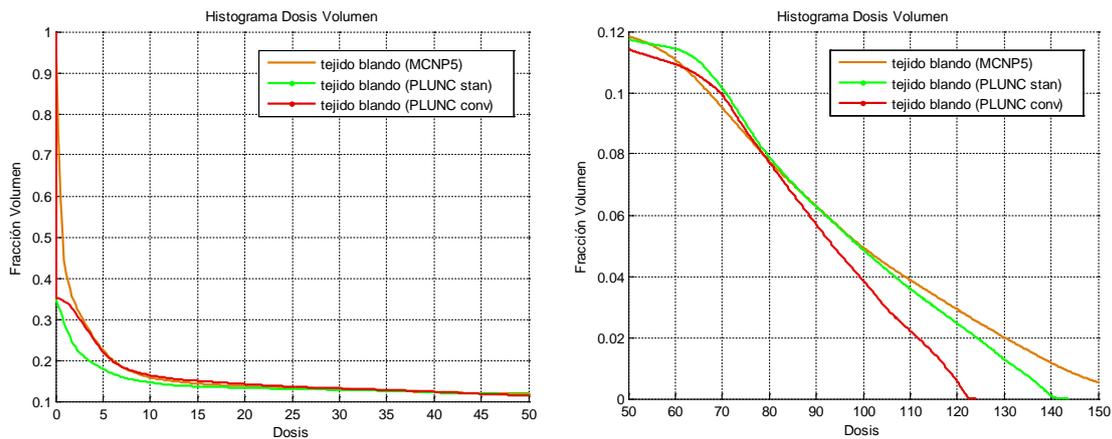


Figura 109. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 apenas difiere del cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC, mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 1% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 10% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta muy bien al cálculo con MCNP5) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 163%).

Se ve de nuevo que el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNP5 en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 110 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso o tejido óseo*.

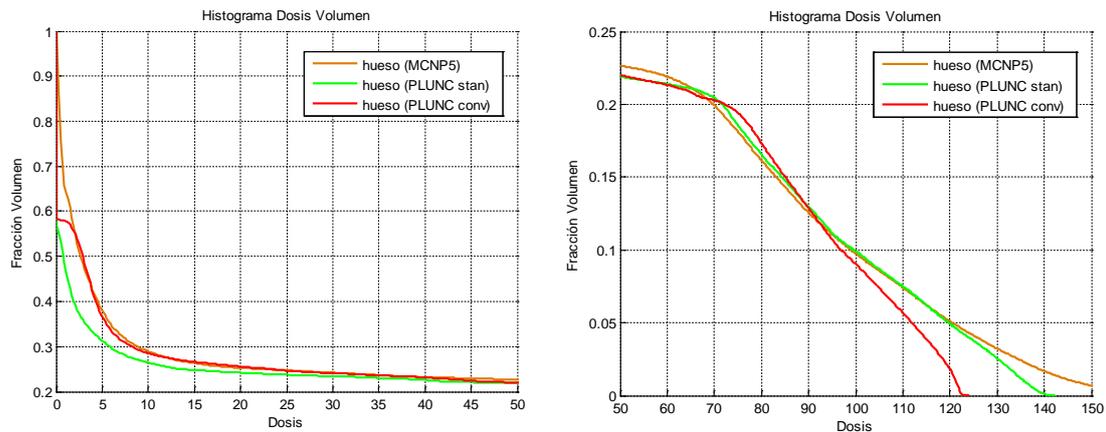


Figura 110. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

Las gráficas anteriores muestran que, para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente al resultado de MCNP5, mientras que el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 2%. Entre el 60% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en un 2% del volumen total. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 20% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta muy bien). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta muy bien a MCNP5 y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 5% del volumen.

La Figura 111 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

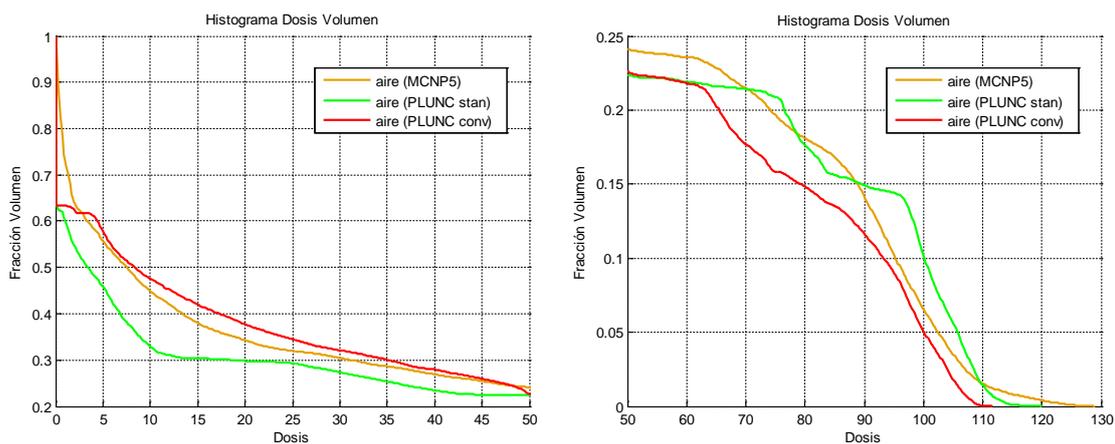


Figura 111. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

El HDV de aire muestra diferencias acusadas entre los tres algoritmos, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 10 cm, las. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC sobrestima la dosis en un 4%, mientras que el algoritmo de

convolución la subestima en un 2%. Entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en un 10% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 10% del volumen. A partir del 50% de la dosis relativa las diferencias oscilan mucho pero no son significativas.

7.1.1.3.1 Influencia de las Cavidades de Aire

A continuación, y dado que el haz de 10 cm x 10 cm abarca parte de la tráquea, a guisa de análisis del efecto de las cavidades de aire en los cálculos de dosis en profundidad con los tres algoritmos estudiados, se ofrece una curva de dosis en profundidad cuya línea de profundidad pasa por la cavidad traqueal (a 9,75 cm en el eje z, según las coordenadas de PLUNC) paralela al eje x, tal y como muestra el corte transversal del maniquí visualizado mediante CERR, en la Figura 112.

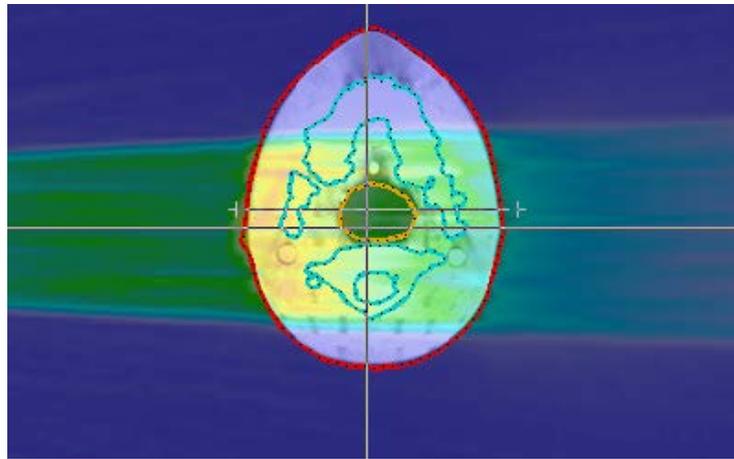


Figura 112. Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 113 muestra la gráfica de dosis en profundidad correspondiente a la línea esquematizada en la Figura 112. En este caso se ha dispuesto mediante una línea continua la curva que muestra las variaciones en los números de Hounsfield, con objeto de que se aprecie mejor la aparición de la cavidad de aire y la interfaz órgano-aire.

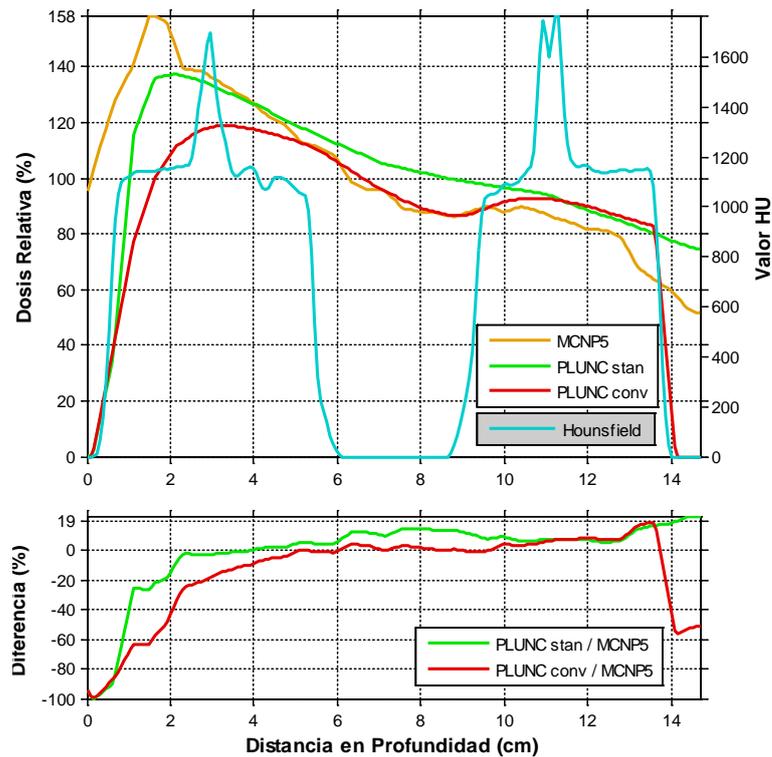


Figura 113. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.

Siguiendo las propuestas teóricas de los apartados anteriores, en punto a la influencia de heterogeneidades en el cálculo de dosis con los distintos algoritmos de corrección de heterogeneidades, se puede decir que el caso más extremo en la cuantificación de dichos efectos es el de las cavidades de aire. La interfaz aire-órgano que da pie al efecto *skin-sparing* para radiaciones fotónicas de altas energías resulta importante a nivel clínico y debe tenerse en cuenta en caso de que el tumor se aproxime a dicha superficie. Además, no sólo deben considerarse estos efectos en la región de incidencia del haz con la superficie de la piel del paciente, sino también en aquellas regiones que presenten cavidades de aire, cual la zonal traqueal o pulmonar. Las perturbaciones en las interfaces aire-órgano resultan intrincadas de calcular debido a la falta de equilibrio electrónico o EPC. En este caso, se puede decir que para un haz de fotones de 6 MeV y un campo de 10 cm x 10 cm, en una línea de profundidad que no es central al haz sino más bien periférica, el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho sobrestima la dosis en alrededor de un 15% dentro de la cavidad respecto del cálculo con MCNP5, y a partir de la cavidad la estimación de dosis permanece superior a la de MCNP5, aunque en menor medida (5-10%). El algoritmo de convolución, por otro lado, proporciona una muy buena estimación de la variación de densidad en cuanto a la dosis en profundidad y apenas difiere de los cálculos con MCNP5. El efecto observado resulta distinto en una línea central al haz de fotones, como se verá en el caso del haz de 20 cm x 20 cm, que abarca la cavidad traqueal en zonas centrales del campo de irradiación.

7.1.1.3.2 Influencia de Materiales con Elevado Número Atómico

A continuación, puesto que el haz de 10 cm x 10 cm irradia parte de la mandíbula, a modo de análisis del efecto de los materiales con densidades electrónicas altas en los cálculos de dosis en profundidad con los tres algoritmos estudiados, se propone una gráfica de dosis en profundidad cuya línea de profundidad atraviesa la mandíbula (a 9,75 cm en el eje z, según las coordenadas de PLUNC) paralela al eje x, tal y como muestra el siguiente corte transversal del maniquí visualizado mediante CERR, en la Figura 114.

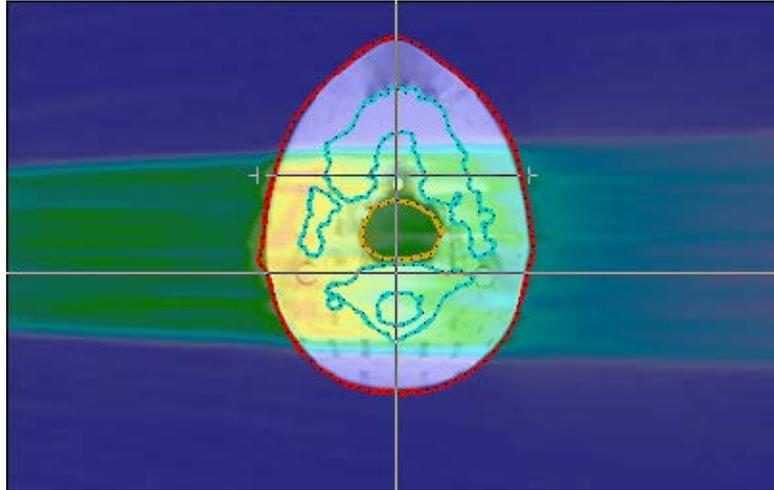


Figura 114. Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por una densidad electrónica muy alta en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 115 muestra la gráfica de dosis en profundidad correspondiente a la línea esquematizada en la Figura 114. La curva que muestra los números de Hounsfield se ha representado mediante una línea continua para apreciar mejor las variaciones en las densidades electrónicas, como el caso más acusado de la mandíbula.

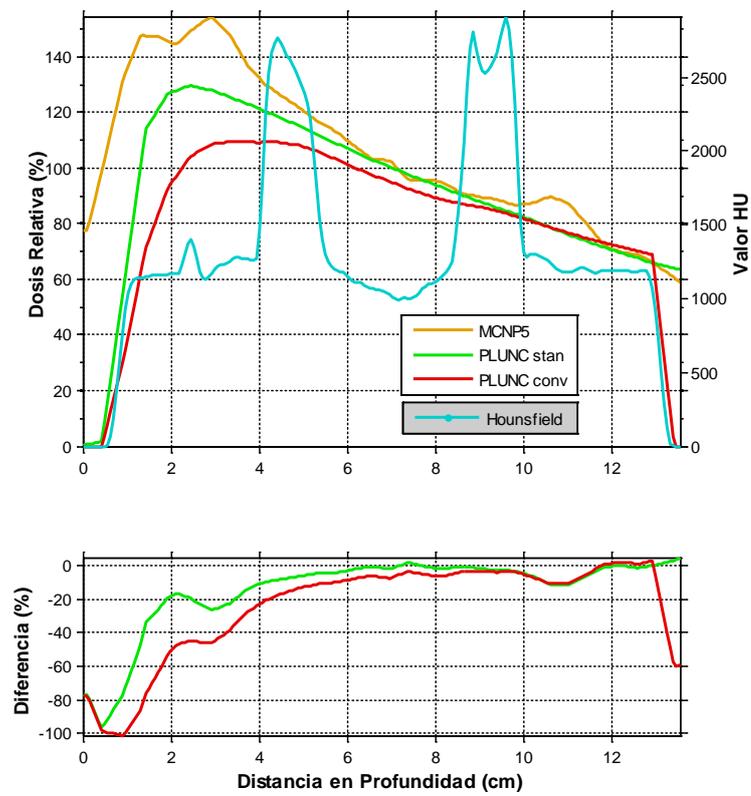


Figura 115. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la mandíbula, paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 115 muestra una clara influencia de la presencia de materiales con densidades electrónicas altas tales como el hueso en la deposición de dosis. Existe una región de *buildup* al aproximarse el haz al material óseo desde el tejido blando, tal y como puede apreciarse en la gráfica entre 2 y 4 cm, justo antes de que la curva de números Hounsfield ascienda hasta casi 3000, es decir, una densidad electrónica muy alta, propia de materiales óseos como la mandíbula. Este efecto de *buildup* no lo contemplan los algoritmos de PLUNC, y en la gráfica se observa más acusado puesto que a éste se le suma el de *skin-sparing* en el momento de incidir el haz en el maniquí, y por tanto la cuantificación de este efecto aislado no resultaría exacta. No así ocurre entre los 10 y 12 cm, donde existe un efecto de *rebuildup*, claramente marcado por la disminución del valor de Hounsfield de 3000 a 1000, es decir, el paso de material óseo a tejido blando, y en el que la cuantificación de las diferencias entre los algoritmos de PLUNC y MCNP5 proporcionarían infraestimaciones de los primeros de hasta un 10% de la dosis relativa.

7.1.1.4 Haz de 12 cm x 12 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 12 cm x 12 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos estudiados.

La Figura 116 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo MCNP5.

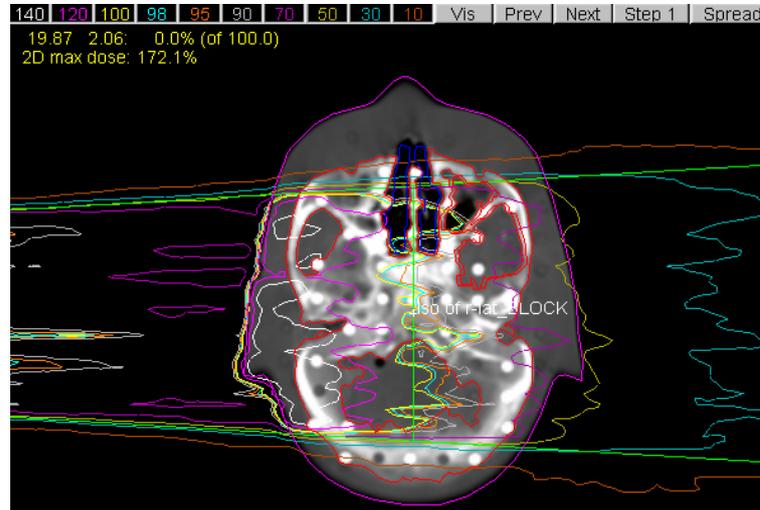


Figura 116. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 117 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con MCNP5.

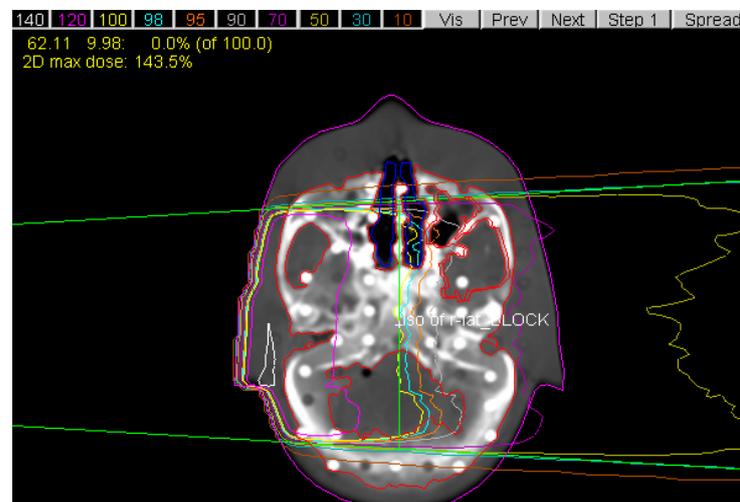


Figura 117. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 118 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

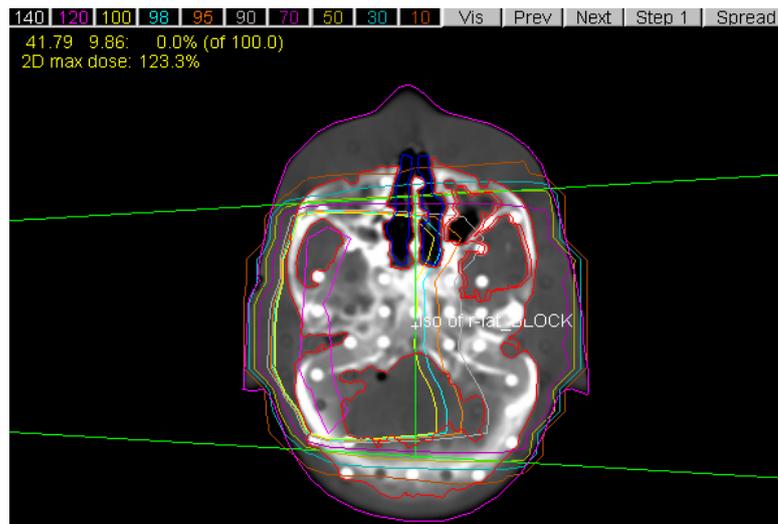


Figura 118. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

Las diferencias entre MCNP5 y los dos algoritmos de PLUNC son notables en el caso de un haz de 12 cm x 12 cm. La dosis máxima calculada con MCNP5 asciende a 172,1%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 143,5% y con el algoritmo de convolución a 123,3%. La diferencia es de un 29% entre MCNP5 y el algoritmo *estándar*, y de un 49% entre MCNP5 y el de convolución. El algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNP5 que el *estándar*.

La Figura 119 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

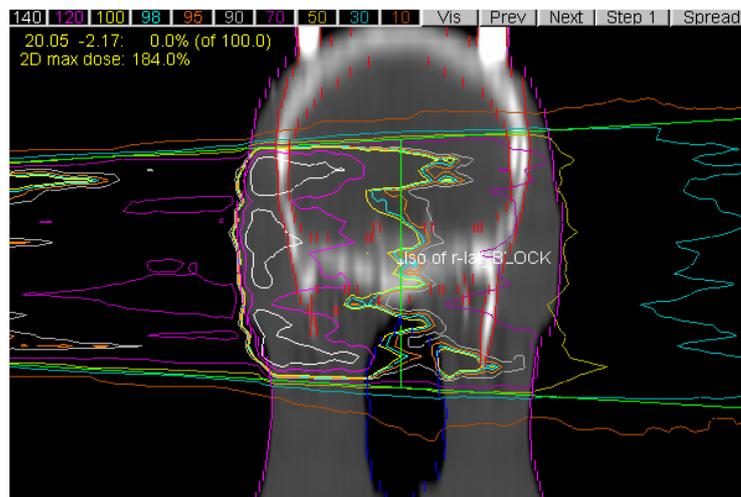


Figura 119. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 120 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con MCNP5.

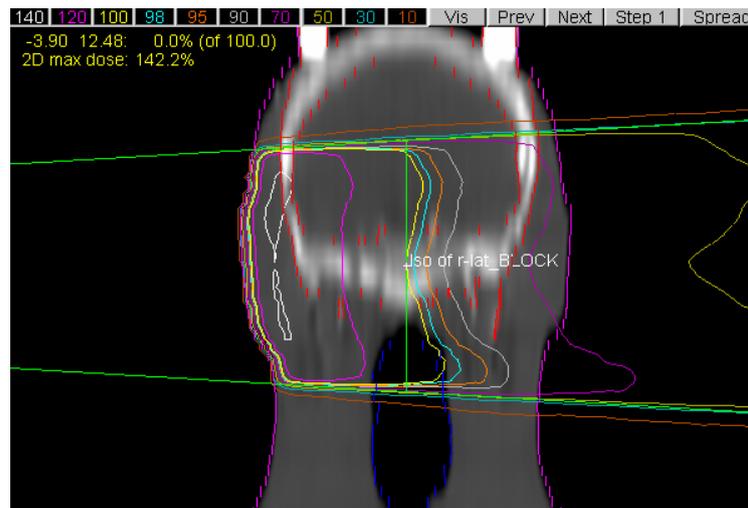


Figura 120. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 121 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

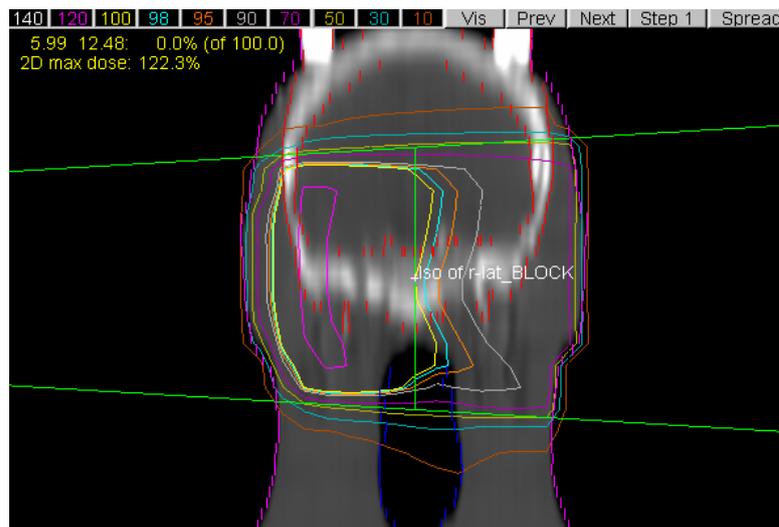


Figura 121. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP5 es de 184%, con el algoritmo Batho corregido de 142,2% y con el algoritmo de convolución de 122,3%. Existe una diferencia en las dosis máximas de un 42% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 62% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 122 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo MCNP5.

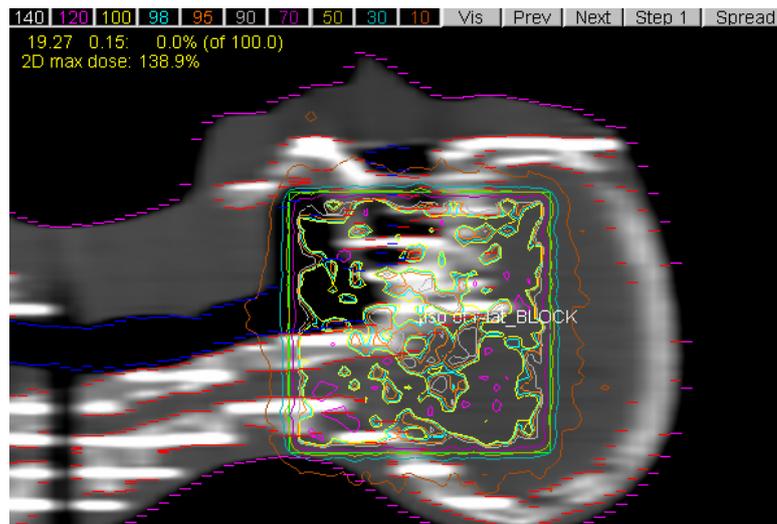


Figura 122. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 123 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

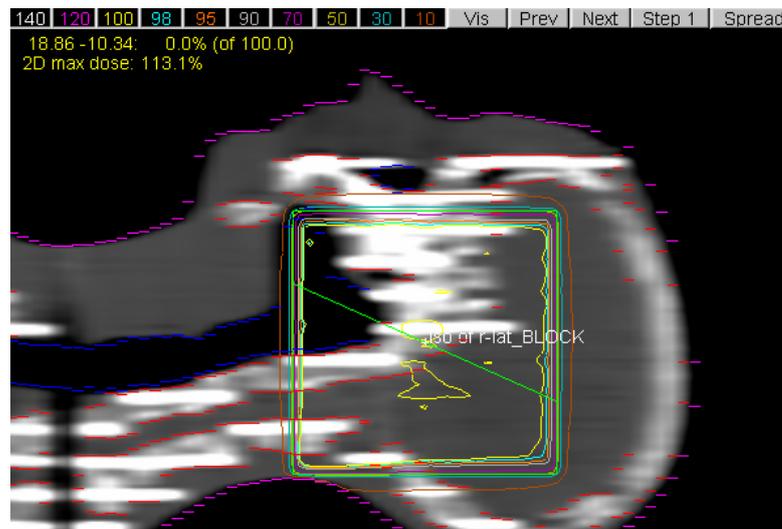


Figura 123. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 124 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

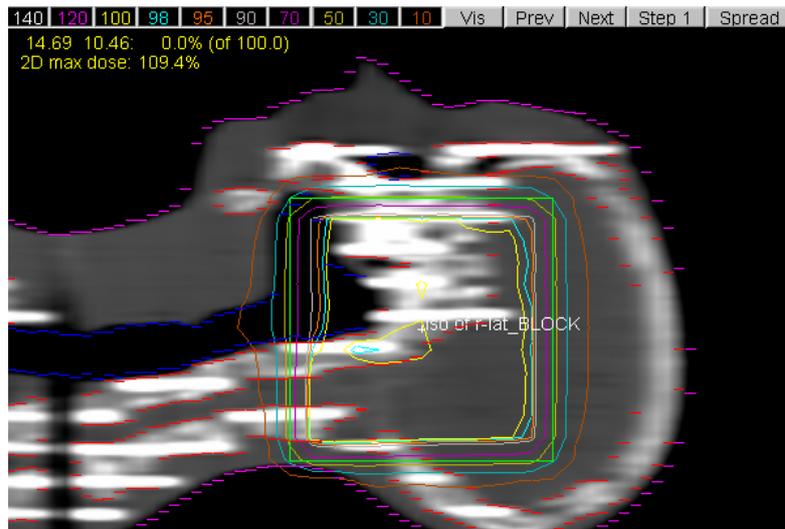


Figura 124. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 12 cm x 12 cm.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP5 es de 138,9%, con el algoritmo Clarkson corregido de 113,1% y con el algoritmo de convolución de 109,4%. Las diferencias resultan un 25% entre MCNP5 y el algoritmo Clarkson corregido, y de un 29% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 125 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, producida mediante CERR, en la línea de profundidad donde muestra también los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto de MCNP5, en la misma línea de profundidad.

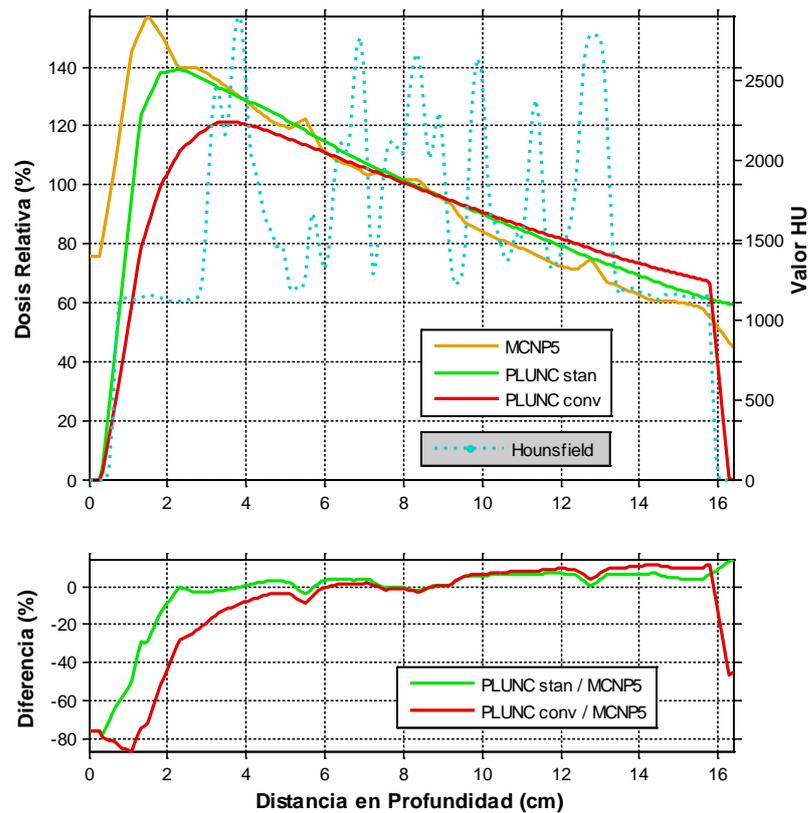


Figura 125. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 12 cm x 12 cm.

