

**SIMULACIÓN MEDIANTE MONTE CARLO DE UN  
HAZ DE 6 MeV DE ELECTRONES PARA LA TERAPIA  
CON IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL**

ESTER CARRASCO PAVÓN

TESIS PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA POR LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA.

SEVILLA, 2007





UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad de Medicina  
Depto. Fisiología Médica y Biofísica  
Avda. Sánchez Pizjuán, 4  
E-41009 SEVILLA - ESPAÑA

Don Francisco Sánchez Doblado, Profesor Titular y  
Don Antonio Leal Plaza, Profesor Contratado Doctor,  
pertenecientes ambos al Departamento de Fisiología  
Médica y Biofísica de la Universidad de Sevilla

## CERTIFICAN:

Que Doña **Ester Carrasco Pavón**, ha realizado bajo su dirección el trabajo titulado “**Simulación mediante Monte Carlo de un haz de 6 MeV de electrones para la terapia con Irradiación Cutánea Total**”, que presenta para optar al grado de Doctora por la Universidad de Sevilla.

Fdo. Francisco Sánchez Doblado

Fdo. Antonio Leal Plaza

Sevilla a 28 de Noviembre de 2006

## AGRADECIMIENTOS

Resumir los sentimientos de gratitud que pueden circular por mi mente llegados a este punto no va a ser tarea fácil.

En primer lugar al Prof. Francisco Sánchez Doblado, director de tesis, y quien hace más de siete años me brindó la oportunidad de formar parte de su equipo y así aprender, formarme y trabajar en esta disciplina. Gracias a su dedicación y esfuerzo, pertenecer a su grupo de investigación es una garantía de futuro dentro de la Física Médica aplicada y de investigación.

Al Dr. Antonio Leal Plaza, por su disposición a la dirección de esta tesis, pero por encima de todo por su amistad, sugerencias y apoyo durante todos estos años, sobre todo recién llegada; su compañerismo y sencillez fue vital para integrarme en esta entonces nueva ciudad para mí.

Muy especialmente a D. Eduardo Rodríguez Urcelay, por haber confiado en mí desde el primer momento que se puso a las riendas de Nucletron S.A. Por ofrecerme "tiempo" para culminar esta Tesis. Gracias a su calidad humana y a la del resto de compañeros de la empresa, he podido finalizar con éxito este proyecto.

A María Perucha Ortega y Magnolia Rincón Pérez que junto con Antonio, compartieron los primeros pasos de este trabajo. Supieron transmitirme su apoyo y ganas de superación tanto en las "mazmorras" como en los cursos de doctorado. Sin duda este trabajo ha salido adelante gracias a su colaboración y como no, a la de Juan Ignacio Lagares y el resto de compañeros que he tenido en el grupo a lo largo de estos años.

Al Dr. Rafael Arráns Lara y por ende a todo el servicio de Radiofísica y Oncología Radioterápica del Hospital Universitario Virgen Macarena. Por su colaboración en la fase experimental de este trabajo y el tiempo invertido en mi formación. Rafa, con gran sencillez y humildad ha dedicado mucho tiempo a discusiones y tardes de dosimetría confiando en mis posibilidades. Gracias por todo.

A María del Carmen Ispizua, Luis Núñez, Roberto Capote, y Joan Roselló. Sin su sabiduría, experiencia y predisposición a colaborar en este trabajo no hubiera sido posible. De forma puntual pero imprescindible todos han contribuido a este proyecto y lo agradezco.

Al Departamento de Fisiología Médica y Biofísica al completo. Ha sido un honor poder desarrollar este trabajo de investigación entre los catedráticos, profesores, doctores, becarios y administrativos pero en definitiva compañeros todos de dicho departamento. Por su calidad humana, perfecto lecho sobre el que madurar como persona, y por su excelencia científica gracias a la cual ha sido un privilegio formar parte del colectivo investigador de este departamento.

A otras personas esenciales en mi vida:

A Filo, mi marido, por todo el tiempo que le debo entre viajes y horas de departamento, por estar siempre a mi lado, por su comprensión, disponibilidad plena...bueno, por muchas otras cosas.

A mis padres, sin vosotros esto sí que no hubiera sido posible. Habéis sido todo un ejemplo de amor, trabajo, constancia y dedicación hacia vuestros hijos.

A mi hermano, David. Me siento muy orgullosa de ser tu "Sisty".

A toda mi familia, sin vosotros no hubiese sido posible ir superando peldaño a peldaño la escalera de mi vida. Os quiero a TODOS.

A mi familia toledana, gracias por vuestro calor y apoyo. ¡Que no decaiga!

A mi familia "bilbainica", vuestro cariño deja huella en el norte, en Madrid, Ciudad Real y llega hasta Andalucía. ¡Que grandes sois!

Compadres, no me olvido de vosotros. Gracias por todo.

A mis amig@s y en definitiva, a tod@s l@s que en algún momento me habéis apoyado y confiado en mí.

*“Nuestras horas son minutos  
Cuando esperamos saber,  
Y siglos cuando sabemos  
Lo que podemos aprender”*

*Antonio Machado*

**A**

***D. Martín Carrasco Cuevas y  
D<sup>a</sup> María del Prado Pavón Castillo;  
mis padres***

De los resultados de este trabajo se han obtenido las siguientes publicaciones o bien de forma directa, o a través del empleo de procedimientos metodológicos aquí desarrollados:

### Libros y Capítulos de libros

- ∞ Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Roselló J, Carrasco E 2001 *Verification of IMRT* ISBN: 84-95454-580 Universidad de Sevilla (Sevilla; España)
- ∞ Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Roselló J, Carrasco E 2001 *New trends in Radiotherapy: Intensity Modulated* ISBN: 84-95454-599 Universidad de Sevilla (Sevilla; España)
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Rincón M, Arráns R, Carrasco E 2001 PC-Based process distribution to solve iterative Monte Carlo simulations *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 Springer-Verlag (Alemania) 211-216
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Rincón M, Arráns R, Bernal C, Carrasco E 2001 Monte Carlo simulation of an arc therapy treatment by means of a PC Distribution Model *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 Springer-Verlag (Alemania) 329-332
- ∞ Rincón M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Medrano JC, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA and Errazquin L 2001 Monte Carlo Conformal Treatment Planning as an Independent Assessment *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 Springer-Verlag (Alemania) 565-570
- ∞ Perucha M, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Leal A, Núñez L, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001 Monte Carlo physical dosimetry for small photon beams *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 Springer-Verlag (Alemania) 555-559
- ∞ Perucha M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Núñez L, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Nieto B, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001 Monte Carlo dose distributions for radiosurgery *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 Springer-Verlag (Alemania) 561-564
- ∞ Sánchez-Doblado F, Perucha M, Leal A, Rincón M, Arráns R, Núñez L, Roselló J, Carrasco E, Martín G, Medrano JC, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, 2000 Computational methods for treatment verifications: the Full Monte Carlo contribution *The use of computers in radiation therapy* ISBN: 3-540-67176-5 Springer-Verlag (Alemania) 272-274



### Publicaciones en revistas internacionales

- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Carrasco E, Rincón M, Arráns R, Bernal C 2004 Monte Carlo Simulation of Complex Radiotherapy Treatments *Computing in Science and Engineering* **6** 60-68
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Capote R, Lagares JI, Carrasco E, Roselló J 2004 MLC leaf width impact on the clinical dose distribution: a Monte Carlo approach *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **59** 1548-1559
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Capote R, Lagares JI, Perucha M, Arráns R 2003 Total Skin electron therapy treatment verification: Monte Carlo simulation and beam characteristics of a large non-standard electron fields *Phys. Med. Biol.* **48** 2783-2796
- ∞ Perucha M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Arráns R, Núñez L, Carrasco E 2003 Investigation of radiosurgical beam profiles using MC method *Med. Dos.* **28** 1-6
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Roselló J, Carrasco E, Lagares JI 2003 Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **56** 58-68
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Perucha M, Arráns R, Camacho I, Sierra M, Carrasco E 2001 Distributed processing for CPU time optimisation in Monte Carlo simulation *Physica Medica* **4** 84-86
- ∞ Rincón M, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Leal A, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001 A Monte Carlo approach for small electron beam dosimetry *Radiother. Oncol.* **58** 179-185
- ∞ Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Rincón M, Sánchez-Nieto B, Carrasco E, Roselló J 2001 Monte Carlo as a tool for treatment planning verification *Physica Medica* **17** 84-86

### Publicaciones en revistas nacionales

- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Perucha M, Arráns R, González M 2002 Tele-radiocirugía *Oncología* **25** 63-66
- ∞ Rincón M, Perucha M, Sánchez-Doblado F, Carrasco E, Leal A, Arráns R, Núñez L, Roselló J 2002 Dosimetría física y clínica en radiocirugía mediante Monte Carlo *Oncología* **25** 53-62
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Rincón M, Carrasco E, Núñez L, Roselló J 2002 Radiocirugía: Método de Monte Carlo *Oncología* **25** 48-52

### Abstracts en revistas internacionales

- ∞ Carrasco E, Leal A, Sánchez-Doblado F, Lagares JI, Capote R, Arráns R 2006 Total skin electron therapy treatment: Monte Carlo verification and beam characteristics *1st EWG-MCTP Oral Presentation M1.5* 29-30
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, López DR, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L, Leal A, Lagares JI 2003 Influence of TBI in the appearance of late effects *Bone Marrow Transplantation* **31** S111
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Capote R, Lagares JI, Roselló J, Perucha M, Arráns R 2003 Total Skin Electrón therapy treatment: Monte Carlo verification and beam characteristics *Radiother. Oncol.* **68** S92
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Lagares JI, Capote R, Rosello J 2002 Monte Carlo simulation of a 6MeV beam for non-standard electron treatments *Radiother. Oncol.* **64** S323
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Capote R, Carrasco E, Lagares JI, Arráns R, Roselló J, Perucha M 2002 Monte Carlo based study of the influence of double-focusing on dose distribution in IMRT treatments *Radiother. Oncol.* **64** S217
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Perucha M 2001 Total Body Irradiation as conditioning for bone marrow transplantation: Current State of the TBI-Registry *Radiother. Oncol.* **61** S164
- ∞ Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Núñez L, Roselló J, Sánchez-Nieto B, Carrasco E, Gonzalez A, Medrano JC, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA 2001 Physical and clinical dosimetry by means of Monte Carlo using a process distribution tool *Rep. Pract. Oncology Radiotherapy* **6** 57
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Lopez DR, Rincón M, Perucha M, Leal A 2000 Current State of the EBMT-TBI Registry (1999) *Bone Marrow Transplantation* **25** S210
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Perucha M, Rincón M, Leal A 1999 Evaluation of the long and short term effects associated to total body irradiation prior to bone marrow transplantation through the EBMT/TBI registry *Physica Medica* **XV** 175
- ∞ Leal A, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Perucha M, Camacho I, Sierra M, Arráns R, Carrasco E 1999 Parallel processing for Full Monte Carlo time optimisation *Physica Medica* **XV** 187
- ∞ Sánchez-Doblado F, Perucha M, Núñez L, Leal A, Rincón M, Arráns R, Carrasco E, Roselló J, Errazquin L and Sánchez-Calzado JA. 1999 To what extent does Full Monte Carlo make sense in Radiosurgery? *Physica Medica* **3** S188

### Abstracts en revistas nacionales

- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares JI, Capote R, Roselló J, Arráns R, Perucha M 2004 Terapia cutánea total con electrones: Verificación con Monte Carlo y características del haz *Oncología* **1** 62
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Perucha M 2001 ICT como acondicionamiento previo al TMO: Estado actual del Registro EBMT-ICT *Oncología* **1** 206
- ∞ Arráns R, Leal A, Perucha M, Aresté MR, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Carrasco E, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Laviana MC, Mesa C 1999 Dosimetría in vivo en tratamientos de irradiación cutánea total *Oncología* **3** 21
- ∞ Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, López DR, Rincón M, Perucha M, Leal A, Aresté MR 1999 Evaluación de los efectos a corto y largo plazo asociados a la irradiación corporal total (ICT) previa al trasplante de médula *Oncología* **3** 56-57
- ∞ Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Rincón M, Núñez L, Roselló J, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L, Aresté MR 1999 ¿Representa Monte Carlo una realidad en la planificación radioterápica? *Oncología* **3** 20-21

# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN:</b>	1
1.1 <a href="#">Terapia con haces de electrones</a>	1
1.2 <a href="#">Conocimiento preciso de la dosis suministrada al paciente</a>	8
1.3 <a href="#">La Irradiación Cutánea Total con electrones (ICTe-)</a>	12
1.3.1 <a href="#">Antecedentes y aplicaciones clínicas</a>	12
1.3.2 <a href="#">Técnicas y requerimientos físicos</a>	18
1.4 <a href="#">El problema físico asociado a las incertidumbres en la dosimetría absoluta y relativa</a>	23
1.5 <a href="#">Verificación y control de calidad. Justificación del trabajo</a>	25
1.6 <a href="#">Monte Carlo como herramienta para la verificación de tratamientos de ICTe-</a>	28
1.7 <a href="#">Hipótesis y objetivos</a>	30
<b>2. MATERIAL Y MÉTODO:</b>	32
2.1 <a href="#">Acelerador Lineal, mampara degradadora y láseres</a>	32
2.2 <a href="#">Equipos dosimétricos</a>	34
2.2.1 <a href="#">Radiográficos</a>	34
2.2.2 <a href="#">Ionométricos</a>	42
2.2.3 <a href="#">Semiconductores</a>	45
2.2.4 <a href="#">Fantomas</a>	47
2.3 <a href="#">Puesta a punto: Técnica de Stanford</a>	49
2.3.1 <a href="#">Condiciones de irradiación</a>	49
2.3.1.1 <a href="#">Distancia de tratamiento</a>	49
2.3.1.2 <a href="#">Ángulo de doble incidencia</a>	51
2.3.1.3 <a href="#">Distancia de la mampara degradadora al paciente</a>	53
2.3.1.4 <a href="#">Perfiles de homogeneidad</a>	54
2.3.2 <a href="#">Dosimetría absoluta y cálculo de la dosis</a>	56
2.3.2.1 <a href="#">PDD para 1 y 3 incidencias</a>	56
2.3.2.2 <a href="#">Dosimetría absoluta en agua</a>	66
2.3.2.3 <a href="#">Cálculo de la dosis (3 incidencias)</a>	68
2.4 <a href="#">Verificación de tratamientos con el código de Monte Carlo</a>	70
2.4.1 <a href="#">EGS4/EGSnrc</a>	74
2.4.2 <a href="#">Códigos de usuario</a>	79
2.4.2.1 <a href="#">Simulación del acelerador – Código BEAM</a>	79
2.4.2.1.1 <a href="#">Geometría</a>	84
2.4.2.1.2 <a href="#">Espacios de fase</a>	93
2.4.2.1.3 <a href="#">LATCH</a>	96
2.4.2.1.4 <a href="#">Multifuentes</a>	101
2.4.2.1.5 <a href="#">Paralelización y distribución de procesos</a>	103
2.4.2.2 <a href="#">Parámetros físicos</a>	107
2.4.2.3 <a href="#">Transporte y deposición de energía en fantoma y cortes tomográficos</a>	109
2.5 <a href="#">Caracterización del haz</a>	113
2.5.1 <a href="#">Campos estándar</a>	113
2.5.2 <a href="#">Campo abierto sin aplicador</a>	116
2.5.2.1 <a href="#">En el isocentro</a>	116
2.5.2.2 <a href="#">Delante y detrás de la mampara degradadora</a>	118
2.5.2.3 <a href="#">En superficie del paciente</a>	121

<b>3. <u>RESULTADOS:</u></b>	123
3.1 <u>Caracterización física del haz</u>	123
3.1.1 <u>Espectros</u>	123
3.1.2 <u>Fluencia y Distribución angular</u>	126
3.2 <u>Dosimetría física relativa</u>	130
3.2.1 <u>Haces isocéntricos estándar: 5×5 cm<sup>2</sup> a 25×25 cm<sup>2</sup></u>	130
3.2.2 <u>Haz extenso: 40×40 cm<sup>2</sup> en el isocentro sin aplicador</u>	134
3.2.3 <u>A distancia de tratamiento</u>	136
3.3 <u>Dosimetría absoluta (OF)</u>	143
<b>4. <u>CONCLUSIONES:</u></b>	146
<b>5. <u>BIBLIOGRAFÍA:</u></b>	148
<b>6. <u>APÉNDICE:</u></b>	161
I. <u>Ficheros input de nuevos materiales incluidos en PEGS4</u>	161
II. <u>Sección de ficheros input y esquemas de las secciones simuladas del acelerador con BEAM</u>	164
III. <u>Fichero detallado de la geometría del acelerador</u>	170
IV. <u>Ficheros input para DOSXYZ</u>	180
V. <u>Funciones de MATLAB</u>	182
<b>7. <u>GLOSARIO DE ACRÓNIMOS:</u></b>	184

## **1 – INTRODUCCIÓN**

### **1.1 – TERAPIA CON HACES DE ELECTRONES**

Al otear los últimos datos proporcionados por el Instituto Nacional de Estadística (<http://www.ine.es>) con fecha del 24 de Noviembre del 2005, en los años 2002 y 2003 un 12% de las defunciones según las principales causas de muerte están relacionadas directamente con algún tipo de cáncer, en concreto con los cánceres de bronquios, colon, mama en la mujer, estómago y próstata.

Las enfermedades oncológicas son hoy día tratadas clínicamente mediante 3 diferentes técnicas: La Cirugía, la Quimioterapia y la Radioterapia. Son muchos los factores que influyen en que estas modalidades sean utilizadas de forma individual o concomitante (hay situaciones en las que las tres son necesarias). La radioterapia, de una forma u otra, se utiliza en aproximadamente un 65% de los casos (en más de la mitad de ellos con pretensiones curativas y el resto con intención paliativa).

La Radioterapia u "Oncología Radioterápica" tal y como se denomina esta especialidad médica desde los años ochenta, tiene como finalidad curar o controlar el tumor por medio de radiaciones ionizantes, minimizando todo lo posible el daño a las zonas y órganos sanos de riesgo colindantes.