La Figura 125 constata la diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 1-2 centímetros que siguen. Para un haz de 12 cm x 12 cm, esta diferencia es de un 20-40% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 50-70% en el caso del algoritmo de convolución. Existe una infraestimación de la dosis por parte de los algoritmos de PLUNC en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

El resultado de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se muestra similar al producido por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen grandes variaciones de densidades. En dichas regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%, por encima o por debajo del valor esperado según si la variación de densidad y de número atómico es a mayor o a menor. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico, y su estimación de la dosis difiere más de la de MCNP5 que el *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 80%, hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 160%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 140% y el de convolución un 120%.

En la Figura 126 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

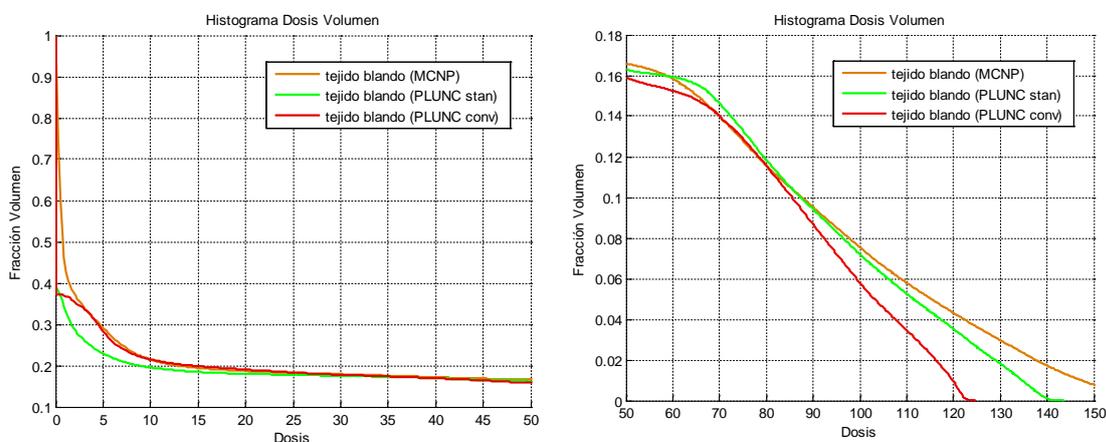


Figura 126. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 apenas difiere del cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC, mientras que la diferencia entre MCNP5 y el algoritmo de convolución es de un 2% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-10% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto a MCNP5 en casi un 10% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta muy bien al cálculo con MCNP5) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima del 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 160%), donde ambos algoritmos de PLUNC infraestiman la dosis en volumen.

El algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNP5 en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 127 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

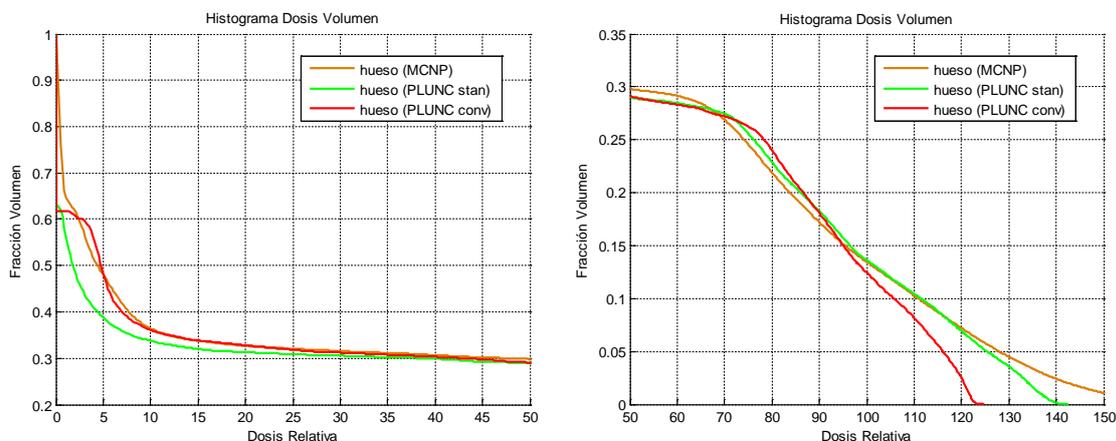


Figura 127. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC ajusta perfectamente al resultado de MCNP5 y el algoritmo de convolución infraestima la dosis apenas en un 1%. Entre el 70% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en poco más de un 1% del volumen total. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-10% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 10% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta bastante bien). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta muy bien a MCNP5 y PLUNC *convolución* infraestima la dosis en hasta un 7% del volumen total.

La Figura 128 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

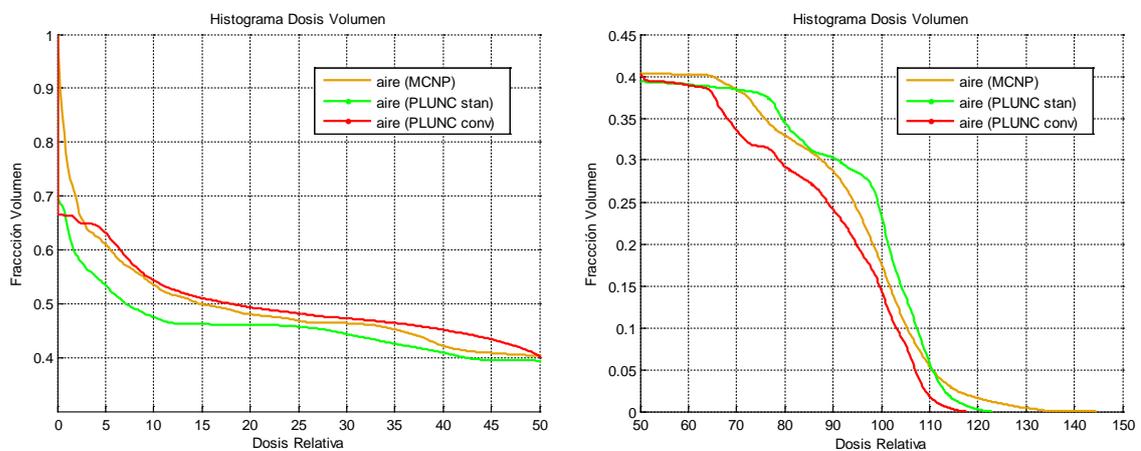


Figura 128. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 12 cm x 12 cm.

En aire, para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC sobrestima la dosis en un 2,5%, mientras que el algoritmo de convolución la infraestima en un 2%. Entre el 0-20% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* infraestima la dosis en un 10% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 10% del volumen. A partir del 50% de la dosis relativa las diferencias oscilan mucho, aunque no sobrepasan el 5% del volumen total.

7.1.1.5 Haz de 15 cm x 15 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 15 cm x 15 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 129 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo MCNP5.

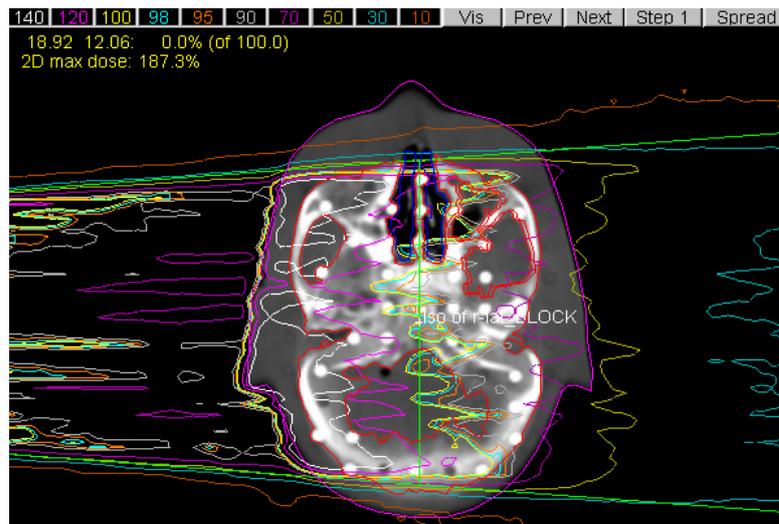


Figura 129. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 130 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

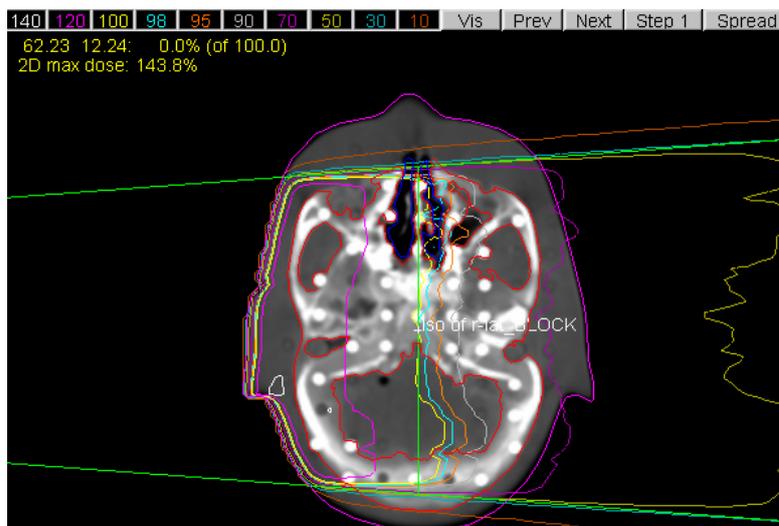


Figura 130. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 131 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

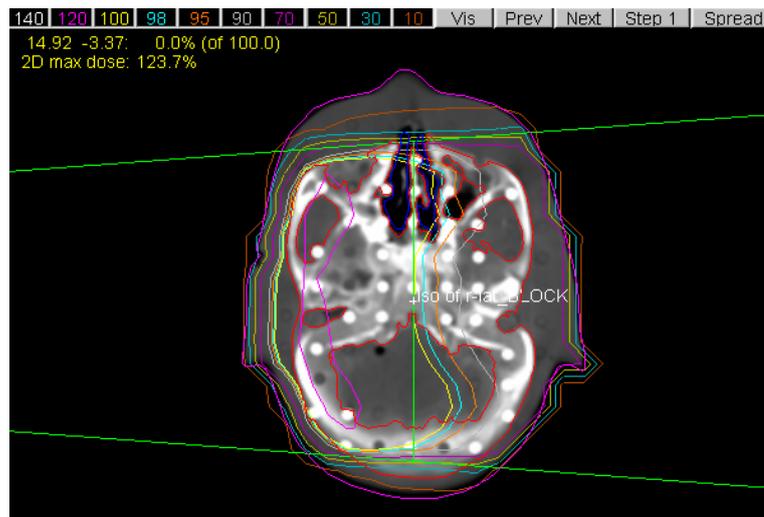


Figura 131. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

Las diferencias entre MCNP5 y los dos algoritmos de PLUNC son notables en el caso de un haz de 15 cm x 15 cm. La dosis máxima calculada con MCNP5 asciende a 187,3%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 143,8% y con el algoritmo de convolución a 123,7%. La diferencia es de un 44% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 64% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 132 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

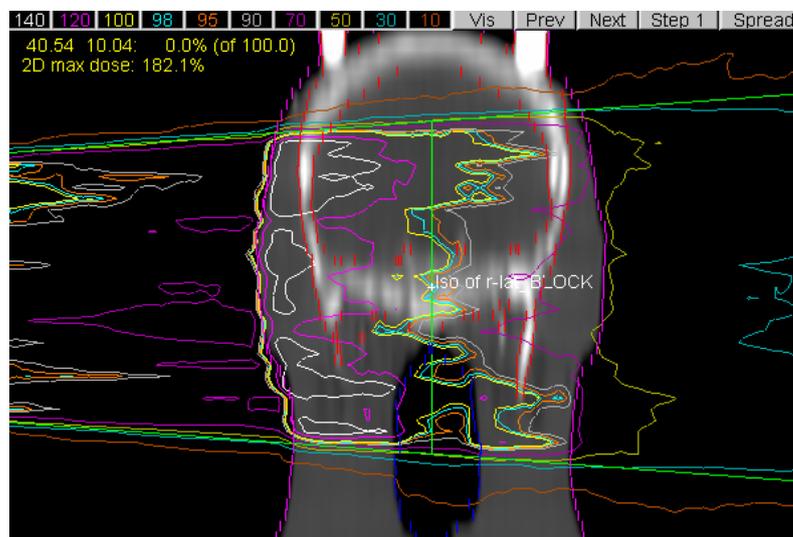


Figura 132. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 133 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

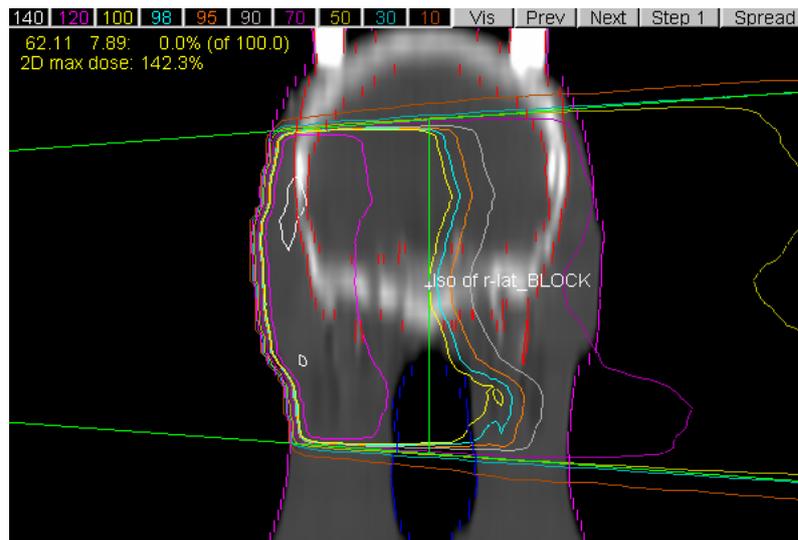


Figura 133. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 134 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

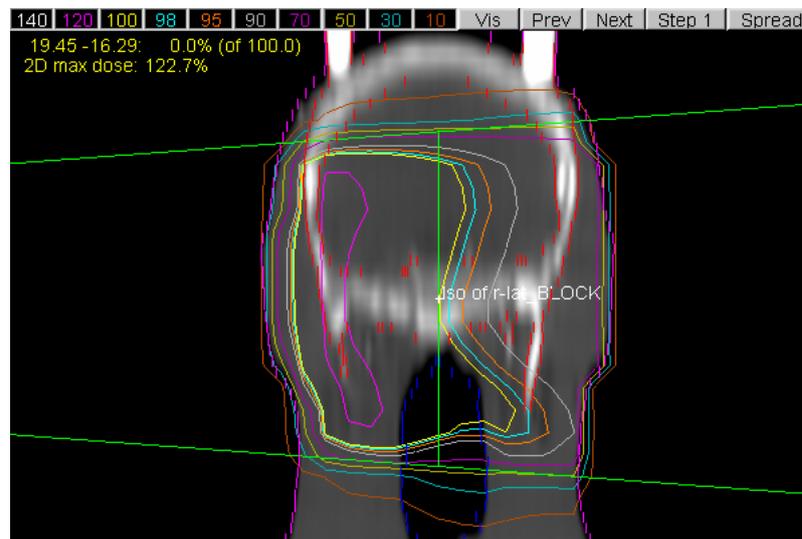


Figura 134. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP5 es de 182,1%, con el algoritmo Batho corregido de 142,3% y con el algoritmo de convolución de 122,7%. Existe una diferencia en las dosis máximas de un 40% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 60% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 135 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con MCNP5.

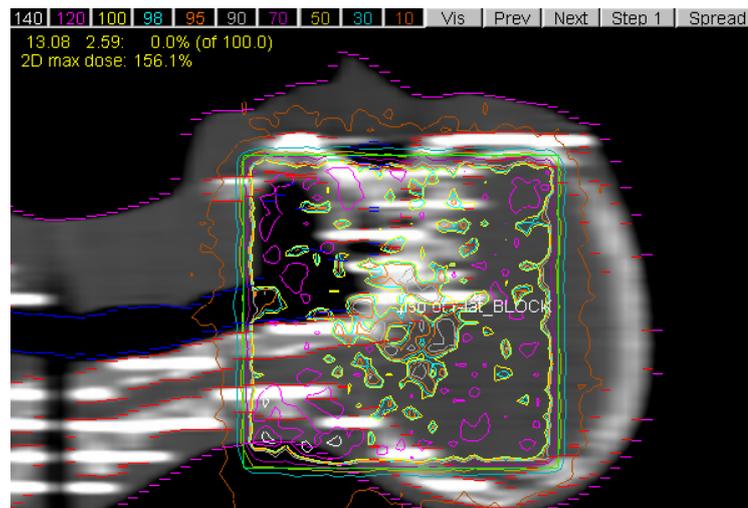


Figura 135. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 136 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.



Figura 136. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 137 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.



Figura 137. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 15 cm x 15 cm.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP5 es de 156,1%, con el algoritmo Clarkson corregido de 123,9% y con el algoritmo de convolución de 114,3%. Las diferencias resultan un 33% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 42% entre MCNP5 y el de convolución.

La siguiente figura muestra la comparativa de las dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la línea de profundidad. La gráfica inferior muestra las diferencias en porcentaje de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5.

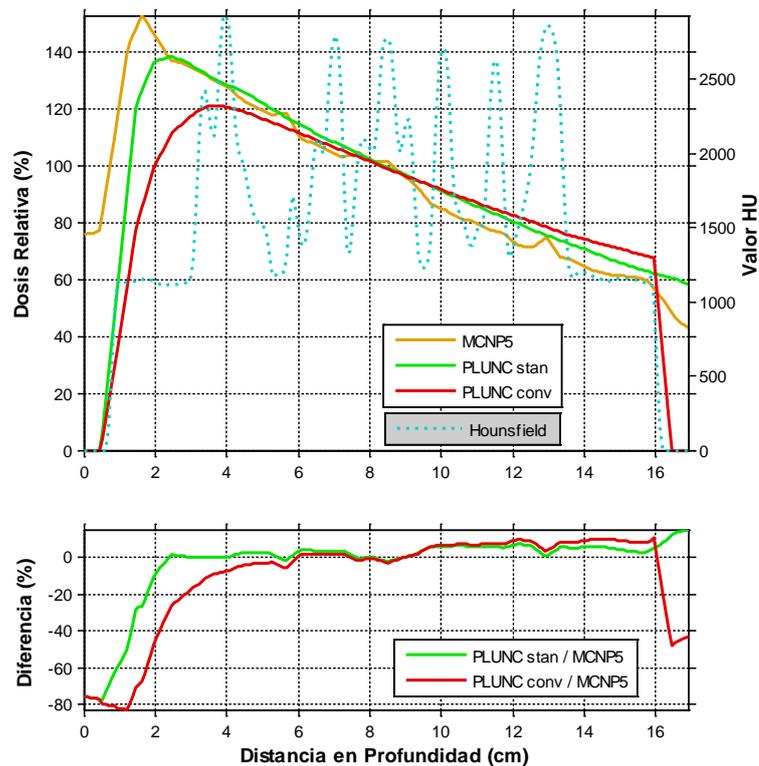


Figura 138. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 15 cm x 15 cm.

La Figura 138 muestra la diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 1-2 centímetros que siguen. Para un haz de 15 cm x 15 cm, esta diferencia es de un 20-40% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 50-70% en el caso del algoritmo de convolución. Los algoritmos de PLUNC infraestiman la dosis en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

En las regiones en que se producen grandes variaciones de densidades (entre tejido blando y hueso), el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%, por encima o por debajo del valor esperado según si la variación de densidad y de número atómico es a mayor o a menor. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis difiere más de la de MCNP5 que el *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 80%, hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que apenas alcanza el 160%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce casi un 140% y el de convolución poco más de un 120%.

En la Figura 139 se muestra el HDV del material *tejido blando*.

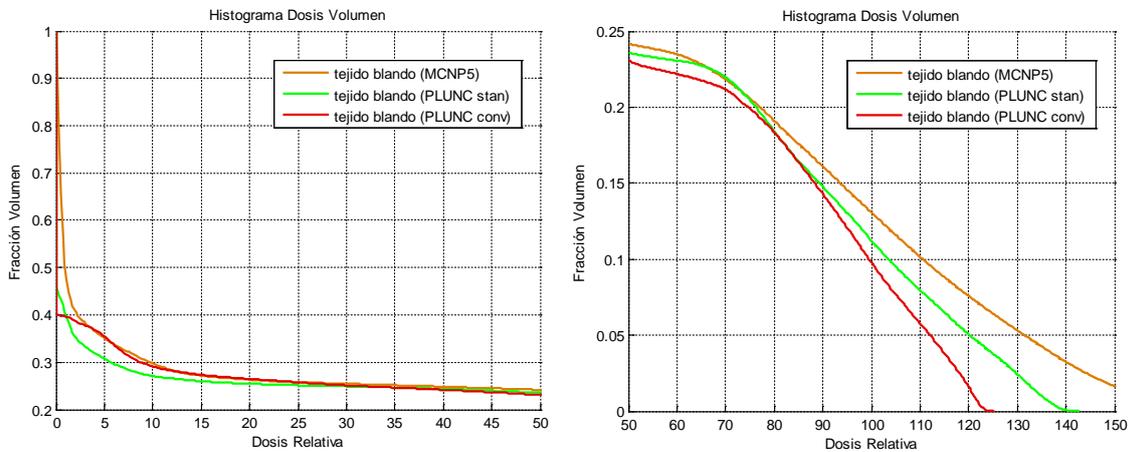


Figura 139. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.

Para un haz de 6 MeV y un campo de 15 cm x 15 cm, las diferencias en la dosis relativa entre cada uno de los algoritmos no resultan acusadas. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC infraestima la dosis en un 2% del volumen respecto del cálculo con MCNP5, mientras que el algoritmo de convolución lo hace en un 5% del volumen. Entre el 0-10% de la dosis PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en un 5% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta muy bien al cálculo con MCNP5. Del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 160%) ambos algoritmos de PLUNC infraestiman la dosis en volumen en un 3% y en un 6%, respectivamente.

La Figura 140 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

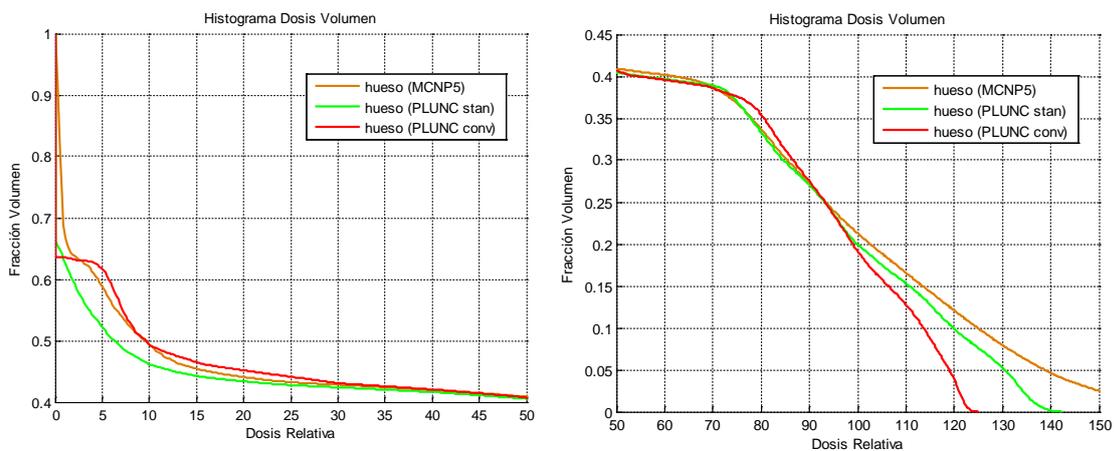


Figura 140. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta bien al resultado de MCNP5 (difiere en un 0,5% del volumen) y el algoritmo de convolución la infraestima apenas en un 1%. Entre el 70% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en poco más de un 1% del volumen total. Entre el 0-10% de la dosis PLUNC *estándar* la infraestima respecto de MCNP5 en hasta un 10% del volumen y PLUNC *convolución* la sobrestima en cotas apenas apreciables. Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* infraestima la dosis en un 2,5% del volumen y PLUNC *convolución* lo hace en hasta un 10% del volumen.

La Figura 141 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

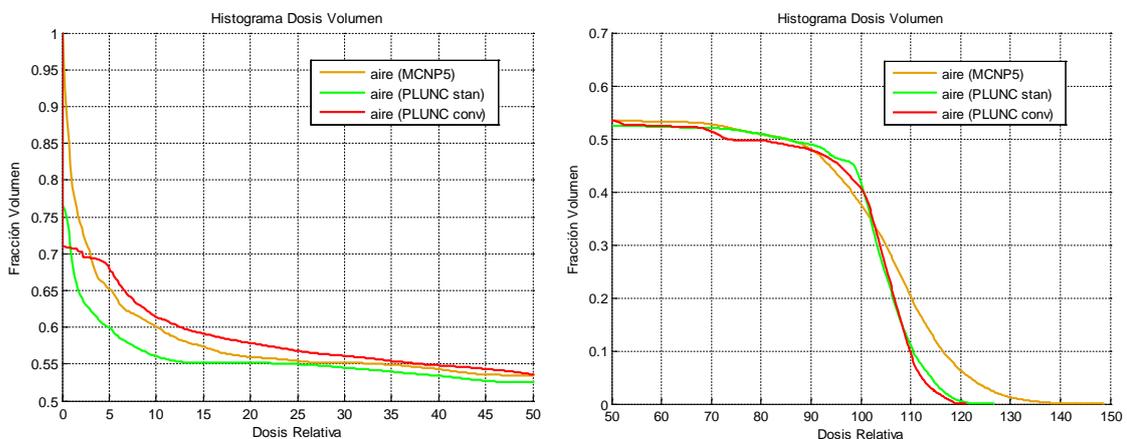


Figura 141. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 15 cm x 15 cm.

El HDV de aire de la Figura 135 exhibe, para un haz de 6 MeV y un campo de 15 cm x 15 cm, diferencias apreciables entre los tres algoritmos. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC y con el de convolución se ajusta bien. Entre el 0-20% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* la infraestima en un 5% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 2% del volumen. A partir del 50% de la dosis relativa las diferencias oscilan levemente, no sobrepasando en ningún caso el 5% del volumen total.

7.1.1.6 Haz de 20 cm x 20 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 20 cm x 20 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 142 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo MCNP5.

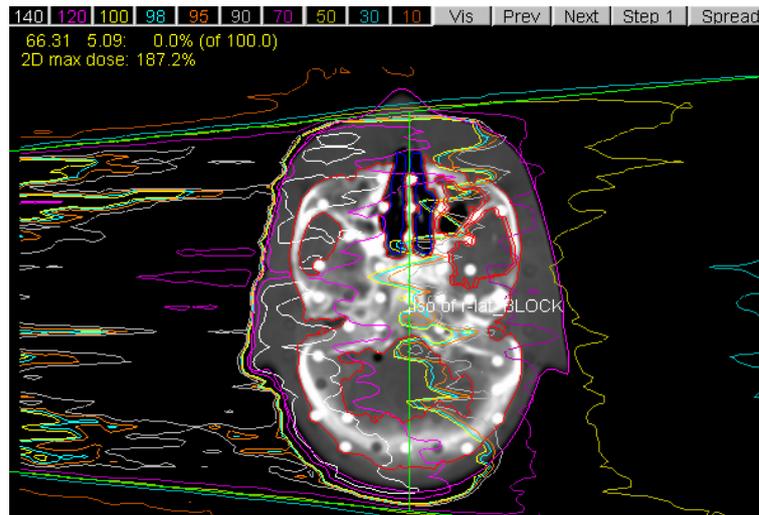


Figura 142. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro.
Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 143 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

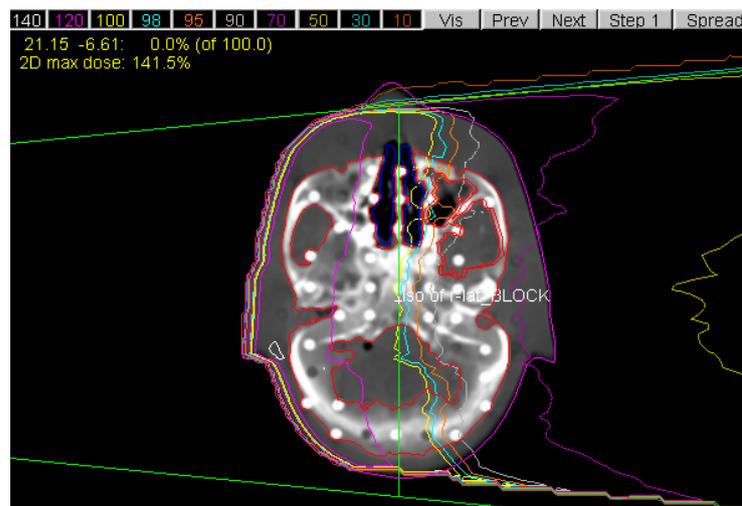


Figura 143. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 144 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

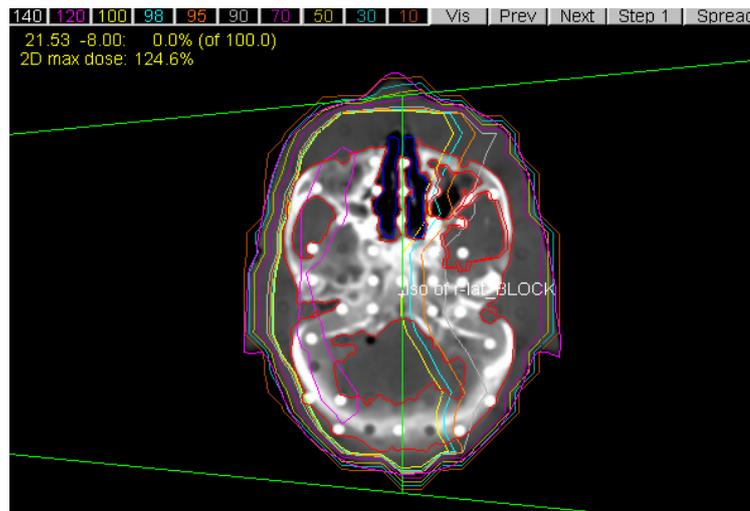


Figura 144. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

Las diferencias entre MCNP5 y los otros dos algoritmos se revelan notables en el caso de un haz de 20 cm x 20 cm. Se observa que la dosis máxima calculada con MCNP5 asciende a 187,2%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 141,5% y con el algoritmo de convolución a 124,6%. La diferencia es de un 46% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 63% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 145 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

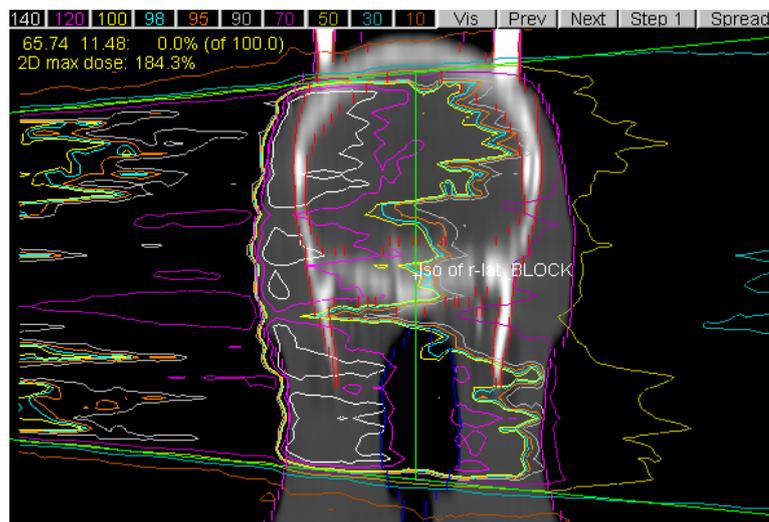


Figura 145. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 146 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.



Figura 146. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 147 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

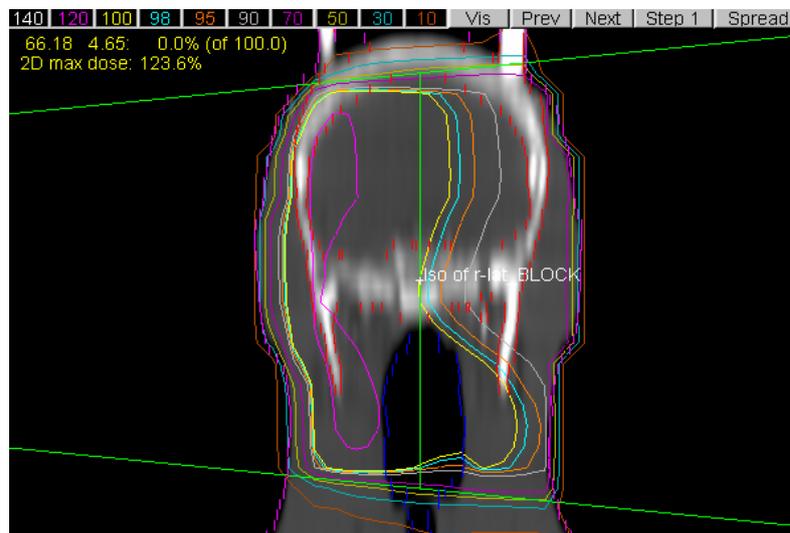


Figura 147. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 184,3%, con el algoritmo Batho corregido de 141,8% y con el algoritmo de convolución de 123,6%. Existe una diferencia en las dosis máximas de un 43% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 59% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 148 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con MCNP5.

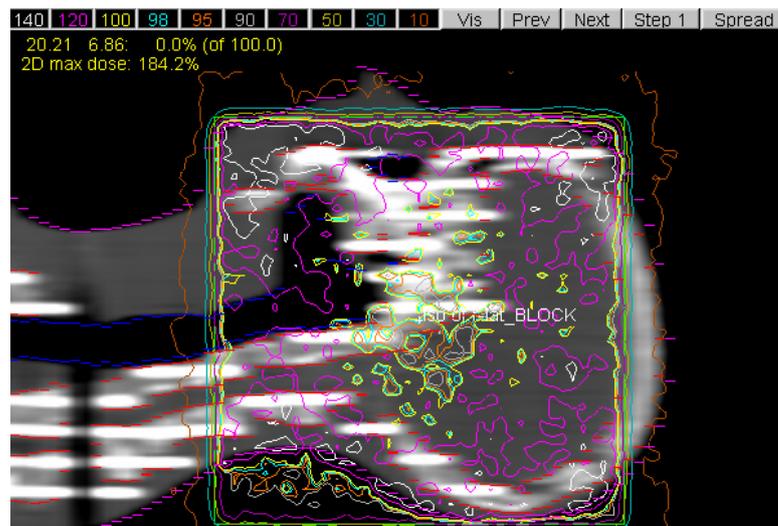


Figura 148. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 149 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

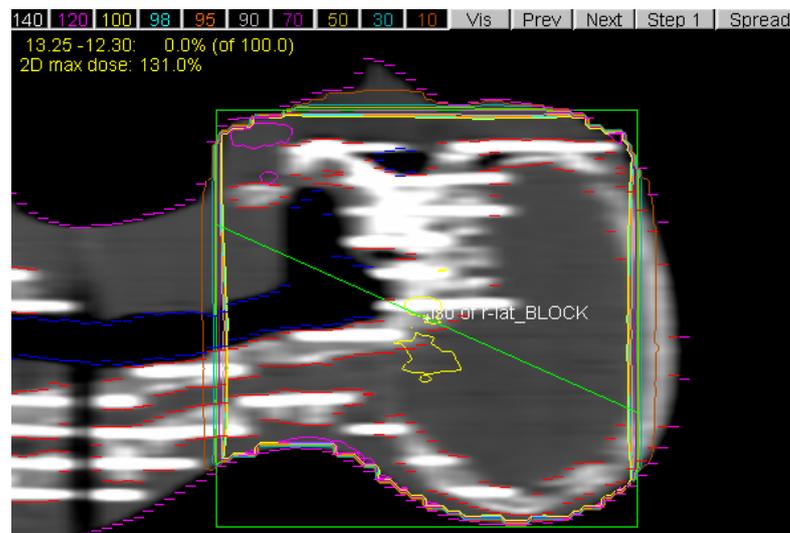


Figura 149. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 150 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

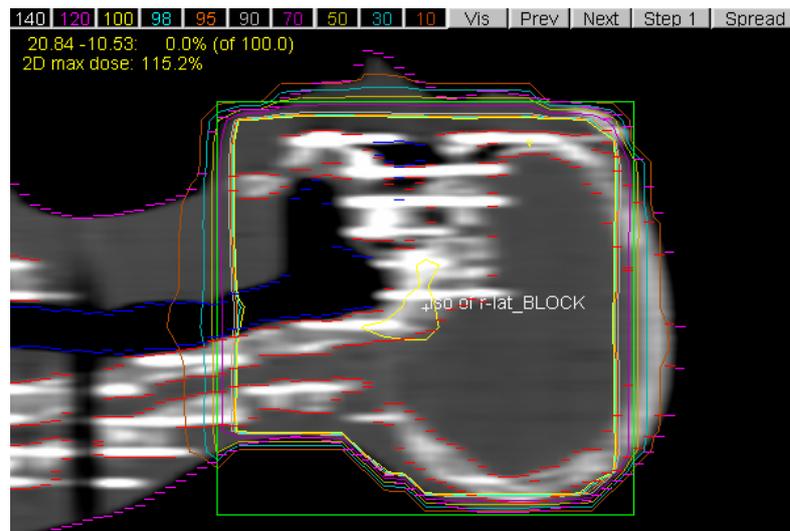


Figura 150. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 20 cm x 20 cm.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP es de 184,2%, con el algoritmo Clarkson corregido de 131% y con el algoritmo de convolución de 115,2%. Las diferencias resultan un 53% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 69% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 151 muestra la gráfica producida mediante CERR con la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la línea de profundidad en que se aprecian también los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto de MCNP5.

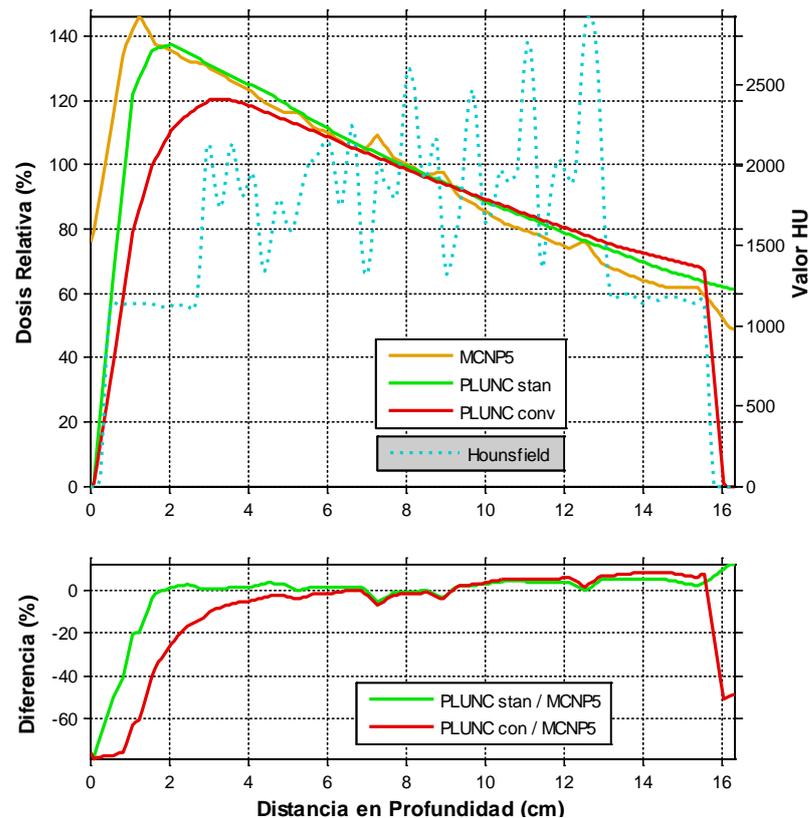


Figura 151. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 151 muestra la diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en el centímetro que sigue. Para un haz de 20 cm x 20 cm, esta diferencia asciende a un 20-30% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y a un 40-60% en el caso del algoritmo de convolución. Ambos algoritmos de PLUNC infraestiman la dosis en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

En las regiones en que se producen grandes variaciones de densidades (entre tejido blando y hueso), el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan en torno a un 5%. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis difiere más de la de MCNP5 que la del algoritmo *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 80%, hasta el momento de incidencia del haz con la piel. En este momento MCNP5 produce un pico que se aproxima al 150%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce casi un 135% y el de convolución poco más de un 120%.

En la Figura 152 se presenta el HDV del material *tejido blando*.

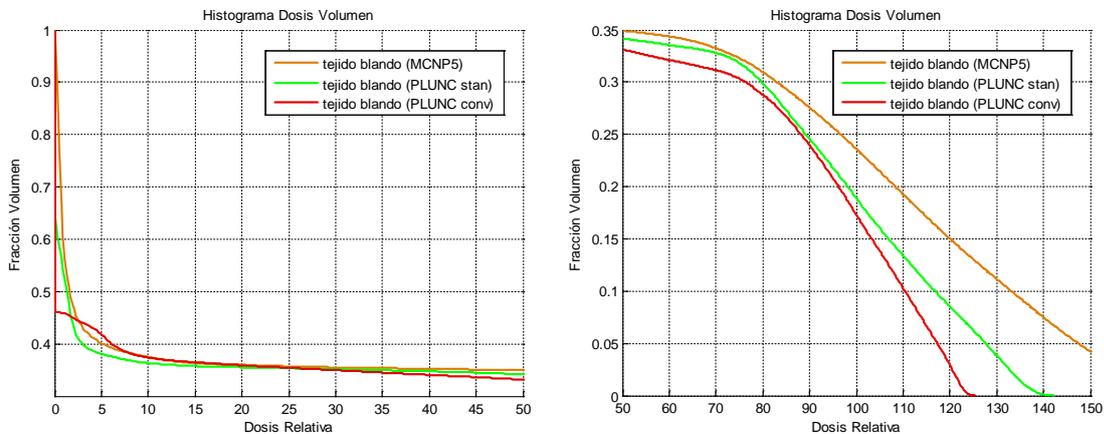


Figura 152. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.

Para un haz de 6 MeV y un campo de 20 cm x 20 cm, las diferencias en la dosis relativa entre cada uno de los algoritmos no resultan significativas. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC infraestima la dosis en un 5% del volumen respecto del cálculo con MCNP5, mientras que el algoritmo de convolución lo hace en un 7% del volumen. Entre el 0-10% de la dosis PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en un 5% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta bastante bien al cálculo con MCNP5. Del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 160%) ambos algoritmos de PLUNC infraestiman la dosis en volumen en un 5% y un 10%, respectivamente.

La Figura 153 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

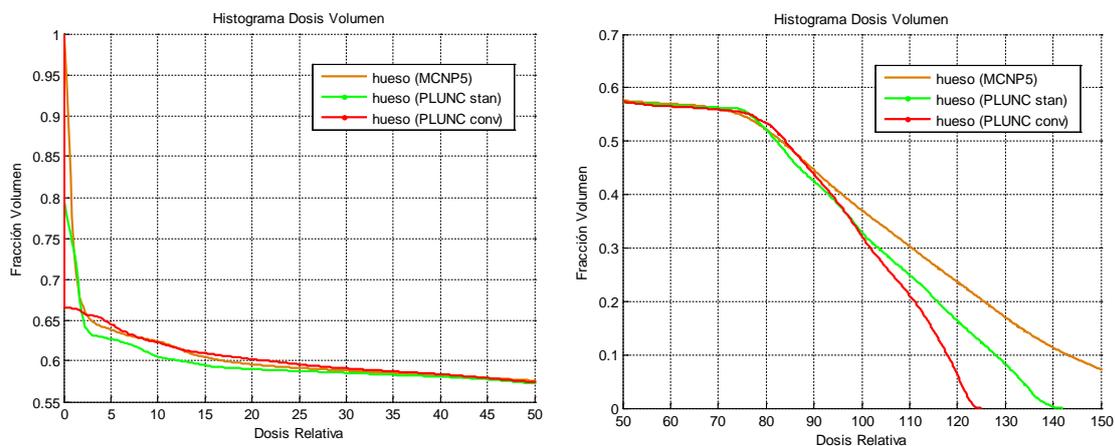


Figura 153. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* y con el algoritmo de convolución infraestiman la dosis en un 7%. Entre el 0-15% de la dosis PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en un 3% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta relativamente bien. Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* infraestima la dosis en un 7% del volumen y PLUNC *convolución* lo hace en hasta un 15% del volumen.

La Figura 154 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

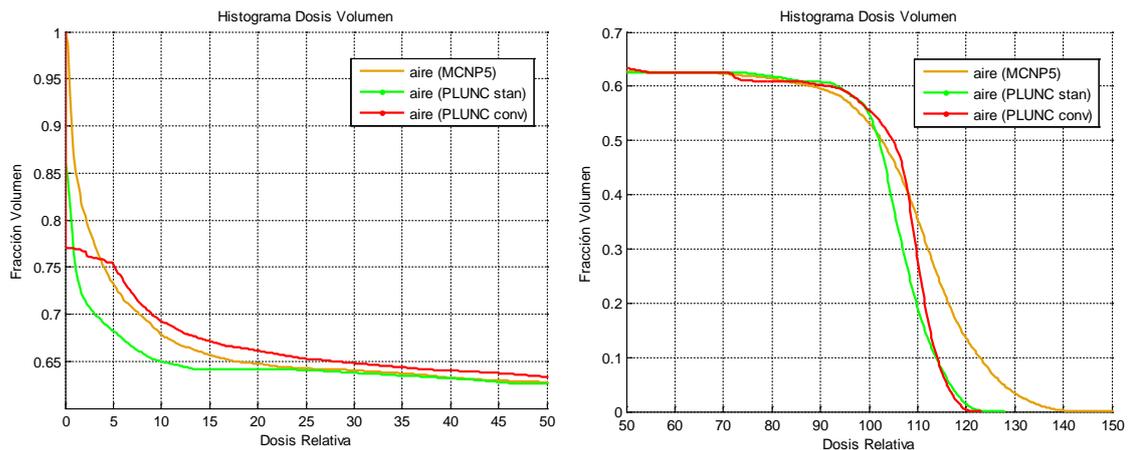


Figura 154. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC y con el de convolución se ajusta bastante bien. Entre el 0-20% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* infraestima la dosis en un 5% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 2% del volumen. A partir del 90% de la dosis relativa las diferencias oscilan levemente, no sobrepasando en ningún caso el 5% del volumen total.

7.1.1.6.1 Influencia de las Cavidades de Aire

De la misma manera que con el haz de 10 cm x 10 cm, dado que éste (20 cm x 20 cm) abarca gran parte de la tráquea, y con objeto de analizar el efecto de las cavidades de aire en los cálculos de dosis en profundidad por los distintos algoritmos, se ofrece la misma curva de dosis en profundidad cuya línea de profundidad pasa, de igual manera, por la cavidad traqueal (a 9,75 cm en el eje z, según las coordenadas de PLUNC) paralela a x, tal y como muestra el corte transversal del maniquí visualizado mediante CERR, en la Figura 155.

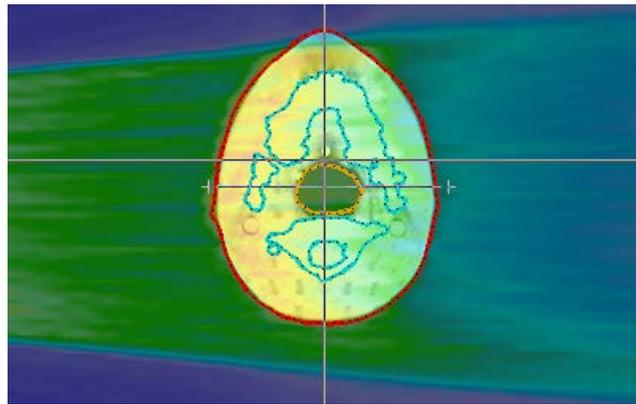


Figura 155. Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 156 muestra la gráfica de dosis en profundidad correspondiente a la línea esquematizada en la Figura 155. En este caso se ha dispuesto continua la curva que muestra las variaciones en los números de Hounsfield, con objeto de que se aprecie mejor la cavidad de aire y la interfaz órgano-aire.

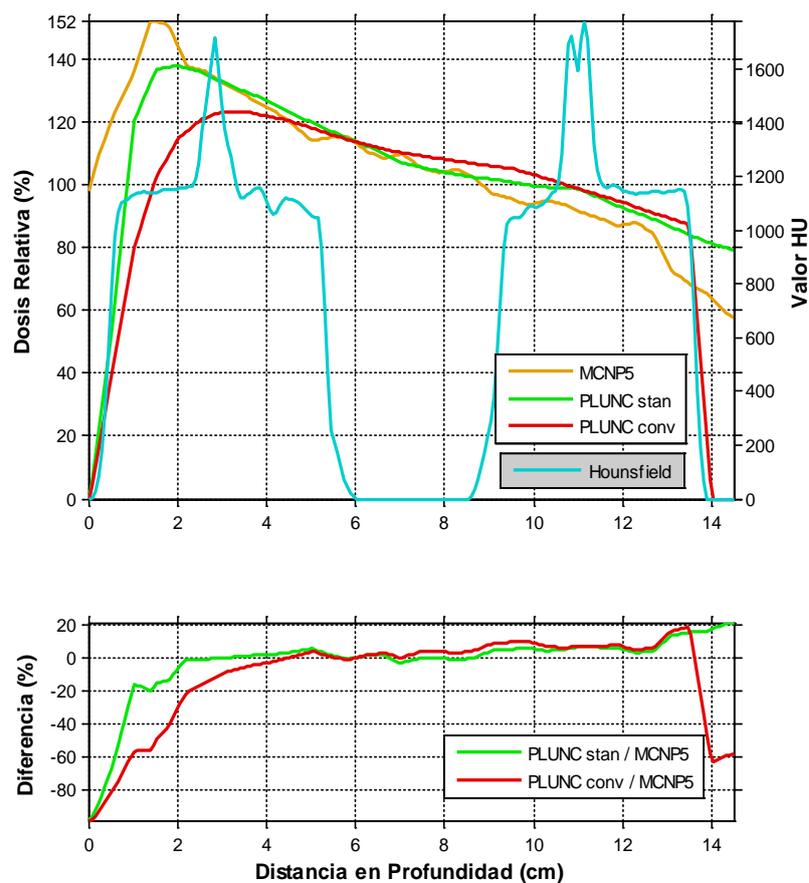


Figura 156. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.

Siguiendo la línea de lo comentado para el haz de 10 cm x 10 cm, se puede decir que para un haz de fotones de 6 MeV y un campo de 20 cm x 20 cm, en una línea de profundidad que no es central al haz aunque evidentemente resulta más central que para el haz de 10 cm x 10 cm, el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho proporciona una estimación dentro de la cavidad bastante aproximada al cálculo con MCNP5, pero a partir de la cavidad la estimación de dosis se vuelve superior a la de MCNP5 en torno a un 7%. El algoritmo de convolución, por otro lado, proporciona una sobrestimación de la dosis en profundidad en cuanto a la variación de densidad órgano-aire dentro y a partir de la cavidad de aire.

7.1.1.6.2 Influencia de Materiales con Elevado Número Atómico

De la misma manera, puesto que el haz abarca la totalidad de la mandíbula, y con objeto de analizar el efecto de los materiales con densidades electrónicas altas en los cálculos de dosis en profundidad, se ofrece la curva de dosis cuya línea de profundidad pasa por la mandíbula (a 9,75 cm en el eje z) paralela a x, tal y como muestra el corte transversal en la Figura 157.

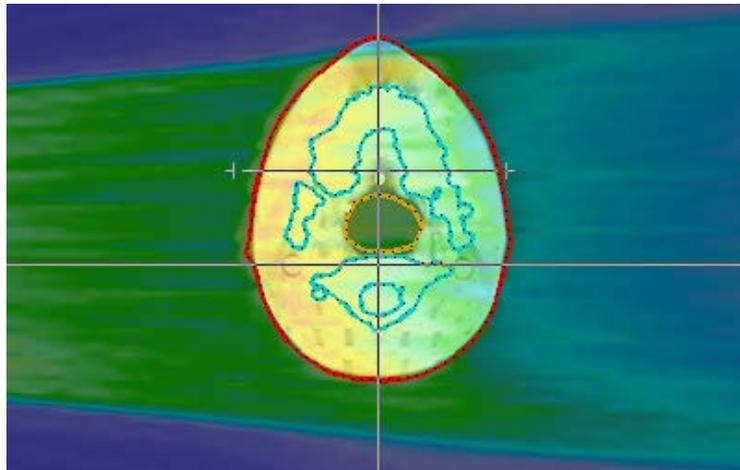


Figura 157. Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 20 cm x 20 cm.

La Figura 157 muestra la gráfica de dosis en profundidad correspondiente a la línea esquematizada en la Figura 156. En este caso se ha dispuesto la curva que muestra las variaciones en los números de Hounsfield continua, con objeto de que se aprecien mejor las variaciones de densidades electrónicas.

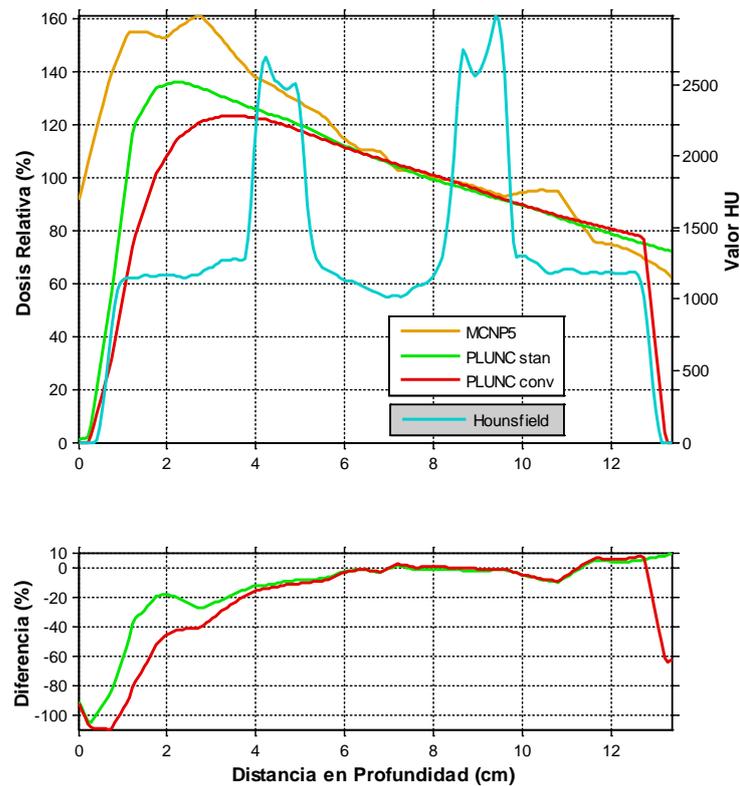


Figura 158. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la mandíbula, paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 20 cm x 20 cm.

Existe una región de *buildup* al aproximarse el haz al material óseo desde el tejido blando, tal y como puede apreciarse en la gráfica entre 2 y 4 cm, justo antes de que la curva de números Hounsfield ascienda hasta casi 3000, es decir, una densidad electrónica muy alta, propia de materiales óseos tales como la mandíbula. Este efecto de *buildup* no lo contemplan los algoritmos de PLUNC; en la gráfica se observa más acusado puesto que se le suma el de *skin-sparing* cuando el haz incide en el maniquí, y por tanto la cuantificación del efecto asilado no resultaría exacta. No así ocurre entre los 10 y 12 cm, donde existe un efecto de *rebuildup*, determinado por la disminución del valor de Hounsfield de 3000 a 1000, es decir, el paso de material óseo a tejido blando, donde la cuantificación de las diferencias entre los algoritmos de PLUNC y MCNP5 proporcionaría infraestimaciones de los primeros de hasta un 10% de dosis relativa.

7.1.2 Resultados para un Haz Conformado

Siguiendo las recomendaciones de la IAEA (2004, 2008), se recogen en segundo término los resultados dosimétricos de la irradiación del maniquí RANDO con tres haces conformados: dos con forma rectangular, uno de 5 cm x 10 cm y otro de 10 cm x 20 cm, y otro con forma romboidal.

7.1.2.1 Haz de 5 cm x 10 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 5 cm x 10 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 159 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con MCNP5.