Las radiaciones ionizantes se caracterizan por tener la capacidad de arrancar electrones de los átomos constituyentes de la materia que atraviesan, alterando así sus propiedades físico-químicas y produciendo, de forma selectiva, la destrucción celular. Al igual que la radiación gamma o los

Rayos X, los haces de electrones forman parte de dichas radiaciones ionizantes.

Las interacciones de los electrones dentro del material absorbente deben ser perfectamente estudiadas desde el punto de vista dosimétrico por el Físico Médico para conocer en todas las situaciones que se derivan de todos los tipos de tratamientos radioterápicos, cuál es la dosis suministrada al paciente (*ICRU 1984a, ICRU 1984b*).

La terapia con electrones tiene, respecto a la de fotones, una característica física que la hace de sumo interés: La limitación del efecto ionizante en profundidad.

Los haces de fotones se caracterizan por una atenuación exponencial de dosis en profundidad, lo que indica que a cualquier profundidad siempre puede llegar alguna fracción de la energía incidente. Por el contrario, el recorrido de los electrones es proporcional a su energía cinética incidente de tal forma que, regulando dicha energía, podemos controlar su penetración hasta donde se manifiesta la lesión. Es por ello que la irradiación con haces de electrones se ha convertido en un tratamiento muy eficaz para tumores superficiales, a pesar de la complejidad de su traza frente a la de los fotones, y por ello, de un cálculo de la deposición de la energía más exigente.

Los haces de electrones con energía cinética de uso clínico (superiores a  $\pm 100$  keV) pueden producirse:

- por emisión beta de elementos radiactivos.
- tras la absorción de radiación X o gamma.
- mediante aceleradores lineales.

Para la radioterapia externa, los aceleradores lineales o *Linac* (**figura 1.1.1**) son los más utilizados. Se ayudan de ondas electromagnéticas para

acelerar los electrones hasta altas energías en una guía de ondas. Al final de dicha guía de ondas y en lo que sería la cabeza del *gantry* los electrones acelerados pasan a través de una ventana e inciden en el medio a tratar.



**Figura 1.1.1.** Esquema de los diferentes componentes de un Siemens Primus Linac de última generación.

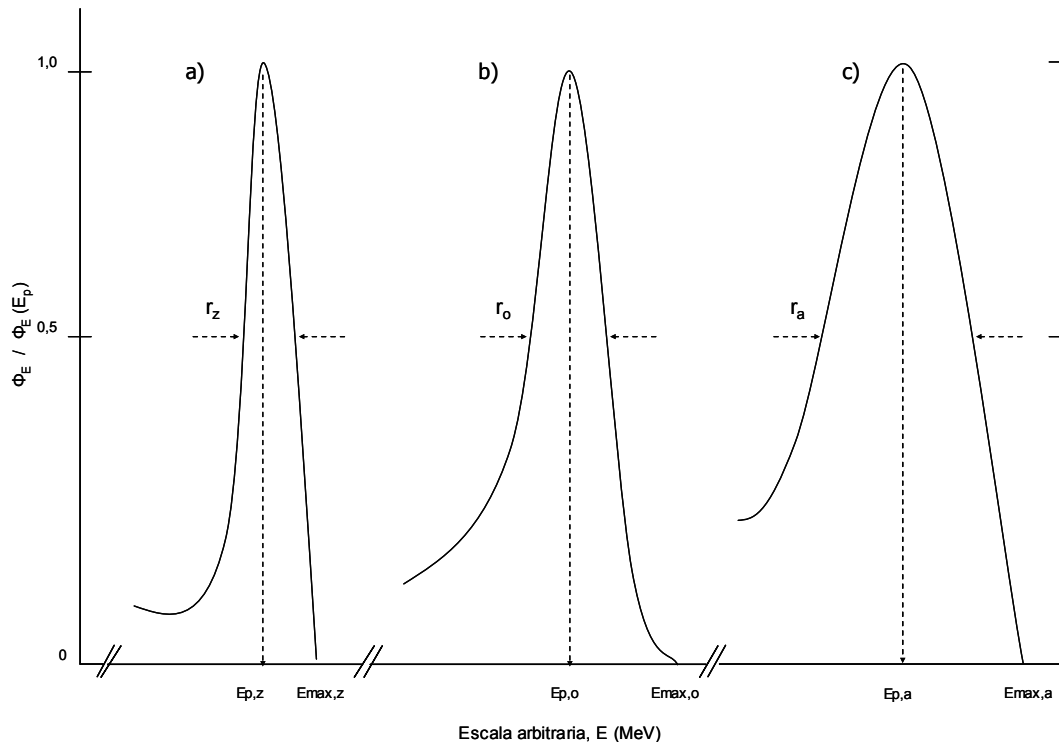
La característica más importante de un haz de electrones es su distribución de energía o *espectro energético*. La distribución espectral expresa el número de electrones de una energía dada que atraviesa una esfera de sección circular unidad. La distribución espectral por lo tanto es de gran importancia para los cálculos dosimétricos y se puede obtener a partir de la fluencia donde:



$$\Phi_E = \int_{4\pi} \Phi_{E,\Omega} d\Omega$$

siendo  $\Phi_E$  la fluencia de electrones con energía E.