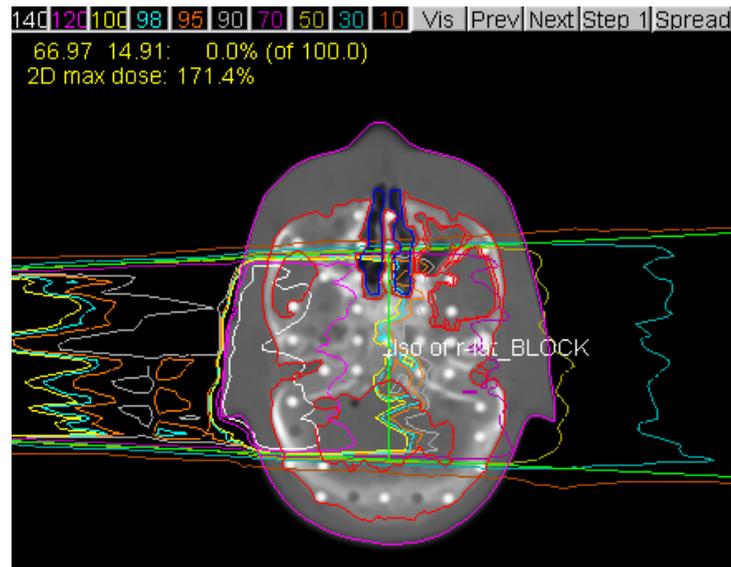


Figura 159. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 160 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano transversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

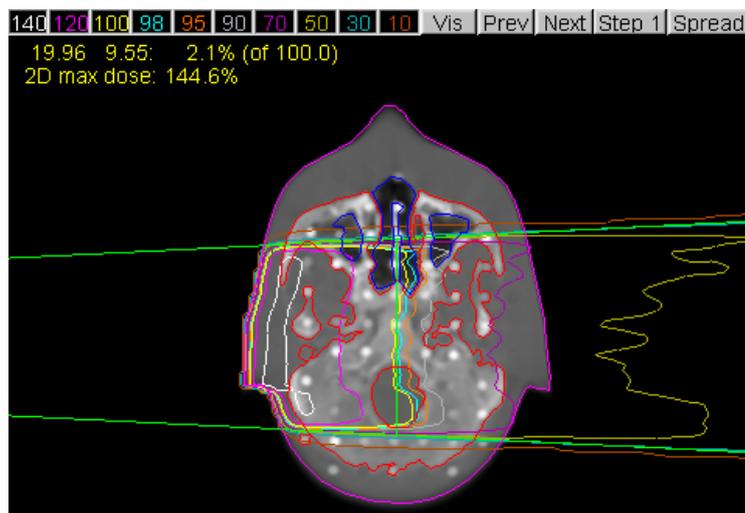


Figura 160. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 161 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

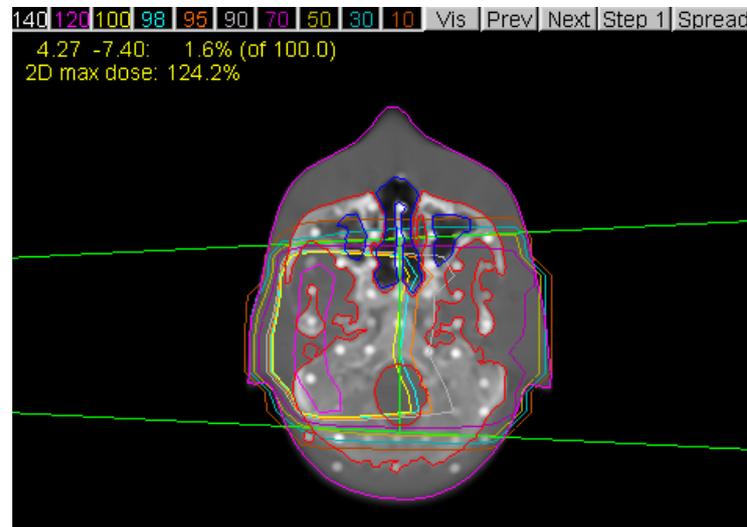


Figura 161. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La dosis máxima calculada con MCNP5 asciende a 171,4%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 144,6% y con el algoritmo de convolución a 124,2%. La diferencia es de un 26,8% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 46,2% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 162 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

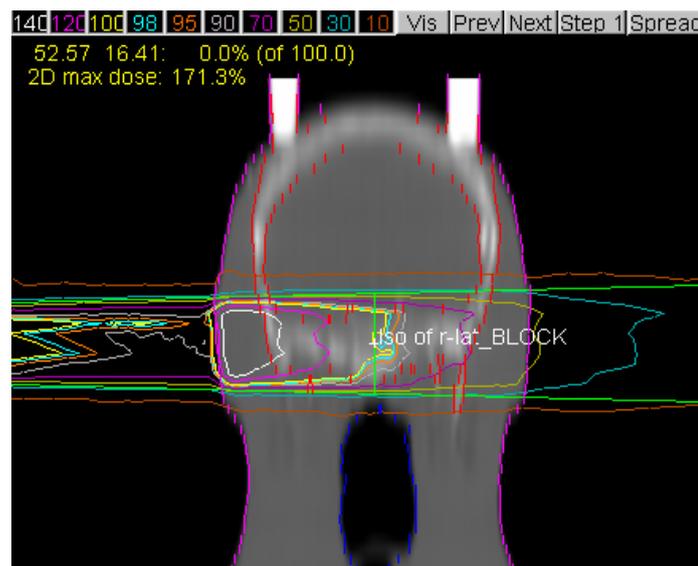


Figura 162. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 163 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

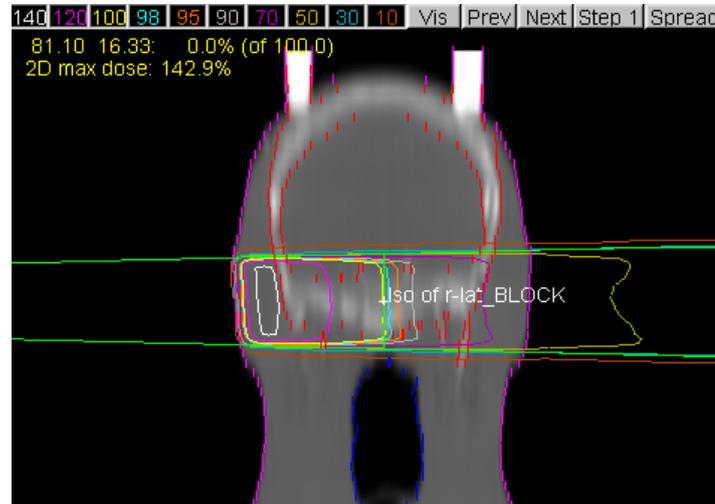


Figura 163. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 164 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

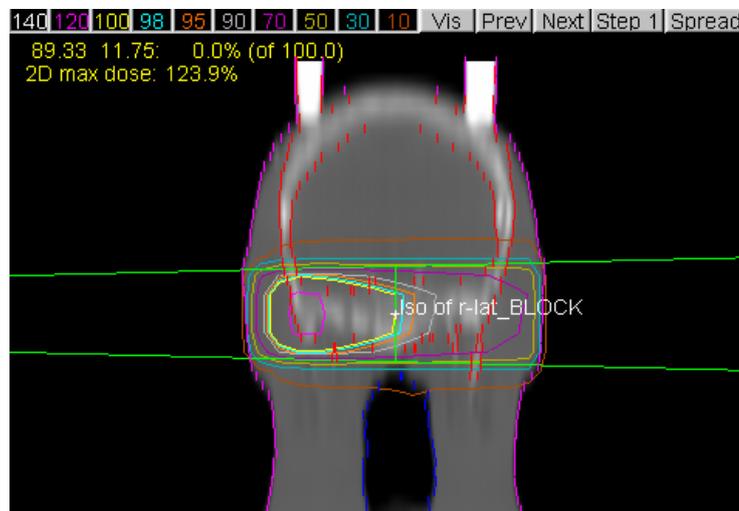


Figura 164. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP5 es de 171,3%, con el algoritmo Batho corregido de 142,9% y con el algoritmo de convolución de 123,9%. Existe una diferencia en las dosis máximas de un 28,4% entre MCNP5 y el *algoritmo* de Clarkson corregido con Batho, y de un 47,4% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 165 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con MCNP5.

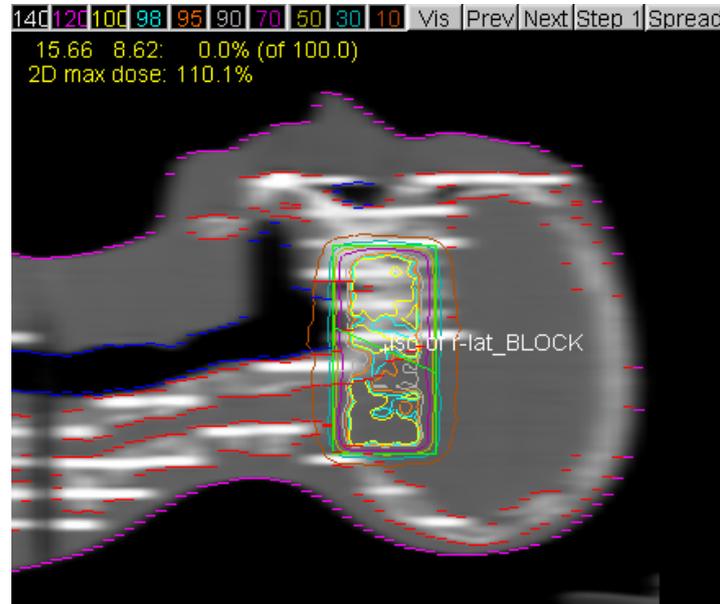


Figura 165. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 166 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

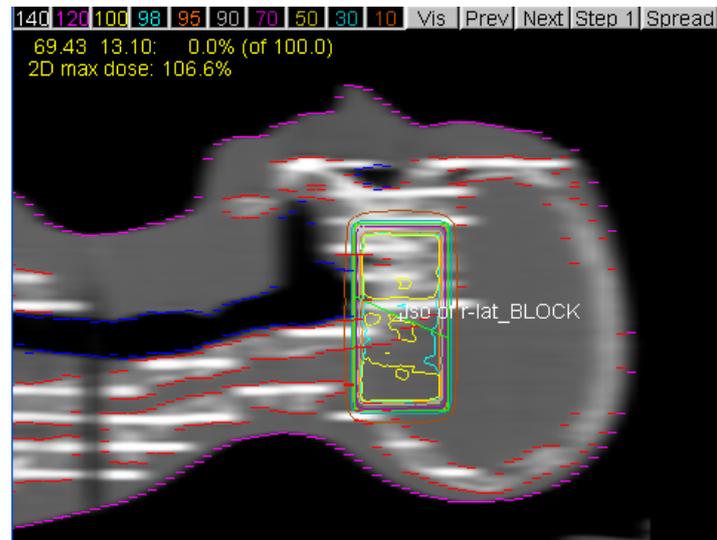


Figura 166. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La Figura 167 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

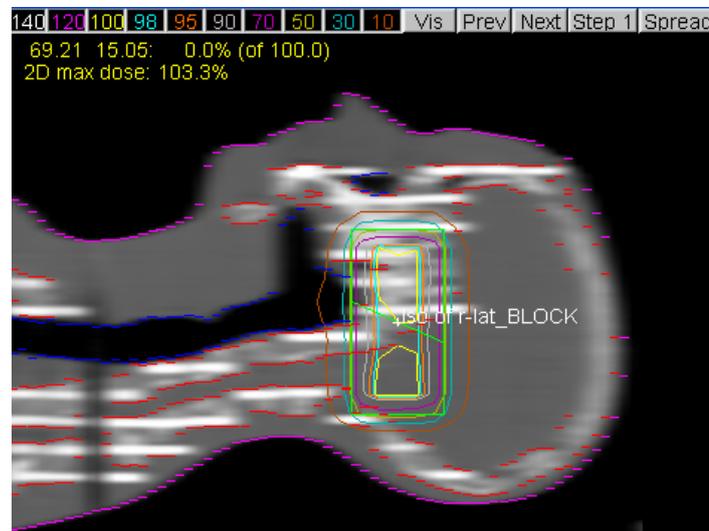


Figura 167. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 5 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano sagital calculada con MCNP es de 110,1%, con el algoritmo Clarkson corregido de 106,6% y con el algoritmo de convolución de 103,3%. Las diferencias resultan un 3,5% entre MCNP5 y el algoritmo Clarkson corregido, y de un 6,8% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 168 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas para los tres algoritmos, producida mediante CERR.

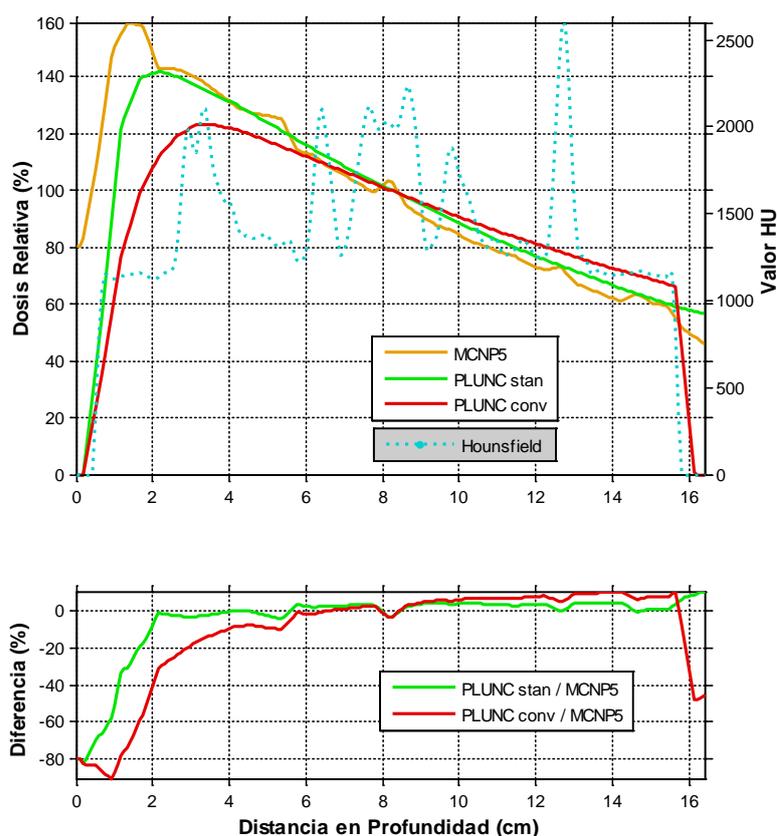


Figura 168. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 5 cm x 10 cm.

La diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen es de un 20% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 40% en el caso del algoritmo de convolución.

El resultado de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho es muy similar al producido por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen variaciones de densidades, donde el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 no superan el 5%. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos.

En la Figura 169 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

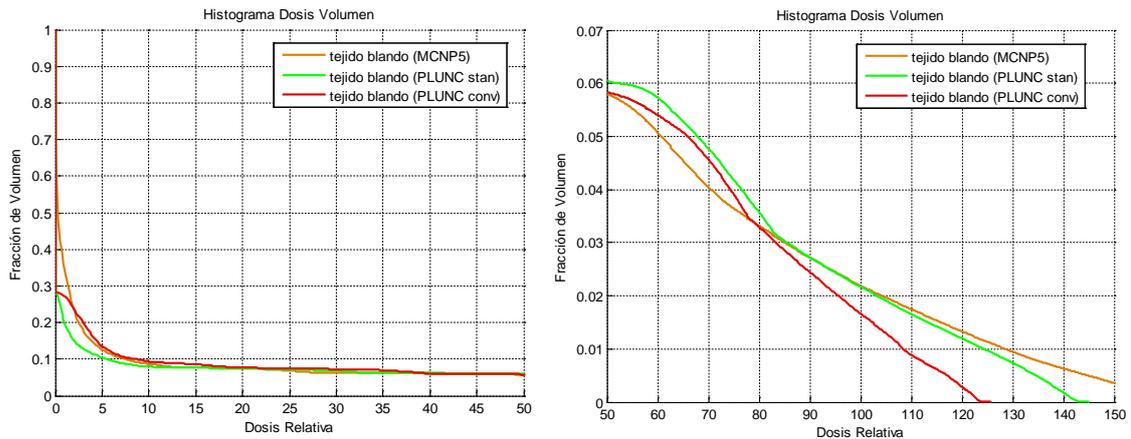


Figura 169. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 10 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 se ajusta bastante bien al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 2%), mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 0,5% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 7% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta mejor al cálculo con MCNP5) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 171%).

La Figura 170 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

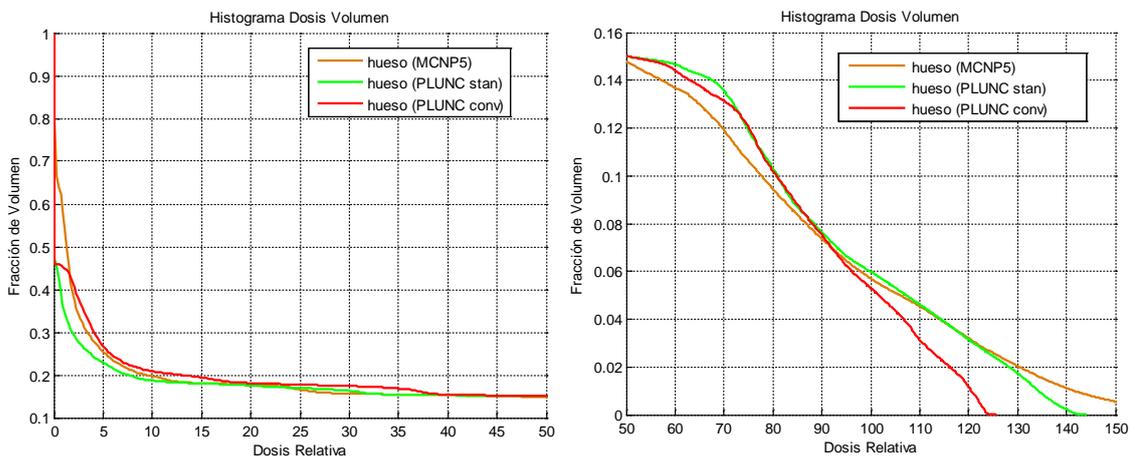


Figura 170. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 10 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente al resultado de MCNP5, y el algoritmo de convolución lo hace con apenas un 0,5% de diferencia. Entre el 60% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en un 1,5% del volumen total. Las diferencias más acusadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (PLUNC *estándar* infraestima la dosis en

hasta un 10% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta en menos de un 5%). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta muy bien a MCNP5 y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 2% del volumen.

La Figura 171 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

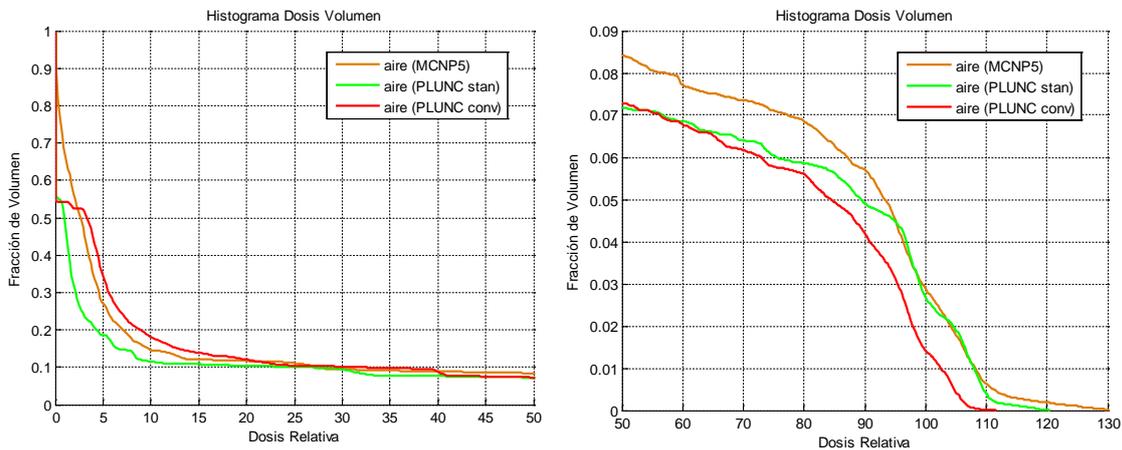


Figura 171. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.

Para el aire, en una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente, mientras que el algoritmo de *convolución* la subestima en un 1,5%. Entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en un 15% del volumen y el algoritmo de *convolución* de PLUNC la sobrestima en un 5%.

7.1.2.2 Haz de 10 cm x 20 cm

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 20 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 172 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con MCNP5.

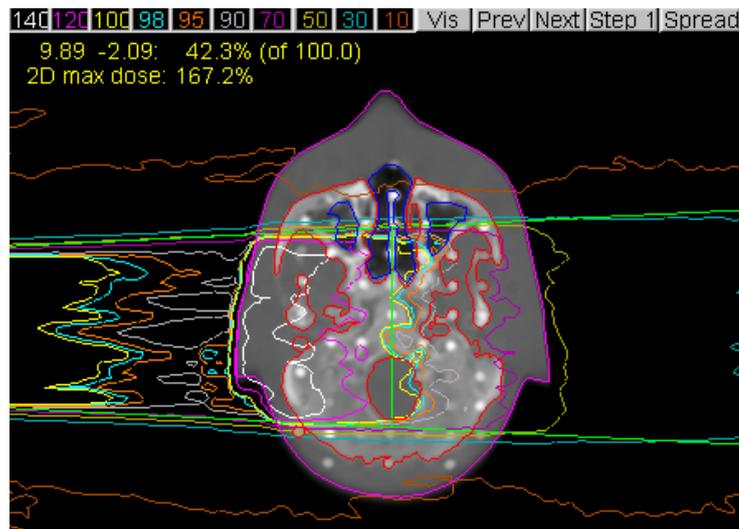


Figura 172. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro.
Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 173 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

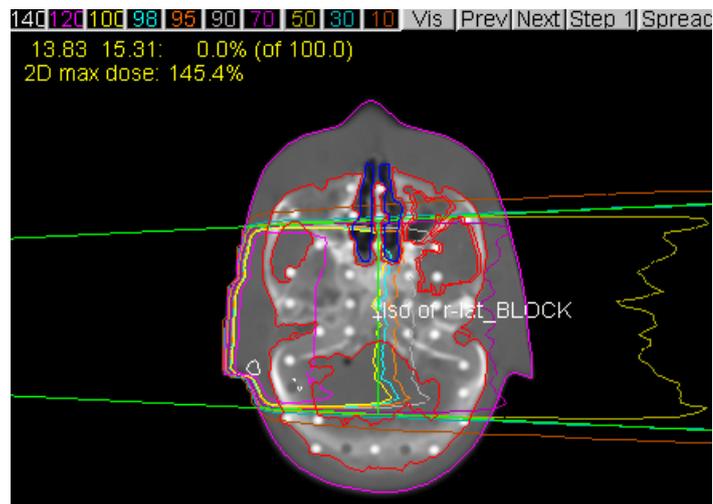


Figura 173. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro.
Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 174 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

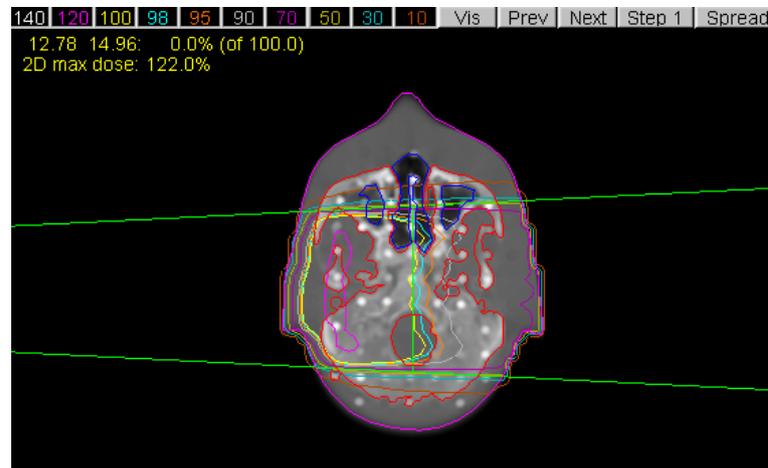


Figura 174. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

Las diferencias entre MCNP5 con los dos algoritmos de PLUNC son notables también en el caso de un haz de 10 cm x 20 cm. Se observa que la dosis máxima calculada con MCNP asciende a 167,2%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 145,4% y con el algoritmo de convolución a 122%. La diferencia es de un 21,8% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 45% entre MCNP5 y el de convolución. En este caso el algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNP5 que el *estándar*, en cuanto a distribución 3D de dosis.

La Figura 175 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

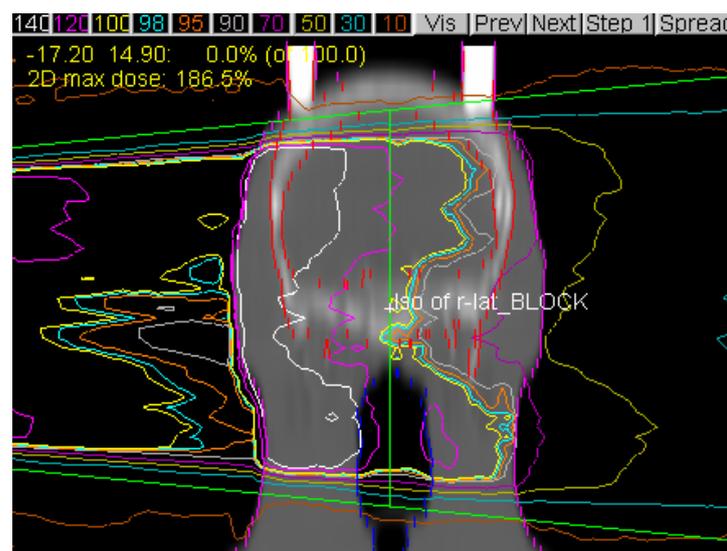


Figura 175. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 176 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

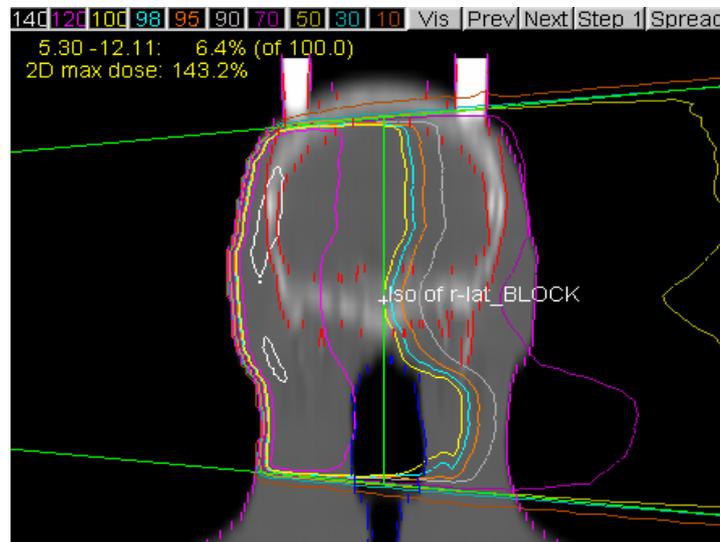


Figura 176. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 177 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.



Figura 177. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 186,5%, con el algoritmo Batho corregido de 143,2% y con el algoritmo de convolución de 125,3%. Hay una diferencia en las dosis máximas de un 43,3% entre MCNP5 y el *algoritmo* de Clarkson corregido con Batho, y de un 61,2% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 178 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo MCNP5.

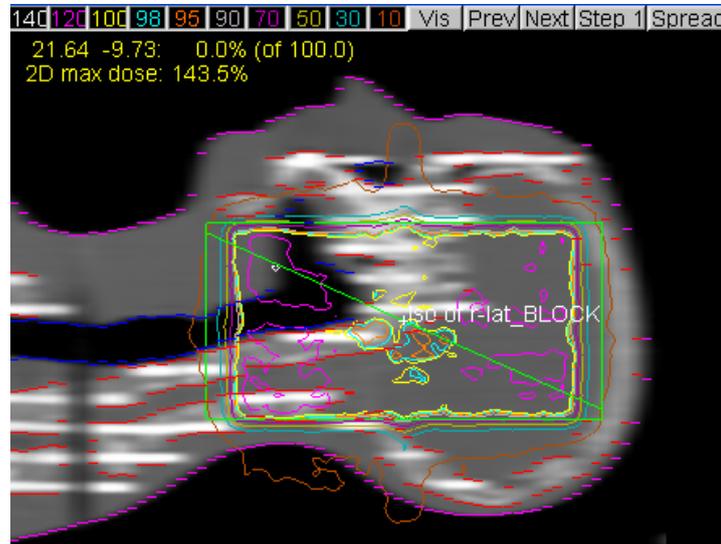


Figura 178. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 179 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

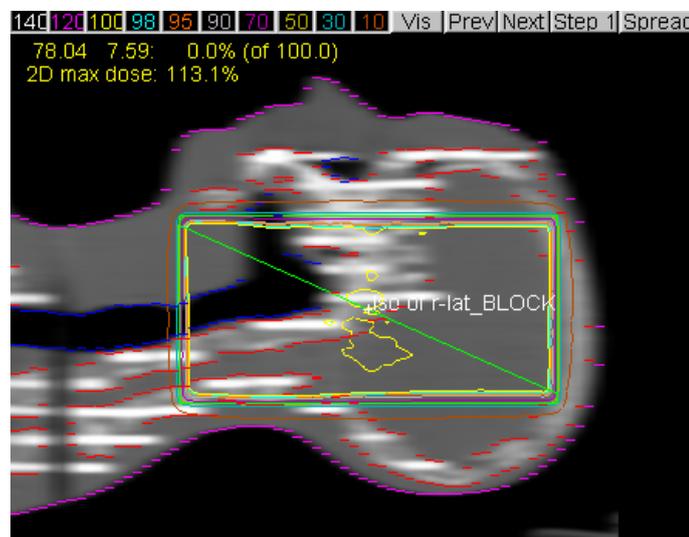


Figura 179. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

La Figura 180 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

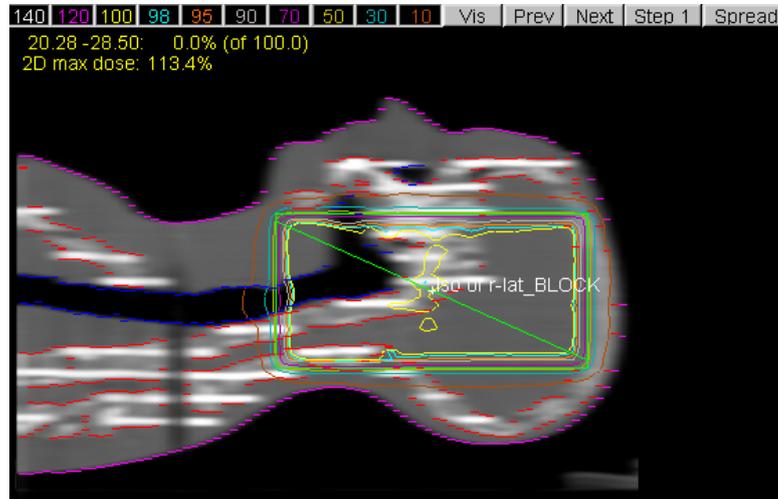


Figura 180. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz de 10 cm x 20 cm.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP es de 143,5%, con el algoritmo Clarkson corregido de 113,1% y con el algoritmo de convolución de 113,4%. Las diferencias resultan un 30,4% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 30,1% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 181 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, producida mediante CERR, en la línea de profundidad donde se muestra también los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias de dosis relativas en porcentaje calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5.

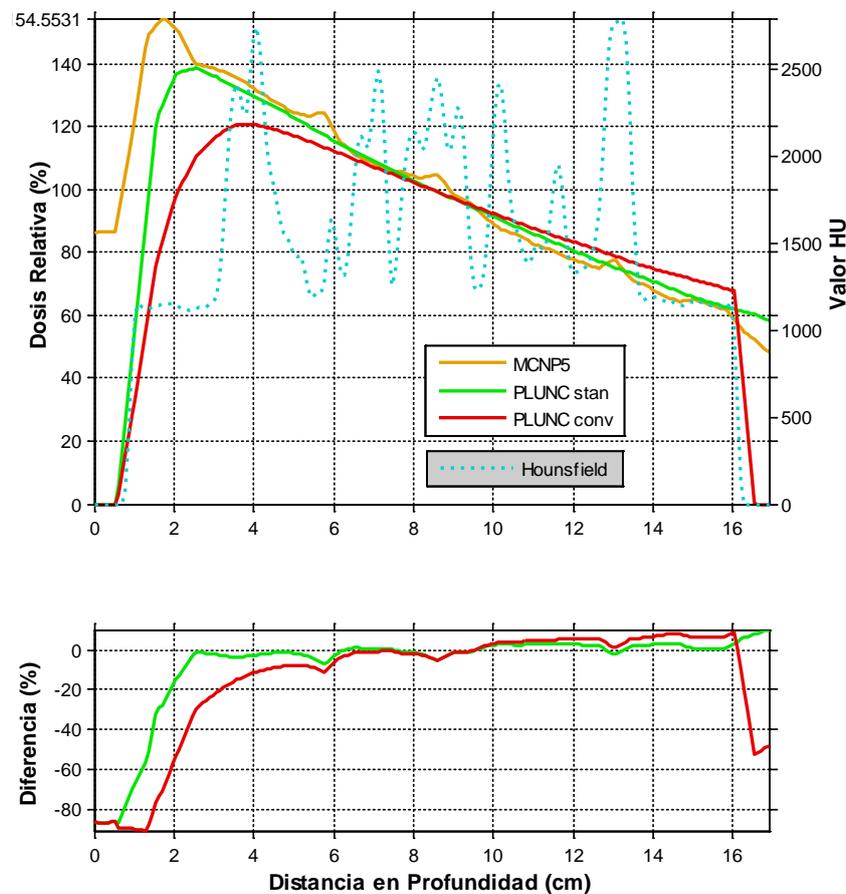


Figura 181. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz de 10 cm x 20 cm.

Para un haz de 10 cm x 20 cm, la diferencia entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen es de un 10-15% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 40-50% en el caso del algoritmo de convolución. Tal y como se ha comentado en apartados anteriores, el efecto *skin-sparing* y la falta de equilibrio electrónico producen, en este caso, una infraestimación de la dosis por parte de los algoritmos de PLUNC en la región afectada por la interfaz aire-tejido blando.