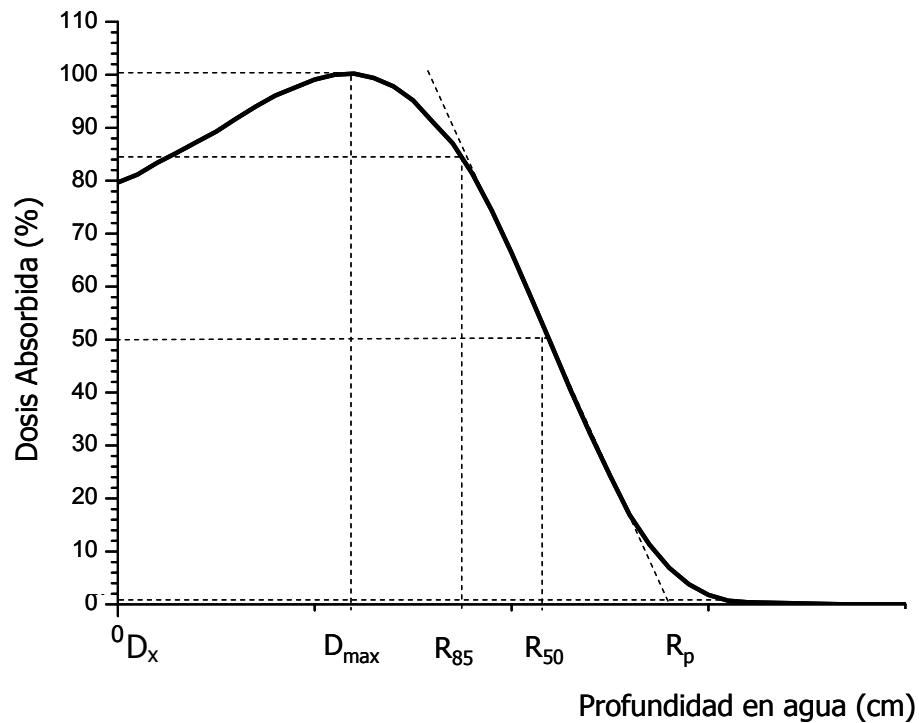
Cuando un haz de electrones monoenergético entra en contacto con un medio dispersor, los electrones se ven inmediatamente afectados por la interacción coulombiana y su distribución energética se ve modificada por las numerosas colisiones elásticas con los átomos del material irradiado, ensanchándose considerablemente el espectro. En este sentido, a pesar de que el haz de electrones emergente de nuestro *Linac* es casi monoenergético al salir de la ventana, la degradación en energía que sufre el haz al atravesar los diferentes componentes geométricos, que se encuentran a lo largo de la cabeza del acelerador, resulta en un espectro energético amplio cuando alcanza la superficie del medio, tal y como muestra la **figura 1.1.2**.



**Figura 1.1.2.** Distribución energética de una haz de electrones a) en la ventana del Linac; b) en la superficie del medio; c) a una cierta profundidad

Como consecuencia de este “ensanchamiento” del espectro energético del haz de tratamiento, se hace necesario una definición adecuada de los

diferentes parámetros relacionados con el alcance en profundidad, que caracterizan energéticamente al haz a partir de la distribución de dosis absorbida o *Percentage Depth Dose* (PDD), tal y como muestra la **figura 1.1.3.**



**Figura 1.1.3.** Curva de dosis en profundidad para ilustrar las definiciones de los diferentes parámetros de alcance:  $D_{max}$ ,  $D_x$ ,  $R_{85}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_p$ .

Los parámetros característicos de un haz de electrones que deben ser derivados de un PDD incluyen entre otros:

- $D_{max}$  – profundidad correspondiente a la máxima absorción.
- $D_x$  – fondo de rayos X debido a la radiación de frenado.
- $R_{85}$  – alcance terapéutico de uso clínico que corresponde a la profundidad a la cual se tiene el 85% de la dosis absorbida.

- $R_{50}$  – alcance terapéutico que corresponde a la profundidad a la cual se tiene el 50% de la dosis absorbida.
- $R_p$  – rango práctico (alcance máximo) o profundidad donde la tangente a la porción recta del tramo descendente de la curva, corta a la prolongación del fondo de radiación de frenado.

A partir de estos parámetros se establecen relaciones empíricas energía – alcance, que determinan la energía que caracteriza a cada haz. En este sentido:

$E_{p,0}$  – la energía más probable en superficie:

$$E_{p,0} = C_1 + C_2R_p + C_3R_p^2$$

$E_0$  – la energía media en la superficie del medio:

$$E_0 = C_4R_{50}$$

$E_z$  – la energía media a la profundidad  $z$ :

$$E_z = E_{p,0} (1 - z/R_p)$$

donde los valores de las constantes  $C_i$  y las limitaciones de validez de estas fórmulas se pueden encontrar en los diferentes protocolos de dosimetría en radioterapia, tanto nacionales como internacionales. (*AAPM 1983, IAEA 2001, IPEM 2003, SEFM 1984*).

Para caracterizar un haz de electrones también se deben referenciar las siguientes propiedades relativas:

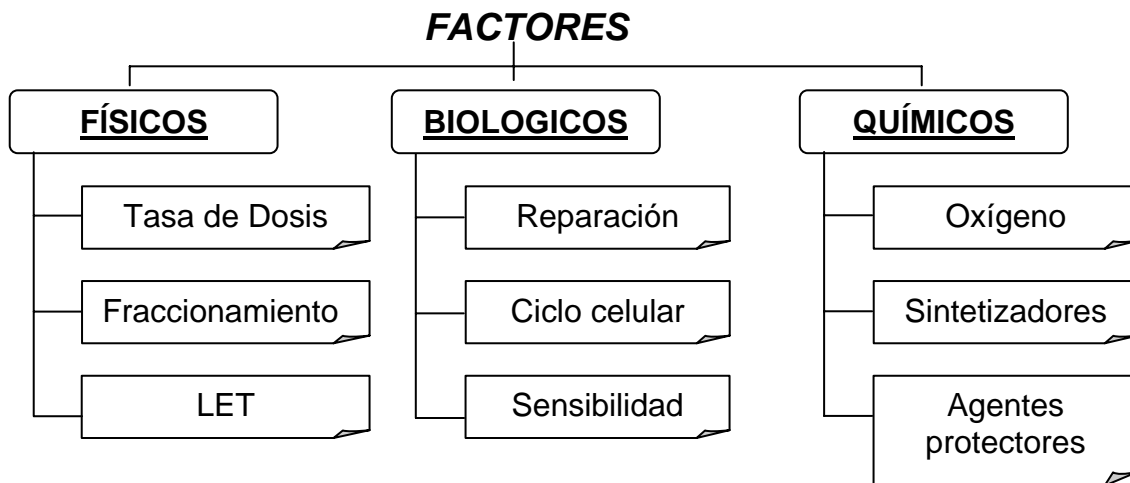
Simetría y homogeneidad – Midiendo perfiles de ciertos campos, tanto a lo largo del eje *Inplane* (eje en la dirección longitudinal del

gantry) como del *crossplane* (eje en la dirección transversal al gantry) en un plano perpendicular al haz y a una determinada profundidad (la AAPM recomienda que los perfiles sean medidos a la profundidad del 95% mas allá de la profundidad de la dosis máxima  $d_{\max}$  (AAPM 1991). La simetría de un haz, comparando los perfiles de dosis a lo largo de ambos ejes, no debe exceder en más del 2% de los pares de puntos simétricos respecto al eje del haz, y la dosis en un punto arbitrario en el plano de referencia no debe ser superior al 103% e inferior al 97% del valor de la dosis en el eje.