El resultado de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se muestra muy similar al producido por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen variaciones de densidades (entre tejido blando y hueso). En dichas regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 no superan el 5%, por encima o por debajo del valor esperado según si la variación de densidad y de número atómico es a mayor o a menor. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y su estimación de la dosis difiere más respecto de la de MCNP5 que el *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 85%, hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 154%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 139% y el de convolución un 120%.

En la Figura 182 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

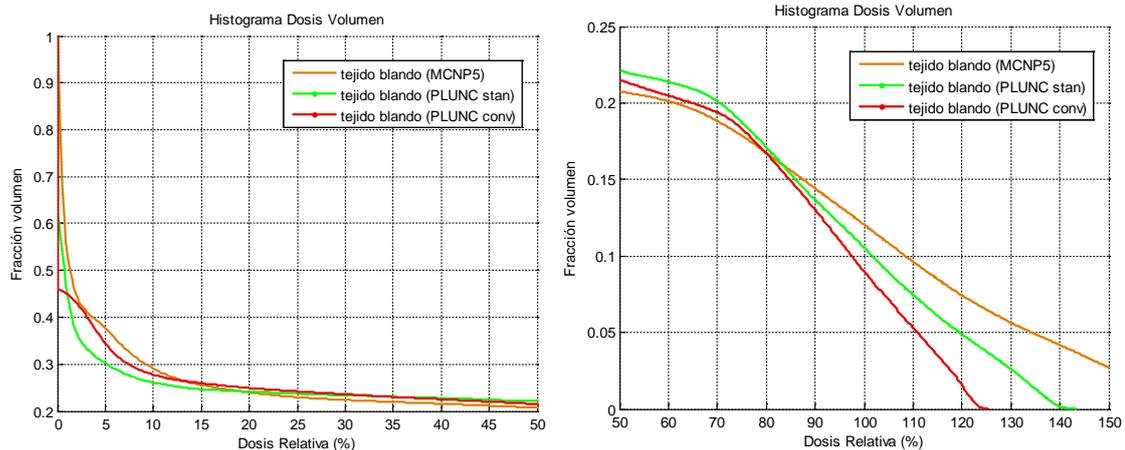


Figura 182. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.

En las gráficas anteriores, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 20 cm, las diferencias de dosis relativa entre cada uno de los algoritmos no resultan significativas. Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 es ligeramente superior al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 2%), mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 4% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 10% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta mejor al cálculo con MCNP5) y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 167%).

Se ve de nuevo que el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNP5 en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 183 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

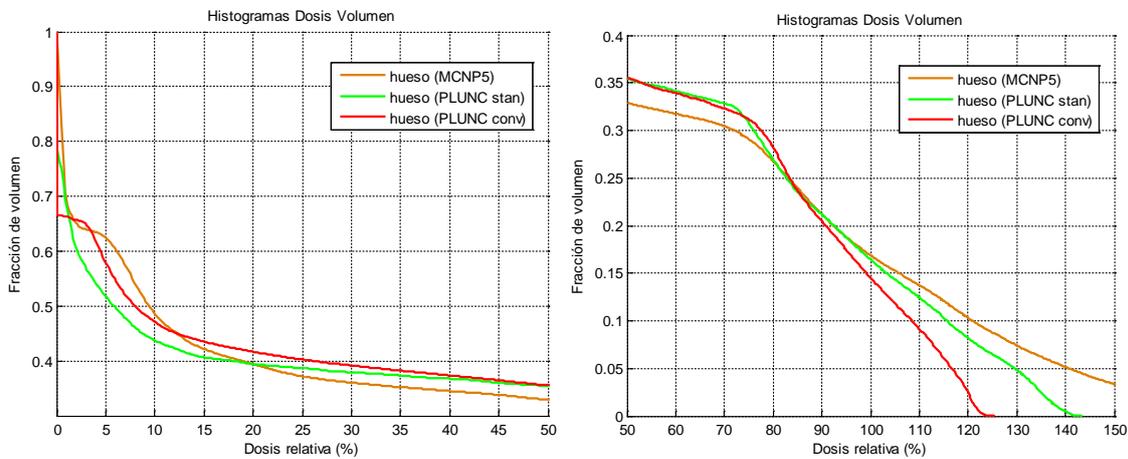


Figura 183. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente al resultado de MCNP5, mientras que el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 2%. Entre el 60% y el 90% de la dosis tanto el algoritmo *estándar* como el de convolución sobrestiman la dosis en un 2% del volumen total. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 15% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta mejor). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta con un error del 2% a MCNP5 y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 7% del volumen.

La Figura 184 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

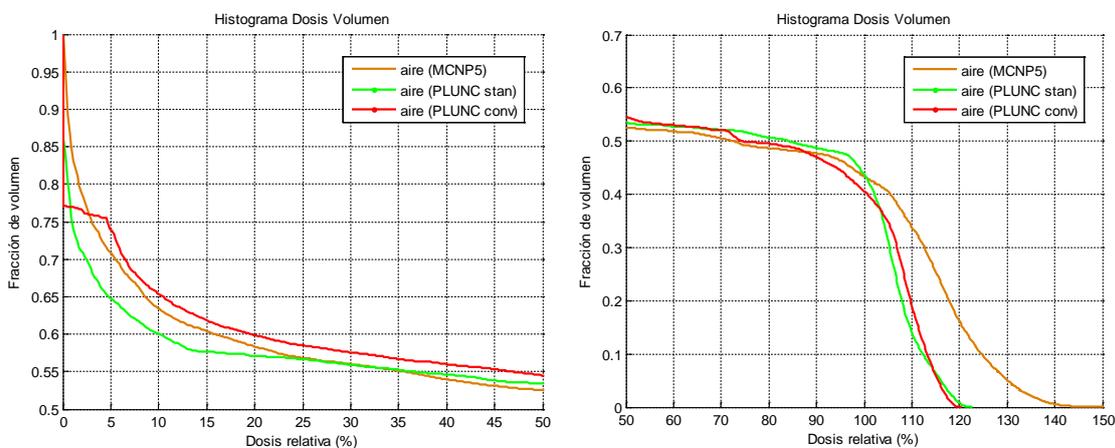


Figura 184. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 20 cm.

El HDV de aire muestra que, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 20 cm, las diferencias entre los tres algoritmos resultan apreciables. Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente, mientras que el algoritmo de convolución la subestima en un 2%. Entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en un 10% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC la sobrestima en un 10% del volumen. A partir del 50% de la dosis relativa las diferencias oscilan mucho pero no son significativas.

7.1.2.3 Haz Romboidal

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo conformado con forma romboidal, diagonales de 5 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 185 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con MCNP5.

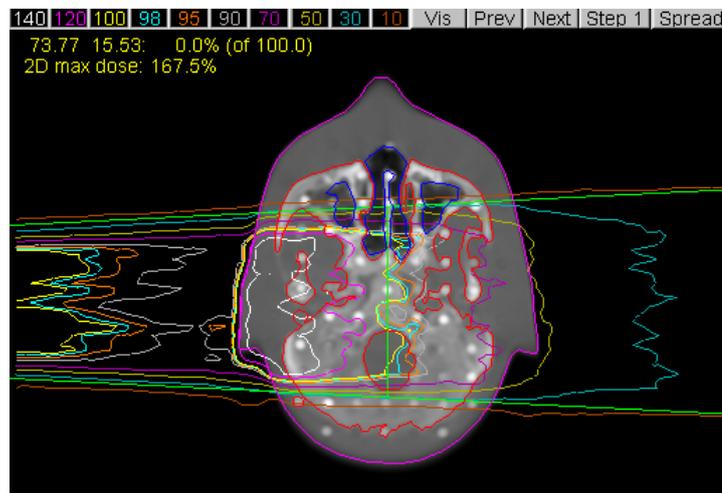


Figura 185. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.

La Figura 186 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

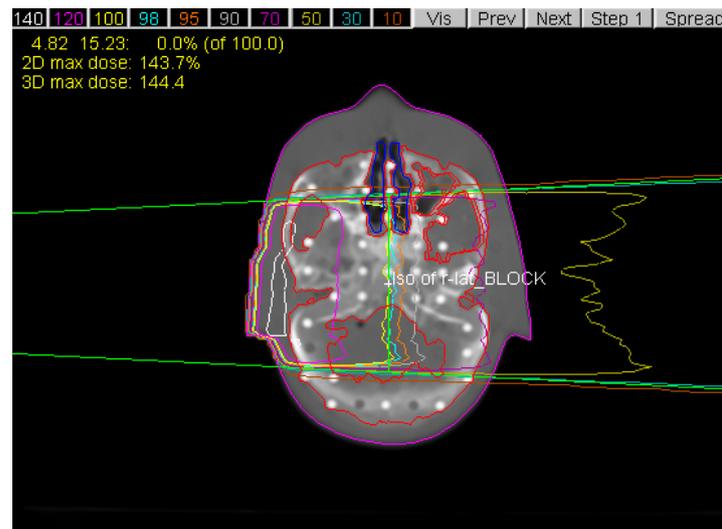


Figura 186. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.

La Figura 187 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

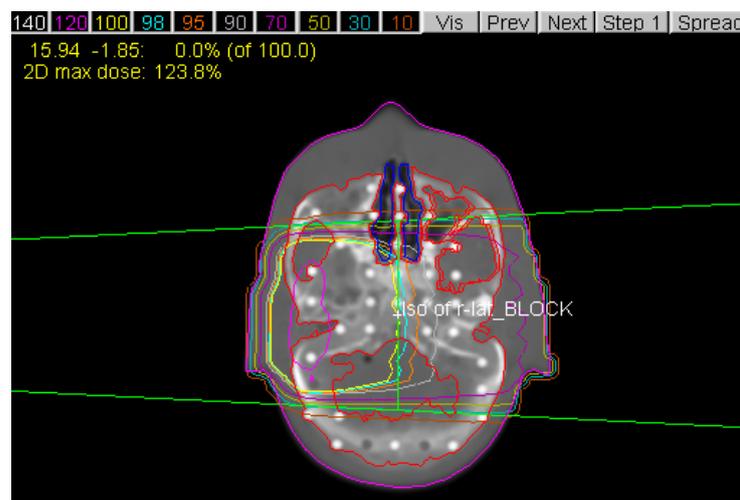


Figura 187. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.

Las diferencias entre MCNP5 con los dos algoritmos de PLUNC son notables también en el caso de un haz romboidal. Se observa que la dosis máxima calculada con MCNP5 asciende a 167,5%, con el algoritmo de Clarkson corregido con Batho a 143,7% y con el algoritmo de convolución a 123,8%. La diferencia es de un 23,8% entre MCNP5 y el *algoritmo estándar*, y de un 44,8% entre MCNP5 y el de convolución. En este caso el algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNP5 que el *estándar*, en cuanto a distribución 3D de dosis.

La Figura 188 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo MCNP5.

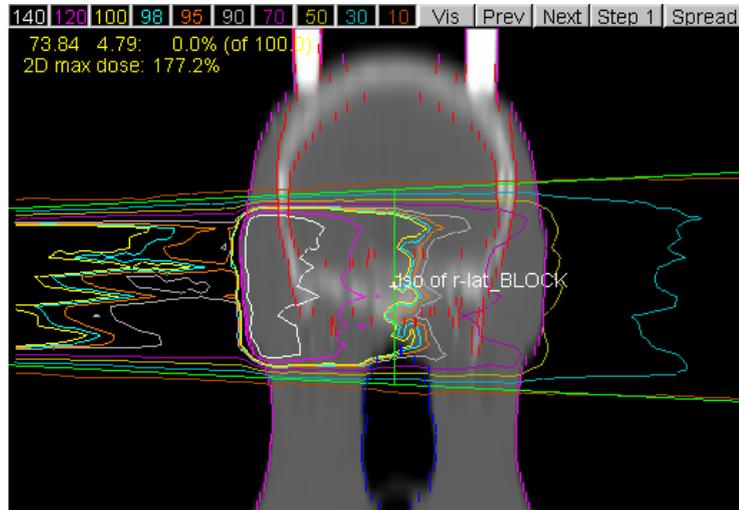


Figura 188. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.

La Figura 189 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

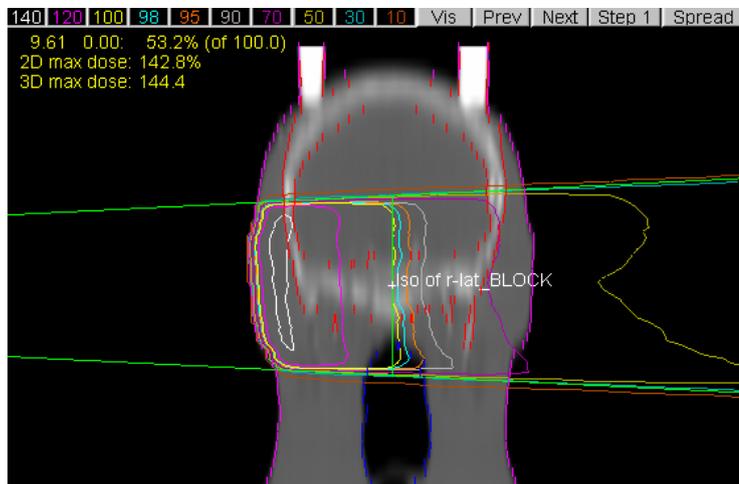


Figura 189. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.

La Figura 190 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.

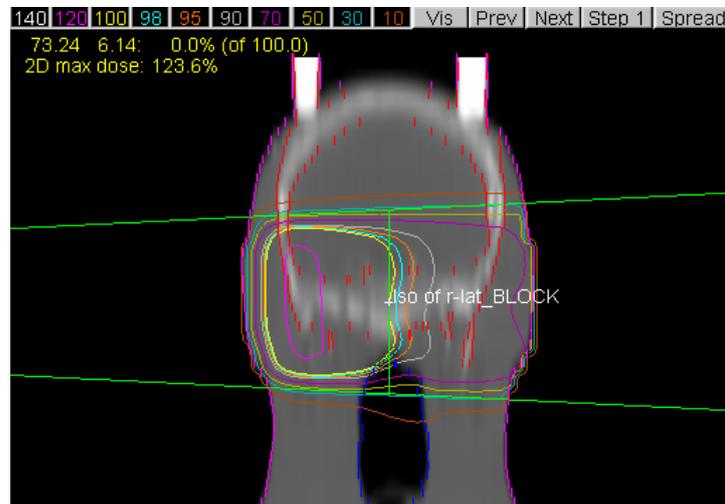


Figura 190. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNP es de 177,2%, con el algoritmo Batho corregido de 142,8% y con el algoritmo de convolución de 123,6%. Hay una diferencia en las dosis máximas de un 34,6% entre MCNP5 y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 53,6% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 191 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo MCNP5.

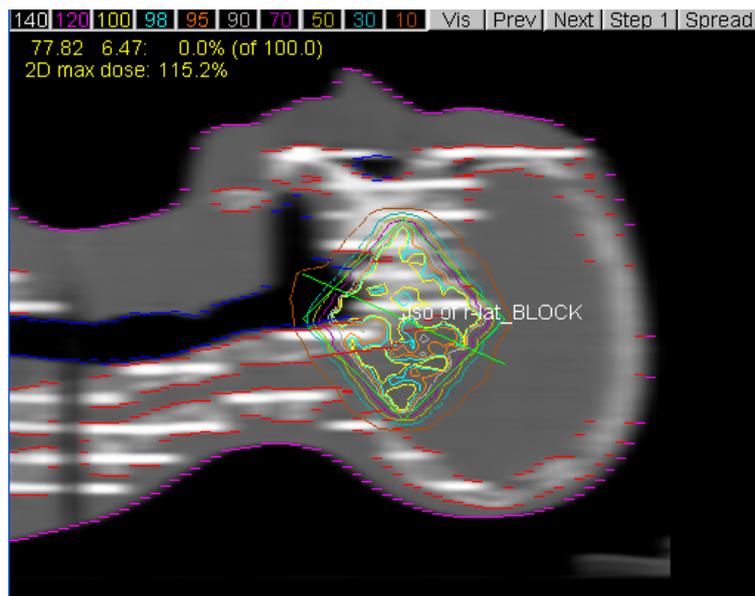


Figura 191. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con MCNP5. Haz romboidal.

La Figura 192 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo *estándar* de PLUNC.

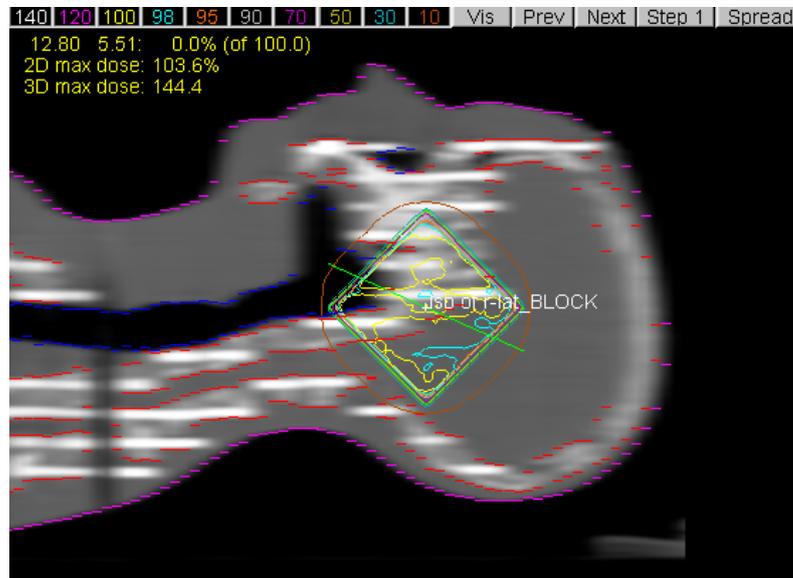


Figura 192. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo estándar de PLUNC. Haz romboidal.

La Figura 193 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con el algoritmo de convolución de PLUNC.



Figura 193. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en el isocentro. Cálculo de dosis con algoritmo convolución de PLUNC. Haz romboidal.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNP es de 115,2%, con el algoritmo Clarkson corregido de 103,6% y con el algoritmo de convolución de

101,8%. Las diferencias resultan un 11,6% entre MCNP5 y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 13,4% entre MCNP5 y el de convolución.

La Figura 194 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, producida mediante CERR, en la línea de profundidad donde se muestra también los valores de los números Hounsfield. La gráfica inferior muestra las diferencias de dosis relativas en porcentaje calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNP5.

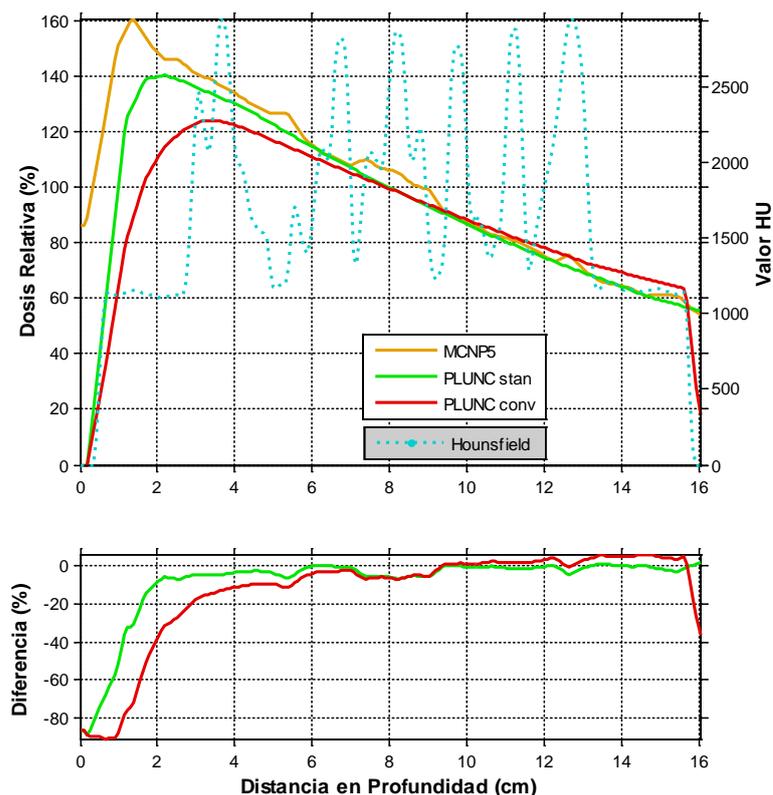


Figura 194. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNP5/PLUNC-estándar y MCNP5/PLUNC-convolución. Haz romboidal.

Las diferencias entre MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen son significativas. Para un haz romboidal con diagonal de 5 cm, esta diferencia es de un 20% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 50-60% en el caso del algoritmo de convolución.

El resultado de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se muestra muy similar al producido por el algoritmo de MCNP5 en casi toda la curva, a excepción de aquellas regiones en que se producen variaciones de densidades. En dichas regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 no superan el 7%. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico, y su estimación de la dosis difiere más respecto de la de MCNP5 que el *estándar*.

Ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 proporciona una estimación de dosis relativa en torno al 85%, hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. En este momento MCNP5 produce un pico que alcanza el 160%, mientras que el algoritmo *estándar* de PLUNC produce un 140% y el de convolución un 123%.

En la Figura 195 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

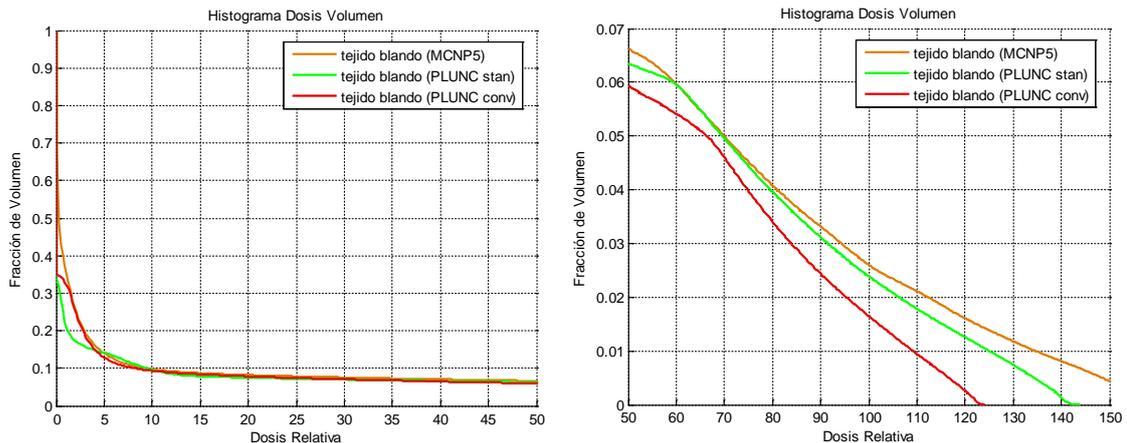


Figura 195. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNP5 es ligeramente superior al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 0,2%), mientras que la diferencia de MCNP5 con el algoritmo de convolución es de un 1% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNP5 en un 10% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta mejor al cálculo con MCNP5) y del 70% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNP5 de 160%).

Se ve, también en el haz romboidal, que el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNP5 en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 196 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso o tejido óseo*.

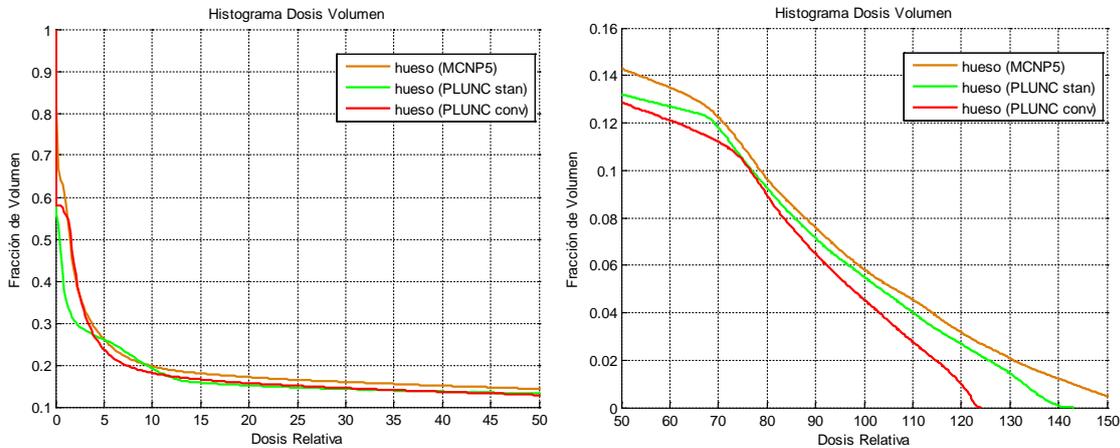


Figura 196. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta bastante bien al resultado de MCNP5, mientras que el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 1%. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 20% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta mejor). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta con un error del 0,2% a MCNP5 y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 2% del volumen.

La Figura 197 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

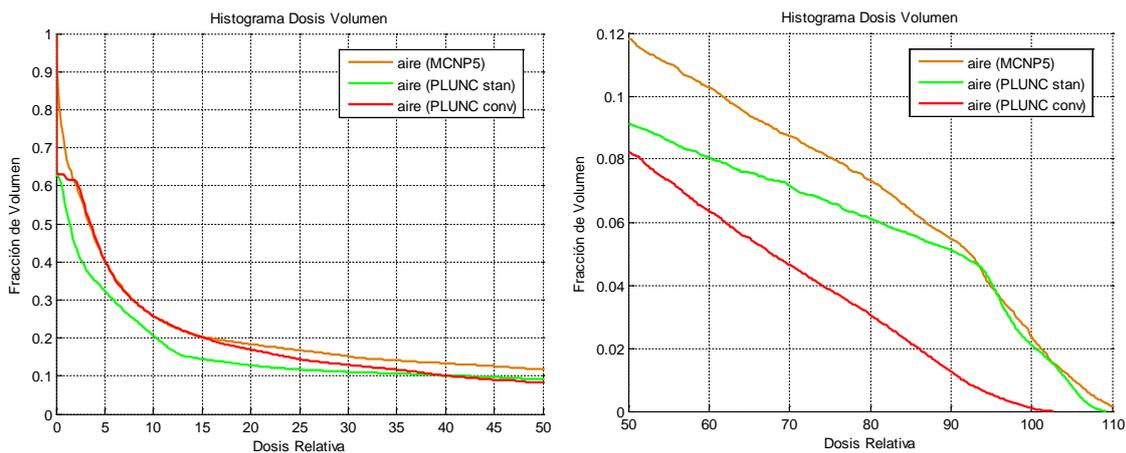


Figura 197. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta perfectamente, mientras que el algoritmo de convolución la subestima en un 2%. Entre el 0-15% de dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en un 7% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC se ajusta bastante bien.

7.1.2.3.1 Zonas de Penumbra

Este apartado contiene una serie de gráficas de perfiles de dosis dispuestos en el plano sagital a distintas profundidades con objeto de analizar el comportamiento del haz conformado romboidal en las zonas de penumbra y su relación con las densidades de material. La Figura 198 muestra un corte sagital a -6,51 cm del *isocentro*, es decir, a 93,49 cm de la fuente, donde el haz comienza a incidir en el paciente, y la gráfica de perfil de dosis relativa correspondiente a la línea que se ve marcada en el corte.

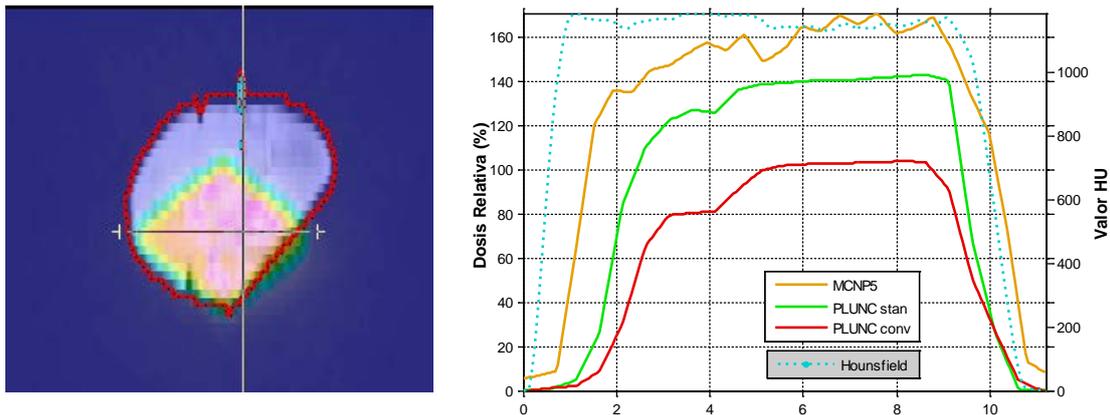


Figura 198. Corte sagital a -6,51 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.

Se puede apreciar en la Figura 198 que en el momento de incidencia del haz en el paciente las diferencias entre los tres algoritmos son pronunciadas. MCNP5 predice una dosis relativa mucho mayor que el algoritmo de PLUNC *estándar* (un 20% mayor) y que el algoritmo de convolución (un 60% mayor). Como se ha comentado en apartados anteriores, esto se debe a que ni el algoritmo de Clarkson corregido con Batho ni el de convolución tienen en cuenta el equilibrio electrónico ni el efecto *skin-sparring*. Las diferencias son mayores en las zonas de penumbra.

La Figura 199 muestra un corte sagital a -3,14 cm del *isocentro*, es decir, a 96,86 cm de la fuente, donde el haz ya ha penetrado unos pocos centímetros en el paciente, y la gráfica de perfil de dosis relativa correspondiente a la línea que se ve marcada en el corte.

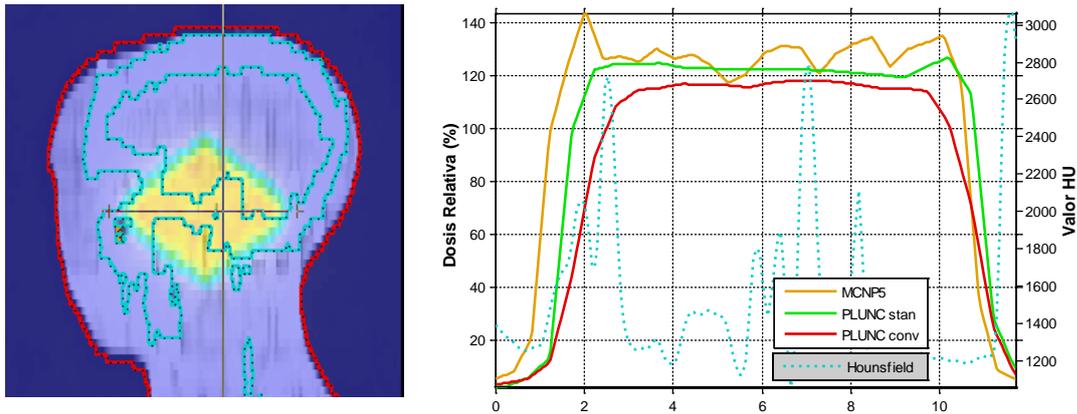


Figura 199. Corte sagital a -3,14 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.