Dependencia con el tamaño de campo – Tanto la dosis a la salida del *gantry* como la distribución de dosis en profundidad debida a un haz de electrones son dependientes del tamaño de campo. La dosis aumenta con el tamaño de campo como consecuencia del aumento de dispersión procedente tanto de los colimadores que conforman dicho campo, como del mismo medio circundante en el que se realiza la medida. En la mayoría de los aceleradores los haces de electrones se coliman con un sistema primario seguido de un conjunto de aplicadores de distinta apertura que son los que definen el tamaño de campo y que van posicionados mucho más cerca de la superficie del paciente. Esta disposición minimiza las variaciones de la dispersión debidas al sistema de colimación y el aire interpuesto.

## **1.2 - CONOCIMIENTO PRECISO DE LA DOSIS SUMINISTRADA AL PACIENTE**

Se pueden diferenciar dos respuestas físicas a nivel atómico debidas al efecto de la radiación: excitación e ionización. Una excitación no conlleva una alteración de las propiedades físicas del átomo pero una ionización sí. Tanto de forma directa como indirecta (la radiación ioniza moléculas de agua que a su vez derivan en radicales libres extremadamente tóxicos capaces de reaccionar con cualquier tipo de molécula), la radiación ionizante es capaz de provocar daños biológicos importantes en ocasiones irreversibles sobre moléculas orgánicas fundamentales como las proteínas o el DNA (*Johns HE and Cunningham JR 1983*). Que un haz derive en más o menos daño a nivel biológico es un fenómeno complejo en el que intervienen numerosos factores físicos, químicos y biológicos, tal y como muestra la **figura 1.2.1**.



**Figura 1.2.1.** Factores físicos, químicos y biológicos que influyen en la sensibilidad a la radiación ionizante.

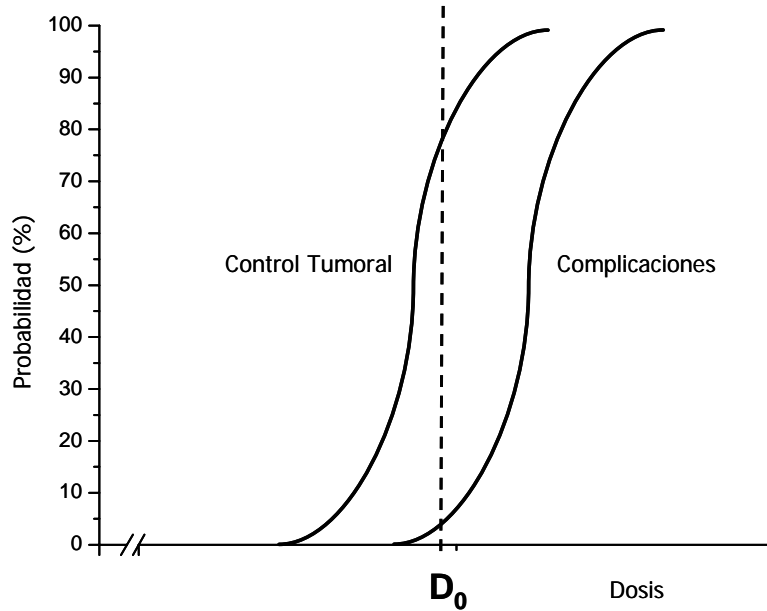
La rama dentro de la física de radiaciones que estudia los fenómenos que desencadena la radiación ionizante a nivel celular, y los efectos que estos fenómenos producen en el tejido sano o tumoral es *la Radiobiología*. Una célula, tejido u órgano es tanto más radiosensible cuanto más daño

sufre con la radiación ionizante. Todas las células se pueden dañar (la célula pierde su actividad metabólica o la célula pierde su capacidad de dividirse y proliferarse) mediante haces de radiación ionizante, pero las células tienen diferentes radiosensibilidades dependiendo del tejido que constituyen y de la etapa del ciclo de división en que se encuentren. Entre los órganos más radiosensibles se cuentan los de reproducción, el tejido hematopoyético, el cristalino del ojo, el tubo digestivo y la piel. Existen diferentes modelos que relacionan la supervivencia celular con la dosis de radiación administradas necesarias para interpretar los efectos nocivos y beneficiosos de la radiación ionizante (*Sánchez-Nieto B and Nahum A 2000, Sánchez-Nieto B et al 2001*).

La prescripción de la dosis por parte del clínico se realiza en función de la que debe ser depositada en el volumen blanco y la restricción sobre la máxima que pueden recibir los órganos de riesgo circundantes. En este sentido, el objetivo primordial es maximizar la probabilidad de control local del tumor (TCP) en el blanco o diana, manteniendo los niveles de probabilidad de complicación (NTCP) en el tejido sano lo más bajo posible (*Sánchez-Nieto B and Nahum A 1999*). La **figura 1.2.2** representa gráficamente la distribución ideal de ambas probabilidades en relación a la dosis prescrita.

Lo óptimo sería que ambas curvas estuvieran lo más distanciadas posibles, para que la dosis prescrita  $D_0$  por el radioterapeuta involucrara una probabilidad muy alta de control tumoral TCP y una probabilidad muy baja de complicaciones NTCP. La realidad revela las limitaciones técnicas para una distribución de dosis ideal, por lo que la solución del problema exige siempre un compromiso entre ambas probabilidades. En la **figura 1.2.2**. podemos observar como si se incrementa la dosis incluso en un porcentaje muy pequeño por encima de  $D_0$ , se ocasionaría un aumento significativo en las complicaciones del tejido sano, mientras que si se reduce disminuiría la probabilidad de control tumoral. Es decir, hay muy poca diferencia entre la

dosis que cura (cuya determinación es responsabilidad del radioterapeuta) y la dosis capaz de provocar complicaciones serias en el tejido sano dentro del volumen irradiado.



**Figura 1.2.2.** Esquema mostrando la relación entre la probabilidad de control tumoral y complicaciones en función de la Dosis suministrada, donde  $D_0$  sería la dosis prescrita.

Considerando esta complicación dual para la solución de un tratamiento y la alta sensibilidad de la distribución para pasar de ser un buen tratamiento a uno nocivo, desde el punto de vista del radiofísico, la dosis en el volumen blanco y los órganos adyacentes se debe conocer con una precisión de al menos el 5% (ICRU 1976). Por tanto, además de asegurar la calidad de los tratamientos desde el punto de vista del buen funcionamiento y estabilidad del *linac*, el radiofísico es responsable de verificar que el programa de garantía y control de calidad (el cual recoge todas las fases del

proceso terapéutico, las etapas de dosimetría física y control de la instrumentación) es conducido para la minimización de las incertidumbres asociadas con la dosis suministrada al paciente.

En el caso de los tratamientos con electrones, la dosis se deposita en superficie, y en concreto la *Irradiación Cutánea Total con electrones* (ICTe-) o *Total Skin Electrón Therapy* (TSET) en inglés, penetrará sólo hasta cubrir la dermis.



### **1.3 – LA IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL CON ELECTRONES (Icte-)**

#### **1.3.1 – ANTECEDENTES Y APLICACIONES CLÍNICAS**

La *Micosis Fungoide* y el *Síndrome de Sézary* (MF/SS) son enfermedades (neoplasias) en las que algunas células del sistema linfático (los linfocitos T) se convierten en malignos (cáncer) y afectan a la piel. Estas neoplasias debutan como lesiones de la piel, por lo que se han venido a llamar *Linfomas Cutáneos de Células T* (CTCL) de bajo grado. La principal distinción entre ambas enfermedades está basada en la ausencia o presencia de células T malignas en el sistema sanguíneo periférico, respectivamente. El SS se considera por lo tanto una forma avanzada de MF con estadio T4.

Su etiología es desconocida aunque se cree que hay factores genéticos implicados al igual que una posible etiología viral. Su relación con factores ocupacionales o ambientales ha sido estudiada y se ha encontrado correlación estadísticamente significativa ente la exposición industrial y la MF. Epidemiológicamente, los CTCL ocurren más a menudo en hombres que en mujeres por un factor de (2:1); más en personas de piel negra que de piel blanca (2:1); y al igual que con otros linfomas su incidencia aumenta significativamente con la edad.

La primera constancia bibliográfica de la neoplasia data de 1806, cuando Alibert propuso la primera descripción de MF, denominándola *pian fungoide*. En 1832, el mismo Alibert renombró el mismo caso con el nombre de MF por la forma de seta/fungoide de los tumores cutáneos. En 1870 Bazin extendió estas observaciones iniciales dividiendo el curso de la enfermedad en 3 fases clínicas según se manifestaba en la piel: a) el periodo *erythemateuse* (o eritomatoso); b) el periodo *lichenoides* (o micótico); c) y el periodo *fungoidique* (o tumoración fungoide que con frecuencia experimenta

ulceración necrótica). Estas 3 fases de desarrollo se siguen utilizando hoy día y son aplicables en un 99% de los casos de MF.

La MF generalmente se desarrolla lentamente durante un período de varios años de forma indolente. La duración media de la enfermedad entre la aparición de las lesiones en la piel y el diagnóstico histológico del CTCL es entre 8 y 10 años con variación de paciente a paciente. Una vez diagnosticado, la supervivencia media ha sido establecida en 5 años. Tras autopsias se ha detectado presencia tumoral extra-cutánea en más del 80% de los casos, con evolución primero hacia los nodos linfáticos (de fácil dispersión al resto del organismo) seguido de:

- Ganglios linfáticos (68%)
- Bazo (56%)
- Hígado (49%)
- Pulmón (50%)
- Médula Ósea (42%)

Cuando hay afección de los ganglios linfáticos la supervivencia media disminuye a 2 años y cuando hay afección visceral, disminuye más aún hasta 1 año.

Existen 2 sistemas de estadio:

a) el denominado sistema de estadio de Stanford que se muestra en la **tabla 1.3.1.1**, propuesto originalmente por Fuks y colaboradores (*Hoppe RT et al 1977*) y de gran utilidad para los oncólogos radioterapeutas ya que los resultados de los que deriva están basados en pacientes tratados con ICTe-.

b) el más actual, sistema de clasificación TNM para CTCL, propuesto por un grupo de trabajo en el Instituto Americano del Cancer (NCI) (*Bunn P Jr and Lamberg S 1979*) representado en las **tablas 1.3.1.2a y 1.3.1.2b**.

**Tabla 1.3.1.1.** Sistema de Estadío Stanford

<b>ESTADÍO</b>	<b>DESCRIPCIÓN</b>
Estadio I	MF limitado a la piel. Sin tumores, úlceras, adenopatías significativas, o infiltración visceral (clínica o patológica)
Estadio Ia	Eczema o placas limitadas con infiltración en menos del 25% de la piel.
Estadio Ib	Infiltración en más del 25% de la piel. Incluye placa generalizada y eritrodermia generalizado variante.
Estadio II	Presencia de tumores en la piel o pruebas positivas de biopsia en linfadenopatía dermatópica.
Estadio III	MF en piel con infiltración de los ganglios linfáticos o bazo por biopsia positiva. Sin infiltración en otras vísceras.
Estadio IV	MF Cutánea y extracutánea con infiltración documentada de vísceras.

**Tabla 1.3.1.2a** Descripción de los parámetros del sistema de clasificación TNM para los CTCL.

<b>MAGNITUD DE LA INFILTRACIÓN EN PIEL (T) *</b>	
T0	Lesiones clínicas o patológicas sospechosas
T1	Lesiones premicóticas, pápulas, o placas en menos del 10% de la piel
T2	Lesiones premicóticas, pápulas, o placas en más del 10% de la piel
T3	Uno o más tumores en la piel
T4	Extenso y quizás generalizado eritroderma
<b>ESTADO DE LOS NODOS LINFÁTICOS PERIFÉRICOS (N) **</b>	
N0	Clínicamente normal, sin infiltración patológica
N1	Clínicamente anormal, sin infiltración patológica
N2	Clínicamente normal, con infiltración patológica
N3	Clínicamente anormal, con infiltración patológica
<b>ESTADO DE LA SANGRE PERIFERAL (B) #</b>	
B0	No hay presencia de células atípicas en circulación
B1	Hay presencia de células atípicas en circulación
<b>ESTADO DE LOS ÓRGANOS VISCERALES (M) ##</b>	
M0	Sin infiltración patológica
M1	Con infiltración patológica

\* T1-T4 requieren confirmación patológica. Cuando más de una clasificación es aplicable, indicar ambas y utilizar la más alta como estadío, (por ejemplo: T3[T2]).