Se puede apreciar en la Figura 199 que las diferencias entre los tres algoritmos no son tan pronunciadas una vez ha desaparecido el efecto *skin-sparing* y el desequilibrio electrónico. MCNP5 predice una dosis relativa mayor que el algoritmo de PLUNC *estándar* en la zona de penumbra próxima al material óseo (lado izquierdo de la gráfica de perfil de dosis, en torno a un 20%); en el resto de la gráfica las diferencias oscilan entre valores menores de alrededor del 5-10%. El algoritmo de convolución predice un perfil de dosis mucho menor (un 60% en la zona de penumbra cercana al material óseo y un 10-15% en el resto).

La Figura 200 muestra un corte sagital a -0,05 cm del *isocentro*, es decir, a 99,05 cm de la fuente, donde el haz ya ha penetrado varios centímetros en el paciente, y la gráfica de perfil de dosis relativa correspondiente a la línea que se ve marcada en el corte.

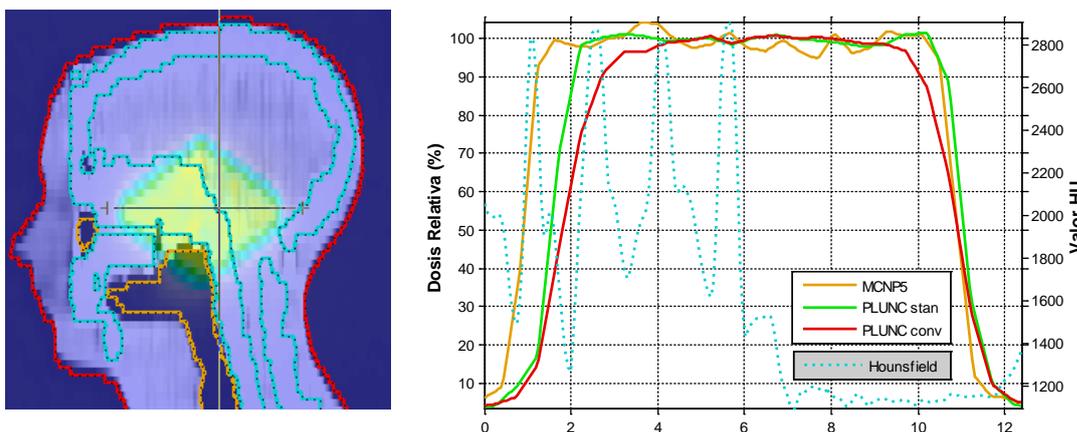


Figura 200. Corte sagital a -0,05 cm del isocentro en y. Comparativa de algoritmos en corte sagital.

Se puede apreciar en la Figura 200 que las diferencias entre los tres algoritmos apenas son significativas en la mayor parte de la gráfica, al haber alcanzado el haz el *isocentro* del paciente y por tanto el 100% de la dosis. No así ocurre en la zona de penumbra del lado izquierdo de la gráfica, en el que se puede apreciar valores de número de Hounsfield cercanos a 2800, es decir, material óseo denso; en esta zona las diferencias son acusadas y

alcanzan valores de hasta un 20% en el caso del algoritmo *estándar* y un 40% en el de convolución. Las diferencias en el resto de la gráfica rara vez se aproximan al 5% con el algoritmo *estándar* y al 10% con el de convolución.

Se concluye, por tanto, que las zonas de penumbra producen diferencias mayores en las predicciones de dosis relativa por los tres algoritmos si éstas se encuentran en una zona con densidades electrónicas altas.

7.2 Resultados para MCNPX

A continuación se muestran los resultados de dosis con el código MCNPX integrado en la interfaz MCTPS-UPV, y se comparan con los resultados de los otros dos algoritmos que PLUNC posee por defecto, de igual manera que se ha hecho con MCNP5. En este caso, las gráficas se disponen a modo únicamente ilustrativo, puesto que el estudio comparativo de MCNP5 y MCNPX ya se llevó a cabo en el apartado 6.4.2. Se muestran, por tanto, únicamente las gráficas para los campos de 5 cm x 5 cm y 10 cm x 10 cm, en el caso del haz cuadrado, y el campo romboidal, más representativo del haz conformado.

7.2.1 Resultados para un Haz Cuadrado

Se disponen los resultados dosimétricos de la irradiación del maniquí RANDO con tamaños de campo de 5 cm x 5 cm y de 10 cm x 10 cm.

7.2.1.1 Haz de 5 cm x 5 cm

Como se ha explicado en apartados anteriores, este haz de 5 cm x 5 cm, se proyecta de manera que el 100% de la dosis prescrita incida sobre el punto denominado *isocentro*, situado a una Distancia Fuente-Superficie (SSD) de 100 cm. En el presente trabajo se ha situado el isocentro en el centro de masas de la cabeza del maniquí respecto de los ejes x e y , y más o menos en el centro de la cabeza respecto del eje z ([23.98, 23.12, 13.25] en coordenadas de PLUNC).

Las siguientes gráficas muestran los tres cortes (transversal, coronal y sagital) únicamente para el caso del cálculo con el algoritmo de MCNPX, puesto que las gráficas de distribuciones calculadas con los otros dos algoritmos ya se presentaron en el apartado 7.1. En ellas se pueden apreciar las líneas de isodosis que corresponden en color a los porcentajes de dosis relativa indicados en la parte superior izquierda (140%, 120%, 100%, 98%, 95%, 90%, 70%, 50%, 30% y 10%).

La Figura 201 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal y calculadas con el algoritmo de MCNPX.

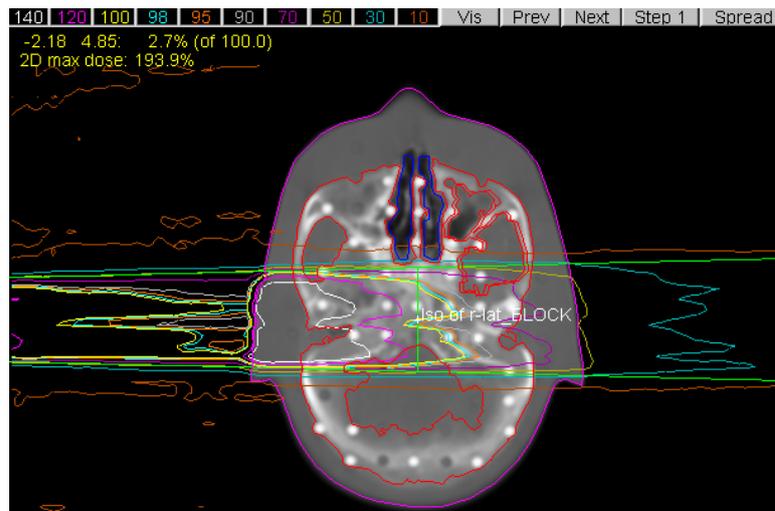


Figura 201. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.

Las diferencias de los resultados calculados con MCNPX respecto a los dos algoritmos de PLUNC son ligeramente superiores a las que ostenta la versión MCNP5. Se observa que la dosis máxima en el plano del isocentro calculada con MCNPX es de 193,9%. Existe una diferencia de un 48% entre MCNPX y el *algoritmo* Batho, y una diferencia de un 68% entre MCNPX y el de convolución.

Partiendo de las suposiciones detalladas en el apartado 7.1, se podría decir que el algoritmo de convolución es el que peores resultados reporta.

La Figura 202 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal y calculadas con el algoritmo de MCNPX.

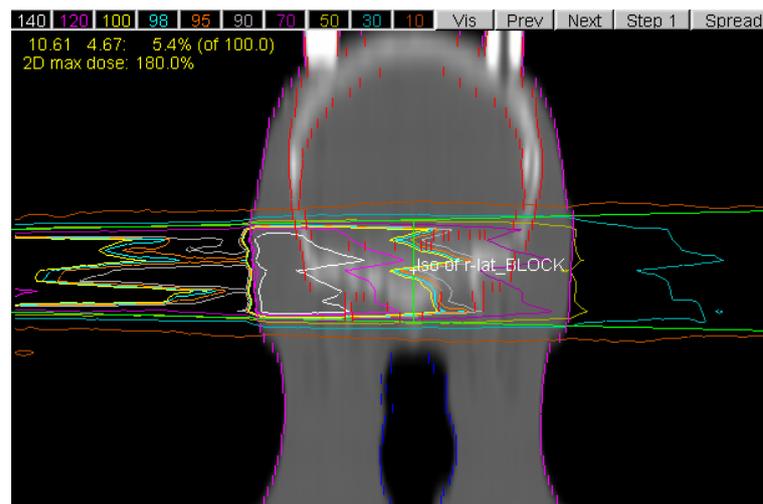


Figura 202. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.

Se puede observar que la dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNPX es de 180%. Por tanto hay una diferencia de un 35% entre MCNPX y el algoritmo Batho, y

una diferencia de un 55% entre MCNPX y el de convolución. Nótese que las bandas blancas que se observan sobre la cabeza del paciente representan los enganches de sujeción de la cabeza del maniquí.

La Figura 203 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital y calculadas con el algoritmo de MCNPX.

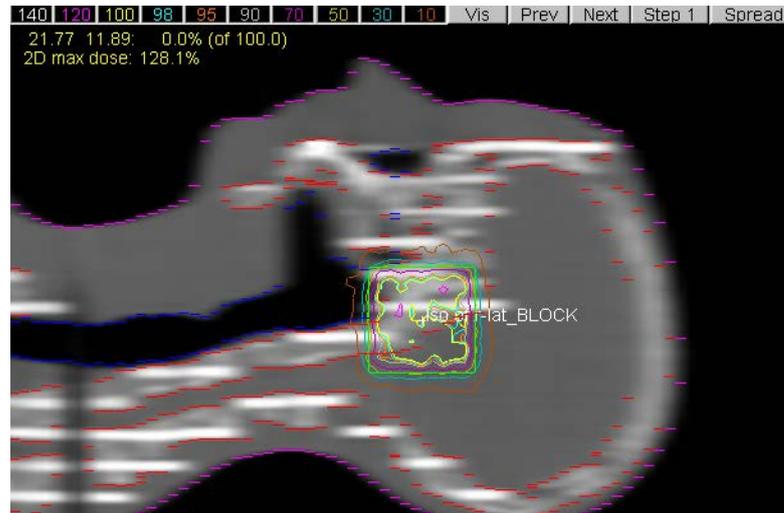


Figura 203. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 5 cm x 5 cm.

La dosis máxima en el plano sagital calculada con MCNPX es de 128,1%. En este caso las diferencias son menores: de un 26% entre MCNPX y el *algoritmo* Clarkson corregido, y una diferencia de un 28% entre MCNPX y el de convolución.

A continuación se muestra la gráfica de dosis relativa en profundidad para los tres algoritmos. La línea trazada es, al igual que con MCNPX, la que atraviesa el *isocentro* del maniquí RANDO y que resulta paralela al eje *x*. La Figura 200 muestra la comparativa de las dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la línea de profundidad, en la que muestra también los valores de los números de Hounsfield referentes a las densidades electrónicas relativas por las que atraviesa dicha línea. Debajo de la gráfica de dosis relativas se muestra una gráfica con las diferencias de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNPX, en la misma línea de profundidad.

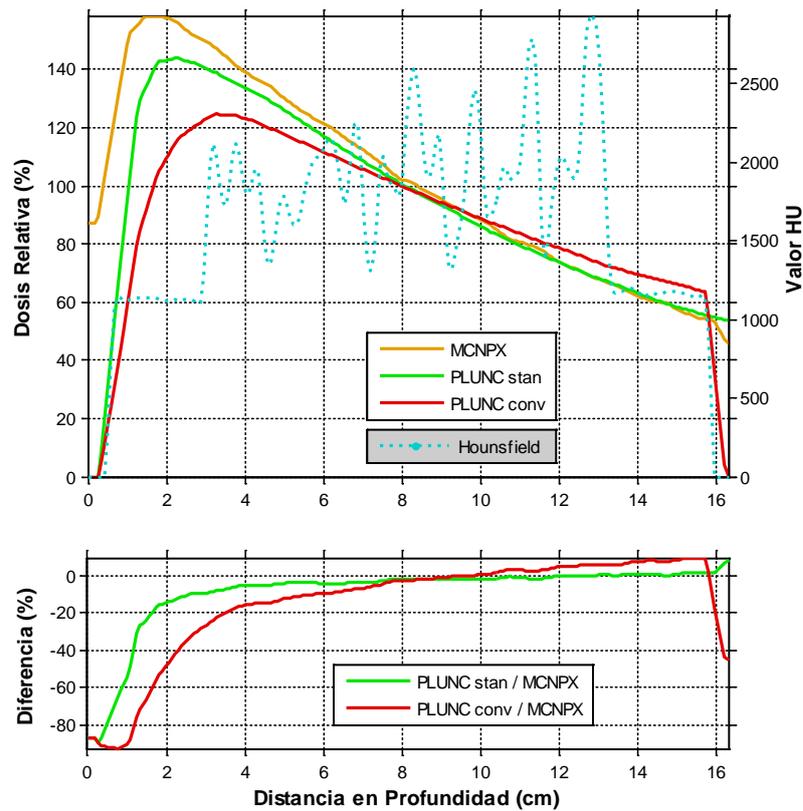


Figura 204. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo *estándar* y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 5 cm x 5 cm.

La Figura 204 permite advertir una diferencia notable entre los cálculos llevados a cabo con MCNPX y con los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los dos centímetros que siguen a la superficie inicial de la piel, y va atenuándose hasta que la curva alcanza el *isocentro*. Esta diferencia asciende hasta un 20% en el caso del algoritmo de Clarkson con corrección de inhomogeneidades de Batho, y a un 60% en el caso del algoritmo de convolución. Dichas diferencias se deben, tal y como se ha comentado para el caso de MCNP5, al efecto *skin-sparing* ocurrido en la interfaz aire-piel, y a la falta de equilibrio electrónico desde esta interfaz hasta que el haz penetra unos 2 cm en el paciente. Existe, pues, una infraestimación de la dosis en las regiones afectadas por dichas interfaces o en cualquier región en que no se dé el EPC.

La estimación de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se ajusta relativamente bien a la producida por el algoritmo de MCNPX en casi toda la curva comenzando con diferencias de entorno al 5% y ajustándose a diferencias menores del 2% conforme avanza el haz en el maniquí. Tal y como se observó en la comparación del apartado 6.4.2, MCNPX no contempla las variaciones de material de forma tan acusada como MCNP5.

En la Figura 205 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

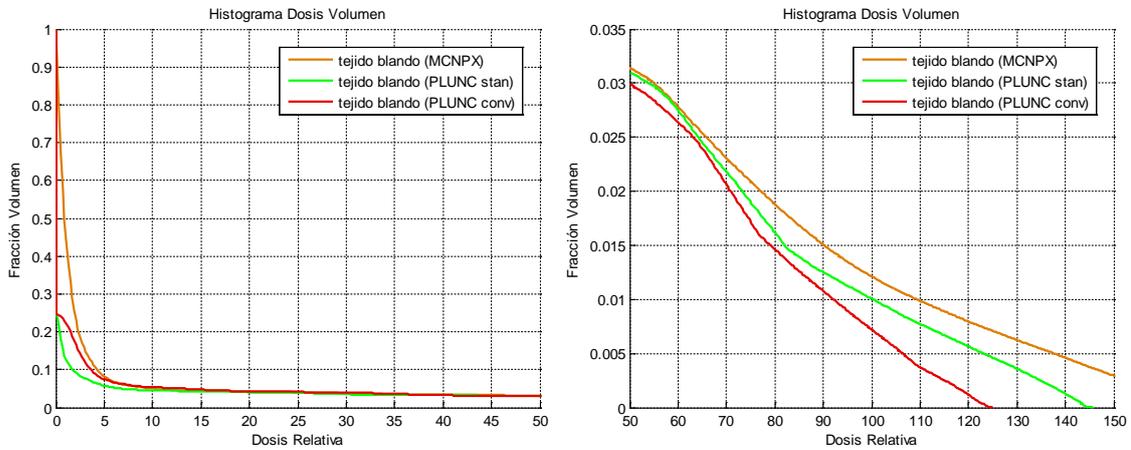


Figura 205. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNPX es ligeramente superior al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 0,25%), mientras que la diferencia de MCNPX con el algoritmo de convolución es de un 0,6% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 124%, PLUNC *estándar* de 143% y MCNPX de 190%).

Se ve de nuevo que el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNPX en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 206 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

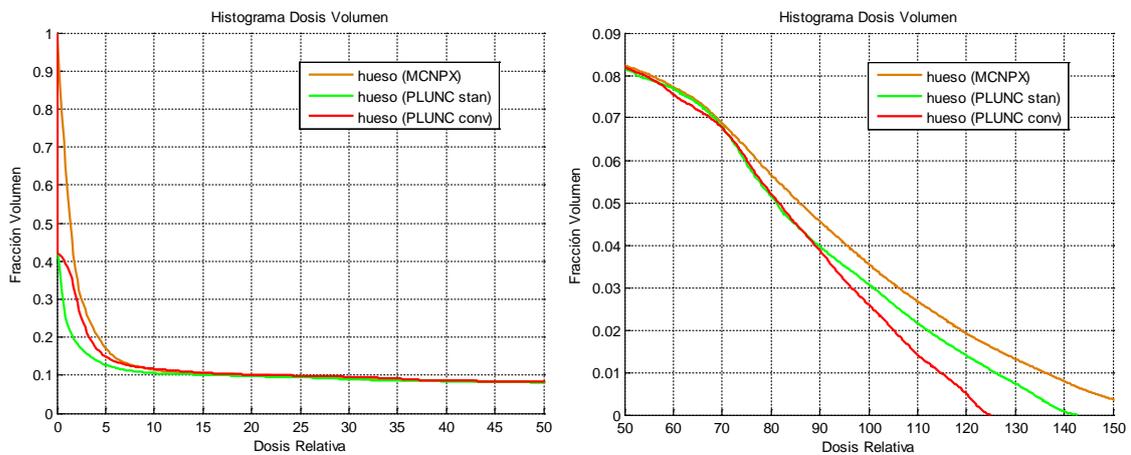


Figura 206. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC infraestima la dosis en un 0,5% respecto del resultado de MCNPX, mientras que el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 1%. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en hasta un 15% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta mejor). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta con un error del 0,25% a MCNPX y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 0,7% del volumen.

La Figura 207 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

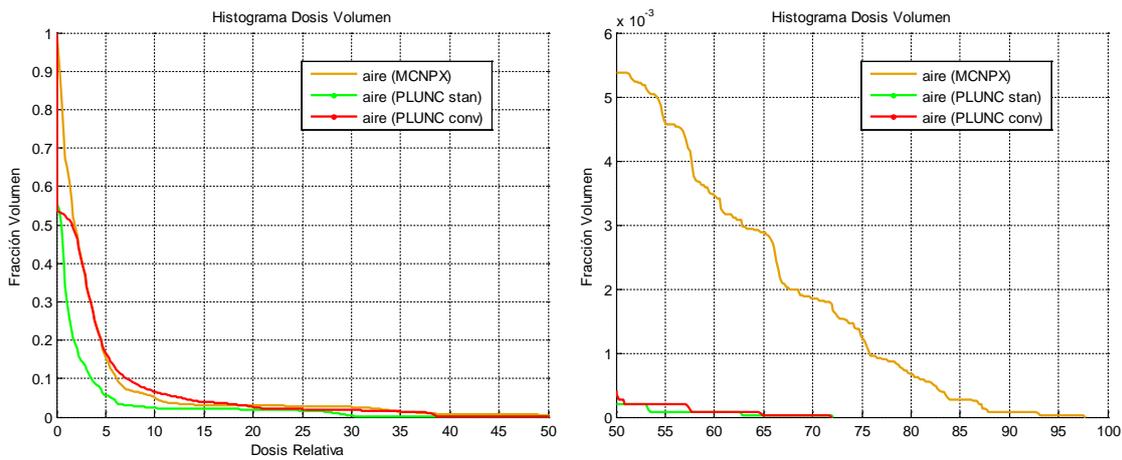


Figura 207. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 5 cm x 5 cm.

El HDV de aire muestra que, para un haz de 6 MeV y un campo de 5 cm x 5 cm, las diferencias entre los tres algoritmos resultan más significativas.

7.2.1.2 Haz de 10 cm x 10 cm

La Figura 208 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal y calculadas con MCNPX.

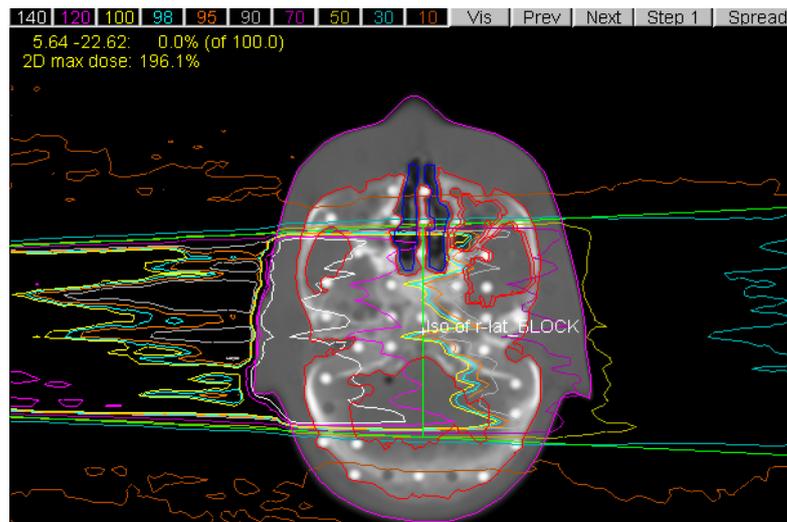


Figura 208. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.

Las diferencias de MCNPX con los dos algoritmos de PLUNC son ligeramente superiores a las que ostenta la versión MCNP5. Se observa que la dosis máxima en el plano del isocentro calculada con MCNPX es de 196,1%. Existe una diferencia de un 48% entre MCNPX y el *algoritmo* Batho, y una diferencia de un 68% entre MCNPX y el de convolución.

La Figura 209 exhibe la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal y calculadas con el algoritmo de MCNPX.

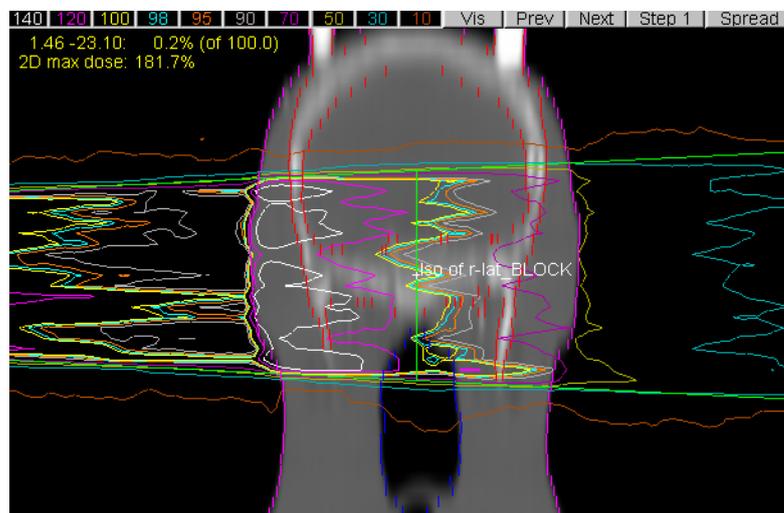


Figura 209. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNPX es de 181,7%. Por tanto hay una diferencia de un 36,7% entre MCNPX y el algoritmo Batho, y una diferencia de un 56,7% entre MCNPX y el de convolución.

La Figura 210 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital y calculadas con el algoritmo de MCNPX.

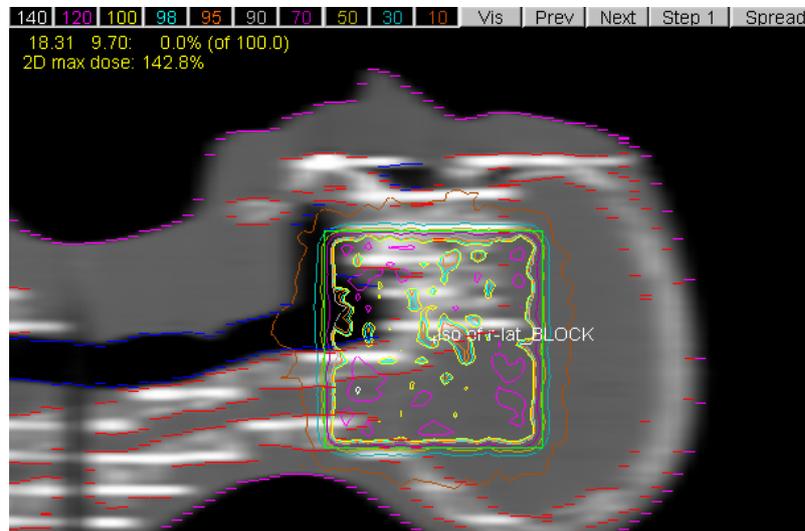


Figura 210. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz de 10 cm x 10 cm.

La dosis máxima en el plano sagital calculada con MCNPX es de 142,8%. En este caso las diferencias son menores: de un 40,7% entre MCNPX y el algoritmo Clarkson corregido, y una diferencia de un 42,7% entre MCNPX y el de convolución.

La Figura 211 muestra la comparativa de las dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, en la línea de profundidad, en la que muestra también los valores de los números de Hounsfield referentes a las densidades electrónicas relativas por las que atraviesa dicha línea. Debajo de la gráfica de dosis relativas se muestra una gráfica con las diferencias de dosis relativas calculadas con cada algoritmo de PLUNC respecto del algoritmo de MCNPX, en la misma línea de profundidad.

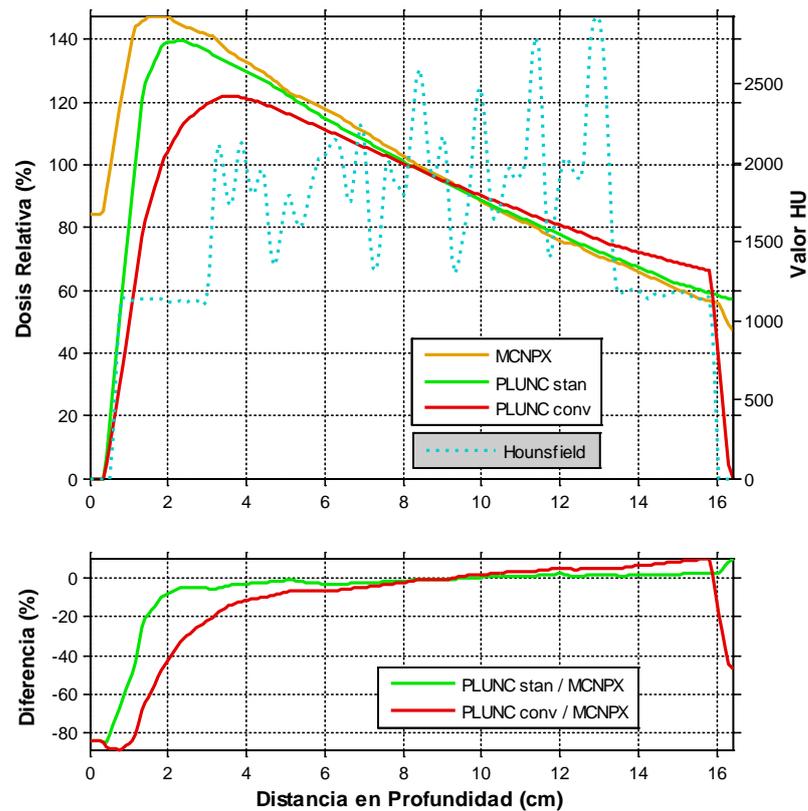


Figura 211. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x . Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo *estándar* y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 211 muestra una notable diferencia entre los cálculos llevados a cabo con MCNPX y con los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los dos centímetros que siguen a la superficie inicial de la piel, y va atenuándose hasta que la curva alcanza el *isocentro*. Esta diferencia asciende a un 10-15% en el caso del algoritmo de Clarkson con corrección de inhomogeneidades de Batho, y a un 40% en el caso del algoritmo de convolución.

La estimación de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se ajusta relativamente bien a la producida por el algoritmo de MCNPX en casi toda la curva comenzando con diferencias de entorno al 5% y ajustándose a diferencias menores del 2% conforme avanza el haz en el maniquí. Tal y como se observó en la comparación del apartado 6.4.2, MCNPX no contempla las variaciones de material de forma tan acusada como MCNP5.

En la Figura 212 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

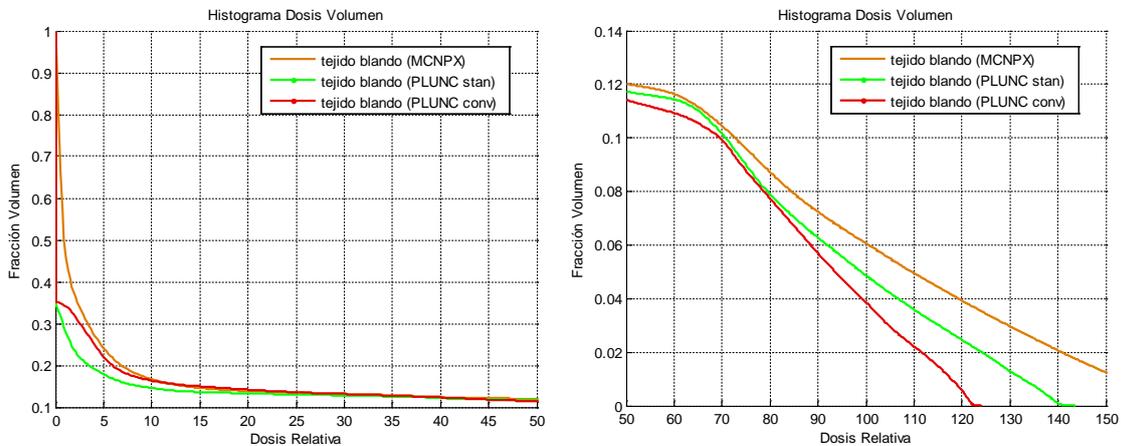


Figura 212. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

En una dosis del 100%, el cálculo con MCNPX es ligeramente superior al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 1%), mientras que la diferencia de MCNPX con el algoritmo de convolución es de un 2,5% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis y del 100% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 122%, PLUNC *estándar* de 140% y MCNPX de 190%).

El algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNPX en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 213 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso o tejido óseo*.

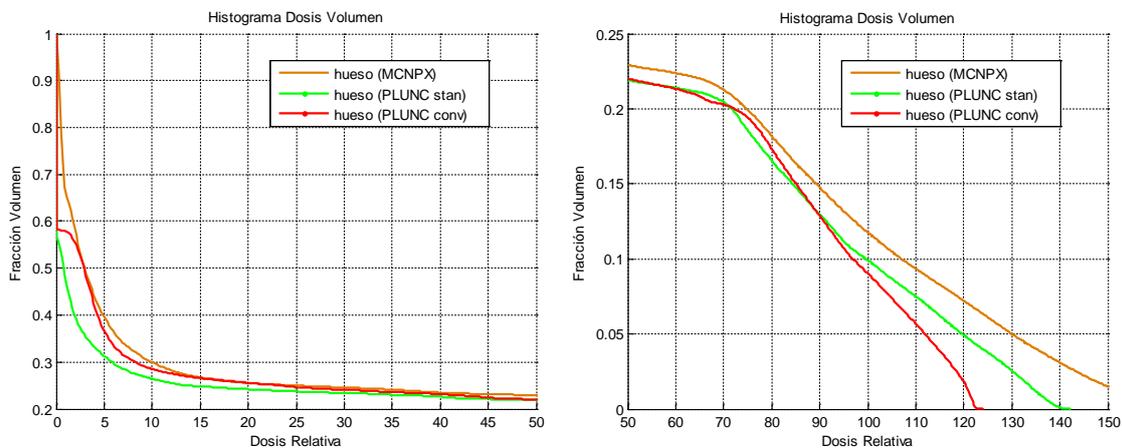


Figura 213. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC infraestima la dosis en un 2% respecto del resultado de MCNPX y el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 2,5%. Las diferencias más acusadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNP5 en un 10% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta bastante bien).

La Figura 214 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

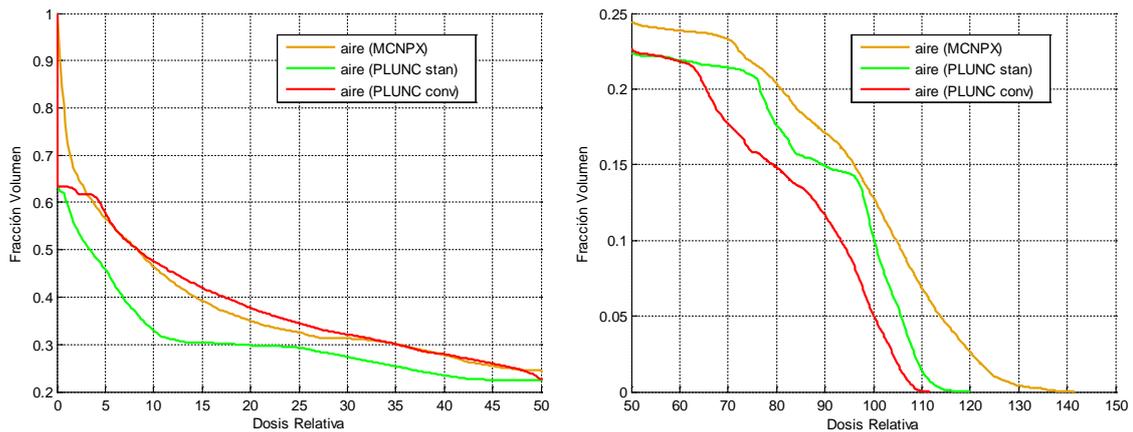


Figura 214. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

El HDV de aire muestra que, para un haz de 6 MeV y un campo de 10 cm x 10 cm, las diferencias entre los tres algoritmos resultan apreciables.

7.2.1.2.1 Influencia de las Cavidades de Aire

A continuación se ofrece, tal y como se ha hecho con MCNP5, una curva de dosis en profundidad cuya línea de profundidad pasa por la cavidad traqueal (a 9,75 cm en el eje z , según las coordenadas de PLUNC) paralela a x , tal y como muestra el corte transversal del maniquí visualizado mediante CERR, en la Figura 215:

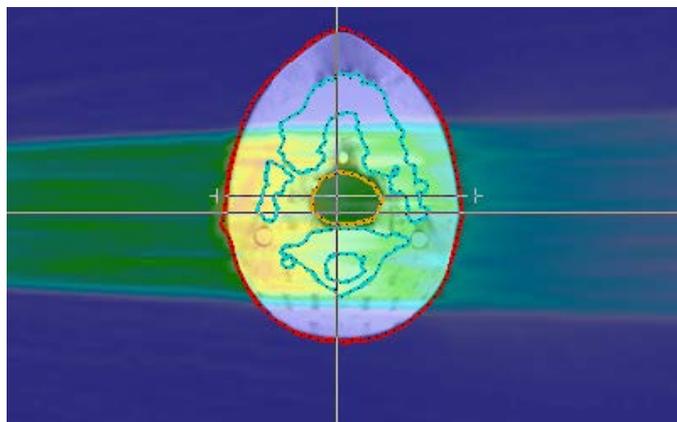


Figura 215. Esquema de línea de dosis en profundidad que pasa por la cavidad traqueal en un corte transversal visualizado mediante CERR. Haz de 10 cm x 10 cm.

La Figura 216 muestra la gráfica de dosis en profundidad correspondiente a la línea esquematizada en la Figura 198. En este caso se ha dispuesto como continua la curva que muestra las variaciones en los números de Hounsfield, con objeto de que se aprecie mejor la aparición de la cavidad de aire y la interfaz órgano-aire.

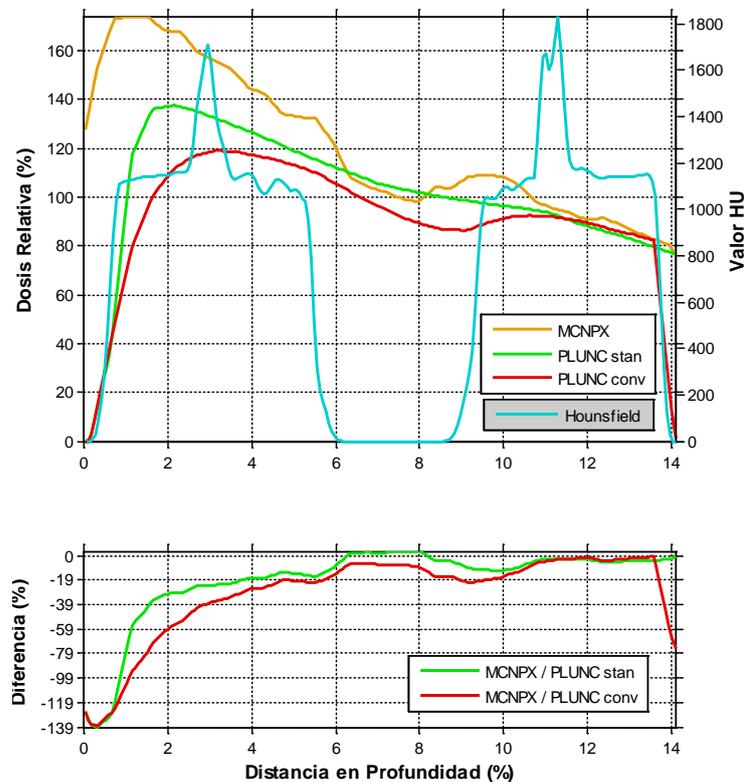


Figura 216. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por la cavidad traqueal, paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo estándar y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz de 10 cm x 10 cm.

Siguiendo la línea de lo comentado en el caso análogo simulado con MCNP5, en cuanto a la influencia de heterogeneidades en el cálculo de dosis con los distintos algoritmos de corrección de heterogeneidades, se observa de nuevo que las perturbaciones en las interfaces aire-órgano resultan intrincadas de calcular debido a la falta de equilibrio electrónico o EPC. En el caso del cálculo con MCNPX esto resulta más evidente: para un haz de fotones de 6 MeV y un campo de 10 cm x 10 cm, en una línea de profundidad que no es central al haz, el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho subestima la dosis en alrededor de un 15% en la interfaz de la cavidad respecto del cálculo con MCNPX, y, sin embargo, en su interior sobrestima dosis en apenas un 5%. El algoritmo de convolución, por otro lado, tiene en cuenta la variación de densidad en la cavidad de aire de forma más acusada que el estándar, pero su estimación de la dosis es inferior a la de MCNPX en todo momento, con un 20% de diferencia en las proximidades de la interfaz y un 10% en el interior de la cavidad.

7.2.2 Resultados para un Haz Romboidal

A continuación se muestra, para un haz de 6 MeV y un campo conformado con forma romboidal, con diagonales de 5 cm, los tres cortes (transversal, coronal y sagital) con las distribuciones de dosis calculadas con cada uno de los tres métodos de cálculo estudiados.

La Figura 217 presenta la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano trasversal calculada con MCNPX.

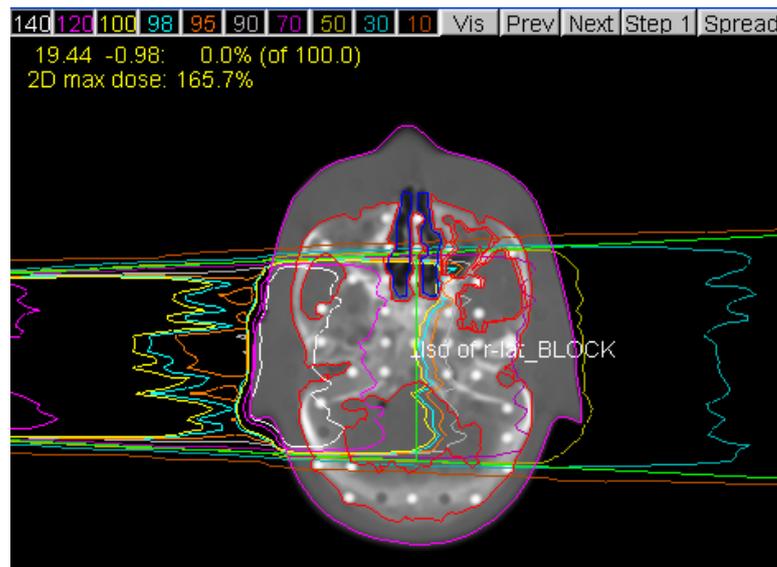


Figura 217. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte transversal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.

La dosis máxima calculada con MCNPX asciende a 165,7%. La diferencia es de un 22% entre MCNPX y el algoritmo *estándar*, y de un 41,9% entre MCNPX y el de convolución. El algoritmo de convolución se ajusta peor a los resultados de MCNPX que el *estándar*.

La Figura 218 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano coronal calculada con MCNPX.

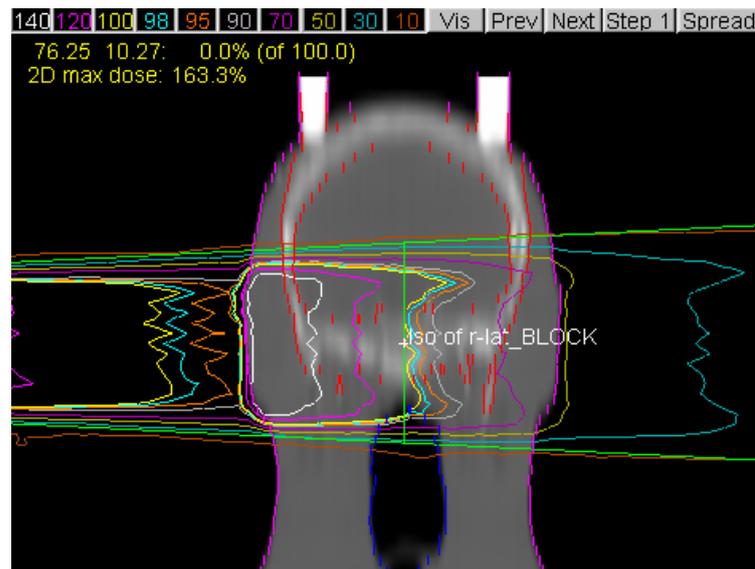


Figura 218. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte coronal en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.

De las figuras anteriores se extrae que la dosis máxima en el plano coronal calculada con MCNPX es de 163,3%. Hay una diferencia en las dosis máximas de un 20,5% entre MCNPX y el algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 39,7% entre MCNPX y el de convolución.

La Figura 219 muestra la distribución de dosis mediante líneas de isodosis en un plano sagital calculada con MCNPX.

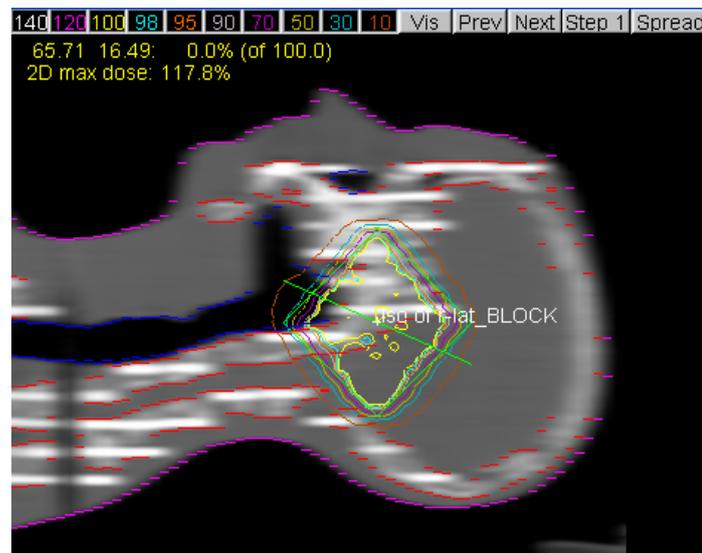


Figura 219. Visualización mediante PLUNC de isodosis en un corte sagital en isocentro. Cálculo de dosis con MCNPX. Haz romboidal.

La dosis máxima en el plano sagital mostrado, calculada con MCNPX es de 117,8%. Las diferencias resultan un 14,2% entre MCNPX y el *algoritmo* Clarkson corregido, y de un 16% entre MCNPX y el de convolución.

La Figura 220 muestra la gráfica de la comparativa de dosis relativas calculadas por los tres algoritmos, producida mediante CERR, en la línea de profundidad donde se muestra también los valores de los números Hounsfield.

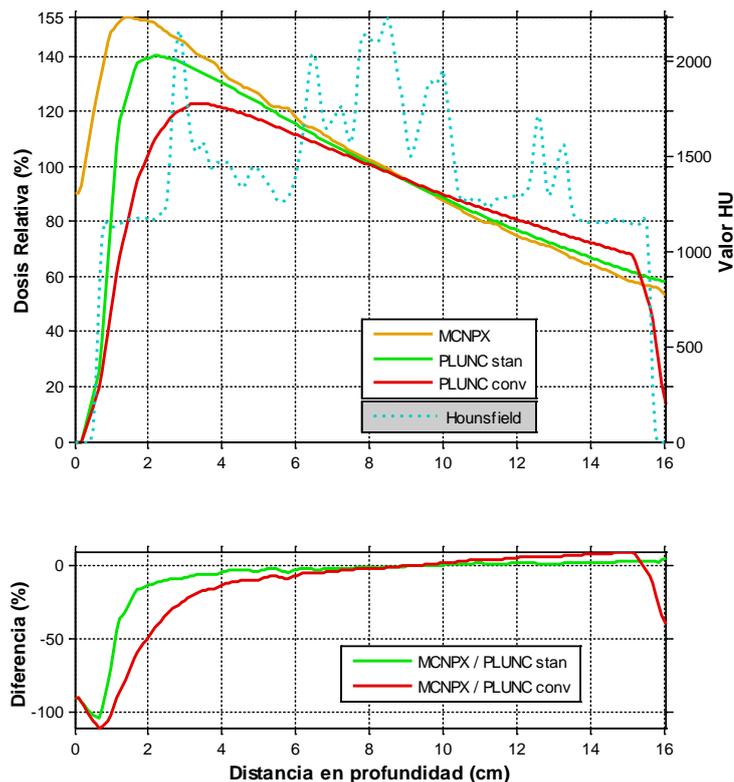


Figura 220. Comparación con CERR de dosis relativa en profundidad de una línea que pasa por el isocentro paralela a x. Diferencias de dosis entre MCNPX/PLUNC-algoritmo *estándar* y MCNPX/PLUNC-algoritmo de convolución. Haz romboidal.

La diferencia entre MCNPX y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los 2 centímetros que siguen son significativas. Para un haz romboidal con diagonal de 5 cm, esta diferencia es de un 15% en el caso del algoritmo de Clarkson corregido con Batho, y de un 35-45% en el caso del algoritmo de convolución.

La estimación de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se ajusta relativamente bien a la producida por el algoritmo de MCNPX en casi toda la curva comenzando, tras los dos centímetros posteriores a la incidencia del haz con el paciente, con diferencias de entorno al 5% y ajustándose a diferencias menores del 2% conforme avanza el haz en el maniquí. MCNPX no contempla las variaciones de material de forma tan acusada como MCNP5.

En la Figura 221 encontramos el HDV del material *tejido blando*.

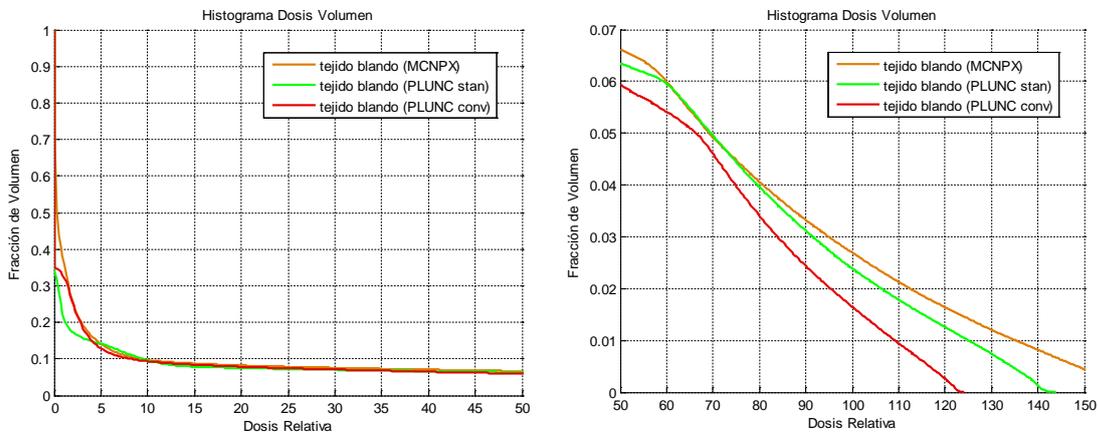


Figura 221. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en tejido blando mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con MCNPX es ligeramente superior al cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC (en torno a un 0,3%), mientras que la diferencia de MCNPX con el algoritmo de convolución es de un 1% del volumen. Las diferencias más pronunciadas se encuentran entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* subestima la dosis respecto de MCNPX en un 12% del volumen, mientras que PLUNC *convolución* se ajusta mejor al cálculo con MCNPX) y del 70% de la dosis en adelante (PLUNC *convolución* prevee una dosis máxima de 123%, PLUNC *estándar* de 142% y MCNPX de 165%).

El algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta mejor, en cuanto a fracción del volumen irradiado, al cálculo con MCNPX en dosis relativas más altas, mientras que el de convolución lo hace mejor a dosis relativas más bajas.

La Figura 222 presenta el HDV en el material del maniquí RANDO *hueso* o *tejido óseo*.

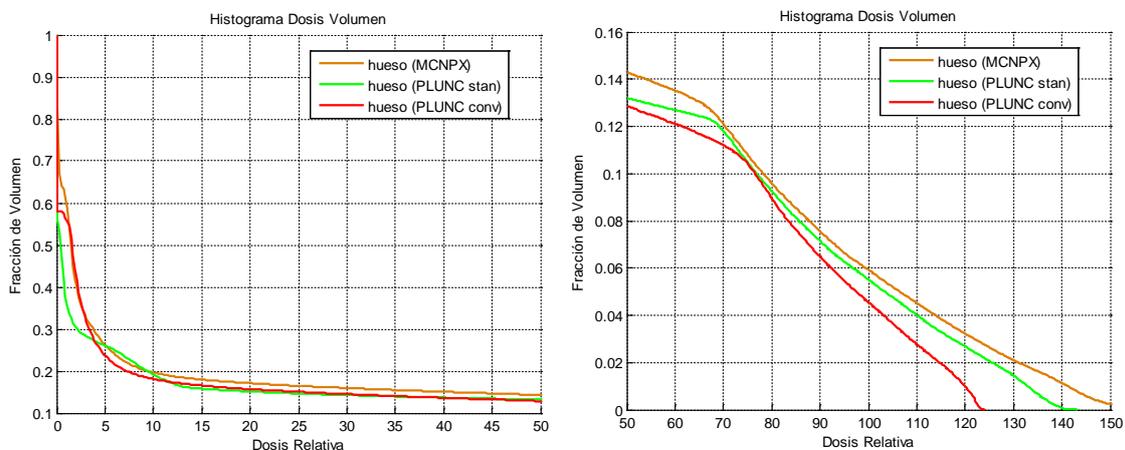


Figura 222. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en hueso mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta bastante bien al resultado de MCNPX, mientras que el algoritmo de convolución infraestima la dosis en un 2%. Las diferencias más acusadas se encuentran también entre el 0-5% de la dosis (donde PLUNC *estándar* infraestima la dosis respecto de MCNPX en hasta un 10% del volumen y PLUNC *convolución* se ajusta mejor). Del 100% de la dosis en adelante PLUNC *estándar* se ajusta con un error del 0,3% a MCNPX y PLUNC *convolución* subestima la dosis en hasta un 2% del volumen.

La Figura 223 presenta el HDV en el aire (sumando el existente tanto en el exterior como en el interior del maniquí).

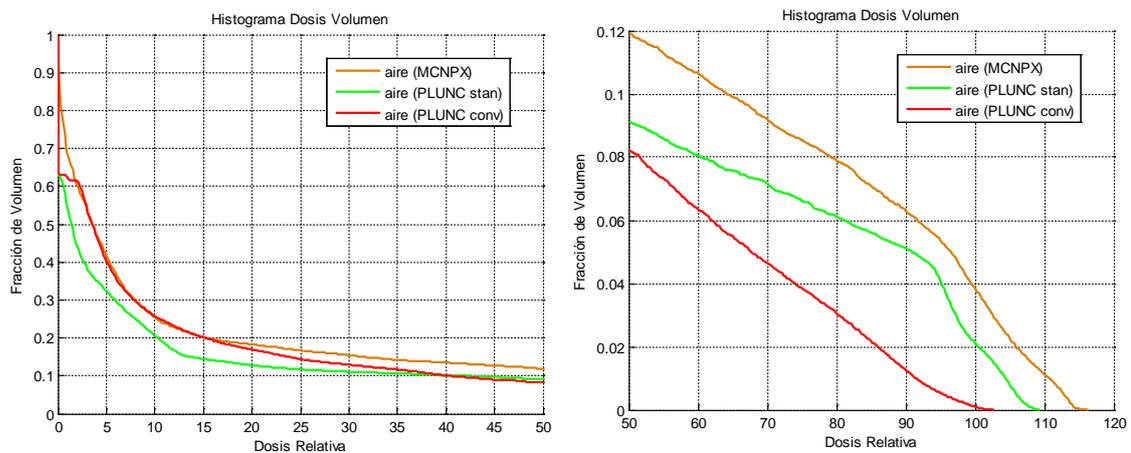


Figura 223. Histogramas Dosis Volumen (HDV) en aire mediante CERR. Haz romboidal.

Para una dosis del 100%, el cálculo con el algoritmo *estándar* de PLUNC se ajusta con un 2% de error, mientras que el algoritmo de convolución la subestima en un 4%. Entre el 0-15% de la dosis relativa el algoritmo PLUNC *estándar* subestima la dosis en un 10% del volumen y el algoritmo de convolución de PLUNC se ajusta bastante bien.

Capítulo 8

8. Conclusiones

8.1 Discusión de los Resultados

En última instancia se presenta una serie de conclusiones a los resultados de esta tesis, cuyos objetivos no eran otros que la consecución de un software de planificación de tratamientos que actuara de puente entre PLUNC y MCNP, la formulación de un método de voxelización adecuado para facilitar dicho puente, el estudio de optimización de la simulación MCNP para minimizar los tiempos de computación (principal lastre en la implementación clínica de MC en los Sistemas de Planificación de Tratamientos de Radioterapia) y el estudio de las ventajas de los algoritmos MC frente a los convencionales empleados en sistemas de planificación tales como los utilizados por PLUNC, especialmente en el cálculo de dosis en medios heterogéneos, tales como un maniquí físico simulador de un paciente real. Dichos objetivos se han visto satisfechos. He aquí, a continuación, las conclusiones extraídas.

8.1.1 *Voxelización del maniquí RANDO.*

Tras comparar los tres métodos de descripción de geometría en MCNP, se concluye que el método de voxelización ofrece resultados más similares a los del modelo analítico, considerado como referencia en el caso de una geometría simple. El modelo voxelizado sigue sin resultar eficiente en términos de tiempo de computación, al compararse con la solución analítica. No obstante, la descripción del modelo voxelizado ofrece un alto nivel de precisión, que el modelo analítico sería incapaz de proporcionar en geometrías más complejas como las de la anatomía humana.

Sumado a esto, el método de descripción geométrica en MCNP5 de voxelización mediante *lattice* produce simulaciones unas 6 veces más veloces, que requieren unas 11 veces menos memoria que el método de voxelización mediante planos intersectados. Además, no requiere una modificación del código con objeto de aumentar el límite de celdas impuesto originalmente. Por consiguiente, la voxelización mediante *lattice* ofrece una metodología muy eficiente de descripción geométrica del paciente en simulaciones MC integradas en planificación de tratamientos.

8.1.2 *Optimización de Parámetros y Reducción de Varianza en MCNP.*

En cuanto a la comparación de las distintas versiones de MCNP, se puede apreciar una ventaja significativa en el tiempo requerido por la versión MCNP5 1.40 respecto del requerido por la versión MCNPX (MCNP5 1.60 adolece de un error en el código fuente, por el cual no lee, en la segunda ejecución, los electrones almacenados en la superficie de espacio de fase, y MCNP6 se encuentra aún en su etapa *beta*, por lo que ambas versiones quedan descartadas). El hecho de que MCNPX permita el cálculo de la dosis empleando los

factores de conversión flujo a dosis para fotones de forma interna podría significar un tiempo de cómputo notablemente menor si permitiera también realizar el cálculo interno para electrones. Sin embargo, hasta que los futuros desarrollos de la versión MCNPX del código no permitan esta opción, su desventaja en tiempo de cálculo (1,54 veces mayor) no compensa la diferencia en dispersión estadística (1-2% menor).

En lo referente al tamaño de vóxel, ocurre que, para MCNP5 1.40, el caso de vóxeles de 4 mm x 4 mm x 5 mm ofrece una resolución espacial muy buena y sus resultados de dosis relativa apenas difieren de los de un tamaño de 8 mm x 8 mm x 8 mm, el cual cumple la exigencia estadística para electrones, cuya dispersión se recomienda inferior al 10%, y se aproxima mucho a la de fotones, la cual está en torno a un 5% (Ma, 2010). La diferencia en tiempos de computación entre el modelo de 2 mm x 2 mm x 2 mm y el de 4 mm x 4 mm x 5 mm no resulta importante: el primero requiere 92,42 minutos de tiempo real para concluir la simulación, mientras que el segundo requiere 87,59 minutos. No obstante, el uso de un modelo de vóxeles de 2mm x 2mm x 5mm resultaría, hasta que la tecnología informática lo permita, inviable en términos de aplicación clínica del planificador PLUNC/MCTPS-UPV, debido al tiempo de cálculo requerido para conseguir un error estadístico aceptable. Se adopta, por tanto el modelo de 4 mm x 4 mm x 5 mm.

En cuanto a la reducción de varianza, tres han sido las líneas abordadas: el *cutoff* energético, el *desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa* y los *factores de ventana de pesado*.

Seguendo las recomendaciones de Miró *et al.* (2006), se ha aumentado el *cutoff* energético de 0,01 MeV a 0,1 MeV y observado sus efectos en la dosis y en la dispersión obtenida: tras la simulación con el modelo de vóxeles de 4 cm x 4 cm x 5 cm, se ha obtenido un tiempo de cálculo 2,73 veces menor, sin apreciar diferencias en la dosis depositada ni en la dispersión para fotones o electrones.

Según el estudio de *desdoblamiento según la geometría con ruleta rusa*, el aumento de las importancias a valores superiores a 1 en los vóxeles del interior del maniquí, dentro de las limitaciones que el modelo de voxelización con *lattice* posee, no mejora en absoluto la dispersión estadística. Antes bien, propicia un tiempo computacional notablemente mayor.

El análisis de *factores de ventana de pesado* indica que una simulación con factores de pesado basados en el error relativo y calculados con un número de partículas inicial igual a las registradas en la superficie de espacio de fase proporciona una velocidad de cálculo unas 3,3 veces mayor respecto de la simulación sin factores de pesado. Así, considerando que las diferencias de dispersión estadística en el interior del maniquí tanto para fotones como para electrones no resultan notables, se considera que su aplicación proporciona una reducción de varianza efectiva.

Se puede concluir este estudio afirmando que el empleo de un *cutoff* de 0,1 MeV, una importancia de 1 y una matriz de ventanas de pesado basada en los errores relativos de una simulación inicial con $2 \cdot 10^9$ partículas, reduce sensiblemente el tiempo de computación en la simulación de la irradiación de un maniquí voxelizado de 4 mm x 4 mm x 5 mm, mediante un acelerador lineal de 6 MeV. En última instancia se ha llevado a cabo, siguiendo el procedimiento de optimización de parámetros y reducción de varianza presentado, una simulación excepcional con 64 microprocesadores, obteniendo un tiempo de computación real de 18,5 minutos. Tal resultado se aproxima suficientemente a los requerimientos clínicos para una implementación realista de MC en RTPSs, y por tanto permite considerar la posibilidad de aplicación de MCTPS-UPV en hospitales clínicos.

8.1.3 Comparación de Algoritmos en MCTPS-UPV y Heterogeneidades.

Las principales fallas del algoritmo de Clarkson con corrección de heterogeneidades de Batho, además de su naturaleza determinista, son, por un lado, que no tiene en cuenta las secciones eficaces de las distintas regiones, y, por otro, que el transporte se calcula de forma unidimensional, frente al cálculo tridimensional que efectúa Monte Carlo. El algoritmo de convolución, por otro lado, aplica la transformada de Fourier a la dosis calculada previamente mediante el algoritmo Clarkson corregido, pasándola de esta manera al dominio de la frecuencia, y posteriormente emplea las funciones de pesado *kernel* calculadas mediante distribuciones tridimensionales de dosis para distintas geometrías computadas con el código Monte Carlo.

Al comparar los tres métodos de cálculo, el algoritmo MCNP5 produce resultados de deposición dosis en los que las heterogeneidades influyen de forma mucho más acusada que los dos algoritmos de PLUNC. La aparición de material óseo provoca una deposición mayor, y da lugar a líneas de isodosis que perfilan la orografía ósea. Pese a que los cálculos con MCNP5 aún no están validados experimentalmente para la simulación de la irradiación del maniquí RANDO, sí lo están para la simulación en una cuba de agua con heterogeneidades (Juste, 2011), lo que nos permite partir de la suposición de que éstos se aproximan a los valores empíricos con un error menor del 5%.

Las curvas de dosis relativa en profundidad muestran que la diferencia en los cálculos de MCNP5 y los algoritmos de PLUNC en la región en que el haz incide en el paciente por vez primera y en los dos centímetros que siguen a la superficie de la piel se sitúa en torno a un 20% en el caso del algoritmo de Clarkson con corrección de inhomogeneidades de Batho, y a un 40% en el caso del algoritmo de convolución. Dichas diferencias se deben, principalmente, al efecto *skin-sparing* ocurrido en la interfaz aire-piel, y a la falta de equilibrio electrónico producido alrededor de esta interfaz en un radio de unos 2 centímetros. La complejidad de las perturbaciones de la radiación producidas en las interfaces aire-órgano resultan intrincadas de simular, además de que los algoritmos de corrección de inhomogeneidades están modelados bajo el supuesto de equilibrio electrónico. Esta deficiencia produce una infraestimación de la dosis por parte de los algoritmos de los planificadores convencionales en las regiones afectadas por dichas interfaces o en cualquier región en que se dé desequilibrio electrónico, cual es la de incidencia del haz en el paciente.

En las zonas en las que sí existe equilibrio electrónico, la estimación de dosis relativa del algoritmo de Clarkson corregido con Batho se ajusta relativamente bien a la producida por el algoritmo de MCNP5 (diferencias inferiores al 5%), a excepción de aquellas regiones en que se produce un cambio brusco de densidad, como en las zonas de variación de material tejido blando a tejido óseo. En tales regiones, el algoritmo *estándar* de PLUNC no muestra alteraciones en la dosis relativa depositada y las diferencias con MCNP5 oscilan entre un 5% y un 10%. Estas diferencias se deben a que el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho no tiene en cuenta el *build-down* y subsecuente *buildup* producido al pasar de un medio con bajo número atómico (tejido blando) a otro con alto número atómico (hueso) y de nuevo al de número atómico bajo, por la falta, en primer lugar, y luego recuperación de la fluencia electrónica. Tampoco el algoritmo de convolución tiene en cuenta estos efectos de variación del número atómico entre el tejido blando y el hueso, y las diferencias e su estimación de la dosis son mucho mayores respecto de la de MCNP5.

La interfaz aire-órgano que da pie al efecto *skin-sparing* para radiaciones fotónicas de altas energías resulta importante a nivel clínico y debe tenerse en cuenta no sólo en la región de incidencia del haz con la superficie de la piel del paciente, sino también en aquellas regiones que presentan cavidades de aire, cual es la zonal traqueal o pulmonar.

Según los resultados, en la periferia del haz, el algoritmo de corrección de inhomogeneidades de Batho sobrestima la dosis en alrededor de un 15% dentro de la cavidad traqueal respecto del cálculo con MCNP5. El algoritmo de convolución, proporciona una buena estimación de la variación de densidad en cuanto a la dosis en profundidad y apenas difiere de los cálculos con MCNP5. En una línea que abarca la cavidad traqueal en zonas centrales del campo de irradiación, el algoritmo de corrección de Batho proporciona una estimación dentro de la cavidad aproximada al cálculo con MCNP5, pero a partir de ésta la estimación de dosis se vuelve en torno a un 7% superior. El algoritmo de convolución, por otro lado, proporciona una sobrestimación de la dosis en profundidad en cuanto a la variación de densidad órgano-aire dentro y a partir de la cavidad de aire.

Se observa también que ninguno de los algoritmos de PLUNC contempla la deposición de dosis en aire previa a la superficie del paciente, mientras que MCNP5 contempla en torno a un 80% de dosis relativa hasta el momento de incidencia del haz con el paciente. Esto no resulta relevante *a priori* en el cálculo clínico, pero sí podría cobrar importancia en el caso de un cálculo de dosis fotoneutrónica en el entorno de un paciente irradiado con un haz de 15 ó 18 MeV.

8.2 Conclusiones Generales

Finalmente, se puede concluir que el Sistema de Planificación de Tratamientos de Radioterapia basado en Monte Carlo MCTPS-UPV resulta una excelente herramienta en el cálculo de dosis en pacientes, debido a su alta precisión en la detección y cálculo de deposición de dosis en heterogeneidades, a su metodología de reducción de tiempos de computación en la simulación Monte Carlo y a sus amplias posibilidades de adaptación a nuevas tecnologías y de implementación de los descubrimientos y nuevos desarrollos en el mundo de la radioterapia. El sistema PLUNC está pensado sólo con fines de investigación, y por ello sus creadores no se hacen responsables de su aplicación clínica. Sin embargo, y pensando en tiempos de computación del orden de unos pocos minutos, sí resultaría un elemento valioso de apoyo a los cálculos deterministas realizados en el día a día del radiofísico. Podría emplearse tanto como validación periódica de los cálculos llevados a cabo en los planificadores comerciales, pudiendo interconectar ambos, como emplearse para solucionar y asegurar cálculos en geometrías complejas con materiales de muy distintas densidades.

8.3 Líneas Futuras

Las posibles líneas futuras a que se aboca esta tesis pueden resumirse en los siguientes puntos:

- Llevar a cabo una nueva configuración del espacio de fase en MCNP5 de forma que éste se sitúe antes y después del colimador MLC con objeto de posibilitar la automatización de distintas posiciones de las láminas de conformado del haz en el software MCTPS-UPV.
- Posibilitar la automatización de la segmentación de las imágenes tomográficas del paciente de manera que ésta pase directamente la información de los materiales a la interfaz MCTPS-UPV.
- Realizar el mismo estudio de irradiación con un espectro de 15 MeV: para estas energías la contaminación neutrónica resulta significativa, por lo que se podría incluir en la simulación los procesos físicos correspondientes mediante la tarjeta PHYS y tener en cuenta en el cálculo de la dosis los

fotoneutrones generados por las interacciones con suelo, paredes y con el propio paciente.

- Elaborar un estudio más extensivo de las influencias de las heterogeneidades tales como grandes cavidades de aire o materiales de alta densidad, realizando una comparativa con distintos tamaños de campo y distintas formas del MLC, y estudiando las diferencias en diversas localizaciones dentro del haz.
- Facilitar la implementación del estudio de optimización en las futuras tecnologías, más avanzadas y accesibles, contemplando las posibilidades de su aplicación en los hospitales clínicos.

8.4 Publicaciones (Revistas y Congresos)

8.4.1 Publicaciones internacionales.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison of MCNP5 Dose Calculations inside the RANDO Phantom Irradiated with a MLC LinAc Photon Beam against Treatment Planning System PLUNC*. Progress in Nuclear Science and Technology. ISSN: 2185-4823. Vol. 2, pp. 232-236, 2011.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Implementation of Multileaf Collimator in a LINAC MCNP5 Simulation Coupled with the Radiation Treatment Planning System PLUNC*. Progress in Nuclear Science and Technology. ISSN: 2185-4823. Vol. 2, pp. 172-175, 2011.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *MCNP5 Electron and Photon Monte Carlo Calculations Coupled with Radiation Treatment Planning System PLUNC*. Nuclear technology. ISSN: 0029-5450. Vol. 175 n°1, pp. 53-57, 2011.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Monte Carlo model of the female RANDO phantom irradiation with an Elekta Precise linear accelerator*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. ISSN: 0168-9002. Vol. 619, pp. 230-233, 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *3D dose distribution calculation in a voxelized human phantom by means of Monte Carlo method*. Elsevier. Applied Radiation and Isotopes. ISSN: 0969-8043. Vol. 68, pp. 709-713, 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *MCNP5 simulation of the irradiation of a voxelized phantom with the photon beam generated in a Linear Accelerator with a multileaf collimator*. Applied Radiation and Isotopes. ISSN: 0969-8043. Vol. 68, pp. 4, 2010.

8.4.2 Publicaciones nacionales.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparación de dos métodos distintos para describir la geometría en MCNP5 de un maniquí antropomórfico voxelizado para Tratamientos de Radioterapia*. SENDA EDITORIAL, S.A. Nuclear España. Revista de la sociedad Nuclear Española. ISSN: 1137-2885. Vol. 1, pp. 405 - 405, 2008.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Modelación en Monte Carlo del maniquí RANDOM y su irradiación con el acelerador lineal Elekta Precise*. Senda Editorial, S.A. Nuclear España. Revista de la sociedad Nuclear Española. ISSN: 1137-2885. Vol. 1, pp. 403 - 403, 2009.

8.4.3 Comunicaciones internacionales.

Juste B., Miró R., Abella V., Verdú G., Díez S., Campayo J.M. *Rando phantom dose calculation from photoneutrons emitted in a multileaf linac by means of MCNPX simulation*. Third European Workshop on Monte Carlo Treatment Planning. Sevilla, España. 15-18 Mayo 2012.

Juste B., Miró R., Abella V., Verdú G., Díez S., Campayo J.M. *Delivered dose from photoneutrons in a head phantom during therapeutic radiation*. 13th International Congress of the International Radiation Protection Association (IRPA). Glasgow. 14-18 Mayo 2012

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Implementation of Multileaf Collimator in a LinAc MCNP5 Simulation coupled with the radiation treatment planning system PLUNC*. Ponencia. Mathematics and Computations and Supercomputing in Nuclear Applications. M&C + SNA 2010. CD Proceedings. ISBN: 978-15-84887-95-9. (pp. 31-35). Tokio, Japón. 17-21 Octubre 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison of MCNP5 Dose calculations inside the RANDO Phantom Irradiated with a LinAc 5x5 Photon Beam against Treatment Planning System*. Ponencia. Mathematics and Computations and Supercomputing in Nuclear Applications. M&C + SNA 2010. CD Proceedings. ISBN: 978-15-84887-95-9. (pp. 20-25). Tokio, Japón. 17-21 Octubre 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Simulation of the dose given by an Elekta Precise linear accelerator on anthropomorphic human phantoms*. Proceedings. I.S.B.N.: 978-92-95064-09-6. Ponencia. European Nuclear Conference 2010. Barcelona, España. 30 Mayo –3 Junio, 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *MCNP5 simulation of the irradiation of a voxelized phantom with the photon beam generated in a Linear Accelerator with a multileaf collimator*. Ponencia. CHERNE 2010, 6th Workshop on European Collaboration for Higher Education and Research in Nuclear Engineering & Radiological Protection. Proceedings (pp.11-20). Coimbra, Portugal. Junio 7-9, 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Electron and Photon Monte Carlo Calculations Coupled with Radiation Treatment Planning System PLUNC*. Radiation Protection and Shielding Division. Proceedings Ed: ANS (pp.30-35). 2010 Topical Meeting Las Vegas (USA). Abril 18-23, 2010.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison Between Mesh Tally and Lattice Tally in MCNPX for Proton Therapy Simulation*. Radiation Protection and Shielding Division. Proceedings Ed: ANS (pp.30-35). 2010 Topical Meeting Las Vegas (USA).

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Monte Carlo model of the female RANDO phantom irradiation with an Elekta Precise linear accelerator*. Ponencia. ISRP-11. 11th International Symposium on Radiation Physics. Libro de actas. Melbourne, Australia. Septiembre 20-25, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison of Two different Methods for describing the geometry of a Voxelized Anthropomorphic Phantom in Radiotherapy Treatment Plans*. Ponencia. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. 11th International Congress of the IUPESM. CD Proceedings. ISI web of Knowledge. Múnich, Alemania. Septiembre 7-12, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison between Voxelized, Volumized and Analytical Phantoms Applied to Radiotherapy Simulation with Monte Carlo*. Ponencia. EMBC 2009. 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. CD Proceedings. Minneapolis, USA. Septiembre 2-6, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *MCNP5 electron and photon MonteCarlo dose calculations coupled with Radiation Treatment Planning PLUNC software*. International Radiation Physics Society. 11th International Symposium on Radiation Physics (ISBN 9780849371653). pp: 98 – 99, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparison between voxelized, volumized and analytical phantoms applied to Radiotherapy simulation with Monte Carlo*. IEEE Press. 31th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. EMBC 2009 (ISBN 978-1-4244-3296-7). 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Computation of a voxelized antropomorphic phantom from CT slices and 3D dose distribution calculation with the MCNP5 code*. Ponencia. IRRMA-7th International Topical Meeting on Industrial Radiation and Radioisotope Measurement Application. ISBN 978-80-01-04077-5. Prague, Czech Republic. 22-27 June 2008.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *3D dose distribution calculation in a voxelized human phantom by means of Monte Carlo Method*. Ponencia. IRPA 12. 12th International Congress of the International Radiation Protection Association. CD-ROM Proceedings. Buenos Aires, Argentina. Octubre 19-24, 2008.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *3D dose distribution calculation in a voxelized human phantom by means of Monte Carlo Method*. IRPA. IRPA 12 (ISBN 978-0-89448-061-8). 2008.

8.4.4 Comunicaciones nacionales.

Juste B., Miró R., Abella V., Verdú G., Díez S., Campayo J.M. *Dosis recibida a partir de la generación de fotoneutrones en un maniquí antropomórfico sometido a un tratamiento de radioterapia*. 38 Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española. Cáceres, España. 17-19 Octubre 2012.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Cálculo en MCNP5 de mapas 3d de dosis en un maniquí antropomórfico voxelizado a partir de imágenes de tomografía computerizada*. Editorial: Sociedad Española de Física Médica. Congreso conjunto de la SEFM y la SEPR. ISBN: 978-0-8247-9616-7. pp. 64, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Comparación de los métodos de voxelizado y volumizado aplicados a la simulación de Monte Carlo*. Editorial: Sociedad Española de Física Médica. Congreso conjunto de la SEFM y la SEPR. ISBN: 978-0-8247-9616-7. pp. 67 – 67, 2009.

Abella V., Miró R., Juste B., Verdú G. *Modelización de un maniquí antropomórfico voxelizado a partir de imágenes de Tomografía Computerizada y cálculo de distribución 3D de dosis utilizando el código MCNP*. Ponencia. 34 Reunión Anual de la Sociedad Nuclear Española. CD-ROM Proceedings. ISSN: 1137-2885. Murcia, España. Octubre 29-31, 2008.

8.4.5 Libros Publicados.

Abella V., Sanchis R., Verdú G. *Implementación de RAMS e HYPACT en Dispersión de Contaminantes. Aplicación a Brotes Epidémicos en Zonas Urbanas*. Editorial Académica Española / LAP LAMBERT Academic Publishing. ISBN: 978-3-8484-5069-5. 2012.

BIBLIOGRAFÍA

AAPM informe n° 56. *Medical Accelerator Safety Considerations*. Med. Phys. 20-4. 1993.

AAPM informe n° 105. *Issues Associated with Clinical Implementation of Monte Carlo-based photon and electron external Beam Treatment Planning*. Med. Phys. 34-12. 2007.

Aaronson R. F., DeMarco J. J., Chetty I. J. y Solberg T. D. *A Monte Carlo based phase space model for quality assurance of intensity modulated radiotherapy incorporating leaf specific characteristics*. Med. Phys. 29. pp. 2952–2958. 2002.

Arnfield M. R., Hartmann Siantar C., Siebers J., Garmon P., Cox L. y Mohan R. *The impact of electron transport on the accuracy of computed dose*. Med. Phys. 27. pp. 1266–1274. 2000.

Batho H. F. *Lung corrections in cobalt 60 beam therapy*. J. Can. Assoc. Radiol. 15. pp. 79–83. 1964.

Bell G. y Glasstone S. *Nuclear Reactor Theory*. Princeton: Van Nostrand-Reinhold. 1970.

Berger M. J. *Methods in Computational Physics*. 1. S. Fernbach, B. Alder y M. Rothenberg Academic. New York. 1963.

Berger M. y Seltzer S. *ETRAN Monte Carlo code system for electron and photon transport through extended media*. Radiation Shielding Information Center RSIC Report CCC-107. Oak Ridge National Laboratory. Oak Ridge. 1973.

Bieda M. R., Antolak J. A. y Hogstrom K. R. *The effect of scattering foil parameters on electron-beam Monte Carlo calculations*. Med. Phys. pp. 28, 2527–2534. 2001.

BIR (British Institute of Radiology). *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. Br. J. Radiol. Suppl. 25. British Institute of Radiology. London. 1996.

BIR (British Institute of Radiology). *Geometric uncertainties in radiotherapy*. British Institute of Radiology. London. 2003.

Bramouille C., Husson F. y Manens J. P. *Monte Carlo PENELOPE code: study of the x-ray beams from SL Linacs Elekta*. Phys. Med. 16. pp. 107–115. 2000.

Cassell K. J., Hobday P. A. y Parker R. P. *The implementation of a generalized Batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of CT numbers*. Phys. Med. Biol. 26. pp. 825–33. 1981.

Compagnone G., Pagan L. y Bergamini C. *Comparison of six phantoms for entrance skin dose evaluation in 11 standard X-ray examinations*. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 6, 1. 101-113. 2005.

Chaney E. L., Cullip T. J. y Gabriel T. A. *A Monte Carlo study of accelerator head scatter*. Med. Phys. 21. pp. 1383–1390. 1994.

Chetty I. J., Charland P. M., Tyagi N., McShan D. L., Fraass B. y Bielajew A. F. *Experimental validation of the DPM Monte Carlo code for photon beam dose calculations in inhomogeneous media*. Med. Phys. 29. p. 1351. 2002.

Chetty I., DeMarco J. J. y Solberg T. D. *A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions*. Med. Phys. 27. pp.166–172. 2000.

Chibani O. y A. Li X. *Monte Carlo dose calculations in homogeneous media and at interfaces: A comparison between GEPTS, EGSnrc, MCNP, and measurements*. Med. Phys. 29. pp. 835–847 2002.

Chibani O. y Ma C. M. *Electron depth dose distributions in water, iron and lead: The GEPTS system*. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B 101. pp. 357–378. 1995.

Cooper M.A. y Larsen E.W. *Automated weight windows for global Monte Carlo particles transport calculations*. Nuclear Science and Engineering 137. pp. 1–13, 2001.

Deak P., van Straten M. y Shrimpton P. C. *Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography*. European Radiology. 18 (4). pp. 759-772. 2008.

DeMarco J. J., Solberg T. D. y Smathers J. B. *A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis*. Med. Phys. 25. pp. 1–11. 1998.

Ding G. X. *Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: Results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator*. Phys. Med. Biol. 47, pp. 1025– 1046. 2002.

du Plessis F. C. P., Willemse C. A., Lötter M. G. y Goedhals L. *Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models*. Med. Phys. 28. pp. 582–589. 2001.

El-Khatib E. y Battista J. J. *Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction*. Med. Phys. 11 pp. 279–86. 1984.

Field G. C. y Battista J. J. *Photon Dose Calculations Using Convolution in Real and Fourier Space: Assumptions and Time Estimates*. Proceedings of the 9th International Conference on Computers in Radiation Therapy. Elsevier. pp. 103–106. New York. 1987.

Fippel M. *Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm*. Med. Phys. 26. pp. 1466–1475. 1999.

Fippel M. y Nusslin F. *Evaluation of a clinical Monte Carlo dose calculation code based on the ICCR benchmark test*. Med. Phys. 28. p. 1198. 2001.

Fitousi, N. *Patient and staff dosimetry in vertebroplasty Spine*. Philadelphia, Pa. vol. 31 iss. 23 pp. 884-889. 2006.

Fix M. K., Manser P., Born E. J., Mini R. y Ruegsegger P. *Monte Carlo simulation of a dynamic MLC based on a multiple source model*. Phys. Med. Biol. 46. pp. 3241–3257. 2001.

Fix M. K., Stampanoni M., Manser P., Born E. J., Mini R. y Ruegsegger P. *A multiple source model for 6 MV photon beam dose calculations using Monte Carlo*. Phys. Med. Biol. 46. pp. 1407–1427. 2001.

Goorley T., Kiger W. S. y Zamenhoff R. G. *Reference Dosimetry Calculations for Neutron Capture. Therapy with Comparison of Analytical and Voxel Models*. Med. Phys 29 (2). 2002.

Goorley T. *X-3 MCC Los Alamos National Laboratory MCNP* Med. Phys.GEOM. Database LA-UR-08-2113. 2007.

Halbleib J. *Structure and Operation of the ITS Code System in Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*. Theodore M. Jenkins, Walter R. Nelson, and Alessandro Rindi. Plenum Press. New York. 1988.

Hendricks JS. *MCNPTM - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code - v.4b*. Manual. Los Alamos National Laboratory. 1997.

IAEA. *Commissioning and Technical Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Technical Reports Series n° 140. 2004.

IAEA. *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Treatment Techniques*. Techdoc 1583. 2008.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. Report No. 50. Bethesda, MD. 1993.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50)*. Report No. 62. Bethesda, MD. 1999.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body tissues*. Report No. 46. 1992.

ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement ICRU REPORT 44*. 1989.

Juste B., Miró R., Gallardo S., Santos A. y Verdu G.; *Considerations of MCNP Monte Carlo code to be used as a radiotherapy treatment planning tool*. Engineering in Medicine and Biology Society. 27th Annual International Conference of the IEEE-EMBS. pp.2828-2831. 2006.

Kappas K. y Rosenwald J. C. *Calcul des doses en radiotherapie en presence d'heterogeneites de petites dimensions*. J. Eur. Radiother. 6(1). pp. 35–45. 1985.

Kappas C. y Rosenwald J. C. *Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 32. pp. 847–858. 1995.

Kawrakow I. *VMC++ , Electron and photon Monte Carlo calculations optimized for radiation treatment planning*. Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation and Applications: Proceedings of the Monte Carlo 2000 Meeting Lisbon. A. Kling, F. Barao, M. Nakagawa, L. Tavora, and P. Vaz Springer. pp. 229–236. Berlin. 2001.

Kawrakow I. y Fippel M. *Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC*. Phys. Med. Biol. 45. pp.2163–2183. 2000.

Leal A., Sanchez-Doblado F., Arrans R., Perucha M., Rincon M., Carrasco E. y Bernal C. *Monte Carlo simulation of complex radiotherapy treatments*. Comput. Sci. Eng. 6. pp. 60–68. 2004.

Libby B., Siebers J. y Mohan R. *Validation of Monte Carlo generated phase-space descriptions of medical linear accelerators*. Med. Phys. 26. pp. 1476–1483. 1999.

Luz O., Buchgeister M., Klabunde M., Trabold T., Kopp A. F., Claussen, C. D. y Heuschmid, M. *Evaluation of dose exposure in 64-slice CT colonography*. European Radiology. 17. 10. 2007.

Ma A. *Monte Carlo Simulation of Medical Linear Accelerators in Radiotherapy*. Lamber Academy Publishing. Saarbrücken. 2010.

Ma C.M. y Jiang S. B. *Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators*. Phys. Med. Biol. 44. pp. 157–189. 1999.

Mayles P., Nahum A. y Rosenwald I. C. *Handbook of Radiotherapy Physics*. CRC Press. Taylor and Francis Group. NW. 2007.

Miró R., Juste B., Gallardo S., Santos A. y Verdú G. *Cobalt therapy dosimetric calculations over a voxelized heterogeneous phantom: validation of different Monte Carlo models and methodologies against experimental data*. IEEE Trans. of Nu. Sci. 53 (6). pp. 3808-3817. 2006.

Mohan R., Chui C. y Lidofsky L. *Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators*. Med. Phys. 12. pp. 592–597. 1985.

Petti P. L., Goodman M. S., Gabriel T. A. y Mohan R. *Investigation of buildup dose from electron contamination of clinical photon beams*. Med. Phys. 10. pp. 18–24. 1983.

Poon E. y Verhaegen F. *Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications*. Med. Phys. 32. pp. 1696–1711. 2005.

Popescu I.A., Shaw C.P. y Zavgorodni S.F. *Absolute dose calculations for Monte Carlo simulations of radiotherapy beams*. Physics in Medicine and Biology. 50. 14. p. 3375. 2005.

Reinado D. y Díez S. *Puesta a Punto de un Planificador de Radioterapia de Código Abierto*. Tesis de Máster. 2012.

Roesch W. M. C. *Dose for non electronic equilibrium conditions*. Radiat. Res. 9. pp. 399–410. 1958.

Sempau J., Sanchez-Reyes A., Salvat F. H. O., Jiang S. B. y Fernandez-Varea J. M. *Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE*. Phys. Med. Biol. 46. pp. 1163–1186. 2001.

Sheikh-Bagheri D. y Rogers D. W. O. *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code*. Medical Physics, vol. 29. pp. 391-402. 2002.

Sheikh-Bagheri D. y Rogers D. W. O. *Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters*. Med. Phys. 29. pp. 379–390. 2002.

Siebers J., Keall P. J., Kim J. O. y Mohan R. *A method for photon beam Monte Carlo multileaf collimator particle transport*. Phys. Med. Biol. 47. pp. 3225–324. 2002.

Siebers J. y Mohan R. *Monte Carlo and IMRT in Intensity Modulated Radiation Therapy, The State of the Art*. Proceedings of the 2003 AAPM Summer School. T. R. Mackie and J. R. Palta. Advanced Medical. pp. 531–560. Madison. 2003.

Siochi R. A. C. *Requirements for manufacturer supplied data for Monte Carlo simulation*. Proceedings of the 15th International Conference on the Applications of Accelerators in Research and Industry. The American Institute of Physics. Melville. pp. 1060–1065. 1999.

Solberg T. D. *A review of radiation dosimetry applications using the MCNP Monte Carlo code*. Radiochim. Acta 89. pp. 337–355. 2001.

Stenson K. M., Balter J. M., Campbell J. H. y Carroll C. R. *Effects of implantable biomaterials on radiation dosimetry*. Head and Neck 19. pp. 384–390. 1997.

Seltzer S. M. *An Overview of ETRAN Monte Carlo Methods in Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*. Theodore M. Jenkins, Walter R. Nelson, and Alessandro Rindi. p. 153. Plenum Press. New York. 1988.

Tang W., Khan F. M. y Gerbi B. J. *Validity of lung correction algorithms*. Med. Phys. 13. pp. 683–686. 1986.

Twaites D. I. *Bragg's Rule of Stopping Power Additivity: a Compilation and Summary of Results*. Rad. Res. 95. pp. 495–518. 1983.

Tyagi N., Bose A. y Chetty I. J. *Implementation of the DPM Monte Carlo Code on a parallel architecture for treatment planning applications*. Med. Phys. 31. pp. 2721–2725. 2004.

Tzedakis A., Damilakis J. E., Mazonakis M., Stratakis J., Varveris H. y Gourtsoyiannis N. *Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams*. Med. Phys. 31. pp. 907–913. 2004.

Udale M. *A Monte Carlo investigation of surface doses for broad electron beams*. Phys. Med. Biol. 33. 939–954, 1988.

van der Zee W., Hogenbirk A. y van der Marck S. C. *ORANGE: A Monte Carlo dose engine for radiotherapy*. Phys. Med. Biol. 50. pp. 625–641. 2005.

van Wijk A.J., Van den Eynde G. y Hoogenboom J.E. *An easy to implement global variance reduction procedure for MCNP*. Annals of Nuclear Energy 38. pp. 2496–2503. 2011.

Verhaegen F. y Devic S. *Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning*. Phys. Med. Biol. 50. pp. 937–946. 2005.

Verhaegen F. y Seuntjens J. *Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams*. Phys. Med. Biol. 48, R107–R164, 2003.

Virnig B.A., Warren J.L., Cooper G.S., Klabunde C.N., Schussler N., Freeman J. *Studying radiation therapy using SEER-Medicare-linked data*. Med Care 2002. 40: IV pp. 49–54.

Wagner J. y Haghigat A. *Automated Variance Reduction of Monte Carlo Shielding Calculations Using the Discrete Ordinates Adjoint Function*. Nuclear Science and Engineering, 128. pp. 186–208, 1997.

Wang B., Goldstein M., Xu G. y Sahoo N. *Adjoint Monte Carlo method for prostate external photon beam treatment planning: an application to 3D patient anatomy*. Phys. Med. Biol. Vol. 50. pp. 923–935 2005.

Webb S. y Fox R. A. *Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations*. Phys. Med. Biol. 25. pp. 225–40. 1980.

Werner B., Das I. J., Khan F. M. y Meigooni A. S. *Dose perturbations at interfaces in photon beams*. Med. Phys. 14. pp. 585–595. 1987.

Xu Xie G. y Eckerman K. F. *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*. CRC Press. Taylor and Francis Group. NW. 2010.

X-5 Monte Carlo Team. *MCNP 2003 A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 5 LA_UR03-1987*. Los Alamos National Laboratory.

Young M. E. y Gaylord J. D. *Experimental tests of corrections for tissue inhomogeneities in radiotherapy*. Br. J. Radiol. 43(509). pp. 349–55. 1970.

Yuen K. y Kornelsen R. O. *Practical application of the differential Batho method for inhomogeneity correction on kerma in a photon beam*. Med. Phys. 15. pp. 74–77. 1988.

Zubal I. G., Harrell C. R., Smith E. O., Rattner Z., Gindi G. y Hoffer P. B. *Computerized three-dimensional segmented human anatomy*. Med. Phys. 21 (2). pp. 299-302. 1994.

“La melancolía de una vida demasiado corta para tantas bibliotecas. Cuando crees que has aprehendido plenamente cualquier cosa, la cosa lo mismo que un iceberg tiene un pedacito por fuera y te lo muestra, y el resto enorme está más allá de tu límite”.