\*\* Anotar sitios con nodos anormales (por ejemplo: axila [I+D]).

# Anotar el conteo total en sangre.

**Tablas 1.3.1.2b.** Sistema de clasificación TNM para los CTCL.

<b>ESTADÍO</b>	<b>T</b>	<b>N</b>	<b>M</b>
Ia	T1	N0	M0
Ib	T2	N0	M0
IIa	T1-2	N1	M0
IIb	T3	N0-1	M0
III	T4	N0-1	M0
IVa	T1-4	N2-3	M0
IVb	T1-4	N0-3	M1

Existen varios factores de pronóstico conocidos:

Edad del paciente – Como media, los pacientes que tienen más de 60 años en el momento del diagnóstico tienen una tasa de supervivencia significativamente más corta que las de pacientes más jóvenes. Aunque estudios multivariantes con información de estadio demuestran que pacientes con mayor edad presentan la enfermedad más avanzada.

Estadio de la enfermedad – El pronóstico de los MF/SS se basa en el grado de enfermedad en el momento de su aparición ya que la presencia de linfadenopatías y de complicación de la sangre periférica y las vísceras suele aumentar al empeorar la afección cutánea. El promedio de supervivencia después del diagnóstico varía de acuerdo a la etapa en que se diagnostique la patología, tal y como se resume en la **tabla 1.3.1.3**. Los pacientes con enfermedad en etapa I presentan una supervivencia media de 20 años o más y la mayoría de las muertes no son causadas por la MF ni tampoco se relacionan con ella. Sin embargo, la mayoría de los individuos en etapas III o IV sí fallecen por esta patología y sobreviven menos de 5 años.

**Tabla 1.3.1.3.** Influencia del estadio de la enfermedad en la probabilidad de supervivencia a 5 años. (Extraído de *(Pérez CA and Brady LW 1997)*)

Probabilidad de Supervivencia en 5 años	Estadio
90%	T1
67%	T2
35%	T3
40%	T4

Estudios de laboratorio – La confirmación en análisis de la aparición de células T malignas en sangre periférica (lo que ya hemos denominado SS), está asociada con un pronóstico desfavorable.

Terapia – Los procesos de estadio delimitan la localización de CTCL a dos situaciones generales: a) pacientes con afección limitada aparentemente a la piel; b) pacientes con enfermedad extracutánea. Como la enfermedad se origina en la piel, la terapia intensiva dirigida sólo a dicho órgano ofrece posibilidad curativa especialmente en aquellos pacientes con afecciones prontas y limitadas (de estadio Ia). Aún así, establecer una remisión requiere un seguimiento profundo como consecuencia del tiempo característico indolente de la MF.

Para pacientes con CTCL intracutáneo, las remisiones completas a largo plazo son poco frecuentes con terapias de efecto cutáneo único, independientemente de la modalidad. Es decir, si el tratamiento se administra con carácter curativo, la TSET se debe administrar junto con tratamientos radioterápicos de fotones para, por ejemplo, irradiar los nodos linfáticos.

Una vez seleccionada la terapia a seguir, las secuelas del tratamiento con ICTe- dependen principalmente de la dosis total suministrada y las complicaciones se pueden dividir en efectos a corto y largo plazo:

Efectos a corto plazo – La piel tratada con más de 10 Gy muestra síntomas de irritación y sequedad que pueden derivar en determinadas ocasiones en hiperpigmentación. Con dosis de más de 25 Gy, algunos pacientes desarrollan hinchazón en las manos, edemas en los tobillos y ocasionalmente ampollas que necesitarían blindaje o temporalmente reposo del tratamiento. Las uñas y el pelo, a no ser que estuviesen blindados, desaparecen ineludiblemente tras el tratamiento aunque se regenera tras 4 o 6 meses.

Efectos a largo plazo – Hasta los 25 Gy, las lesiones cutáneas crónicas (pigmentación desigual, xerosis, arrugas,...) son inusuales y en la mayoría de los casos aceptables. Con dosis superiores aparece poiquiloterapia, alopecia permanente, fragilidad dérmica y fibrosis subcutánea son las lesiones más probables aunque poco comunes.

Gracias a un convenio de colaboración entre la Universidad de Sevilla y el Hospital Universitario Virgen Macarena, se puso en marcha esta técnica con su correspondiente aplicación clínica con el acelerador MEVATRON-74 (*Alonso S et al 1996, Arráns R et al 1999b*). Debido a la complejidad de la técnica y a la baja incidencia de esta afección, los centros que pueden realizar este tratamiento han de poseer las prestaciones exigidas y acaban cubriendo un amplio área de población. Como consecuencia de la colaboración arriba mencionada, pudieron beneficiarse aquellos pacientes de nuestra geografía más cercana que con anterioridad debían ser derivados a la Clínica Puerta de Hierro de Madrid, pionera en la implementación de esta técnica, junto con el Hospital de Bellvitge\_Germans Trias i Pujol en Badalona.

### **1.3.2 – TÉCNICAS Y REQUERIMIENTOS FÍSICOS**

Scholtz fue el primero en utilizar radiación ionizante en el primer cuarto de siglo para tratar la MF. A principios de la década de los 40, Sommerville sugirió el "baño" con rayos X a grandes áreas cutáneas pero esta técnica tenía importantes efectos secundarios, principalmente afectación en médula ósea. En los años 70, la experiencia con ICTe- en la Universidad de Stanford era ya reconocida (*Hoppe RT et al 1979a, 1979b*). Los resultados terapéuticos en más de 100 pacientes demostraban que la desaparición inicial de la enfermedad dependía principalmente de la dosis inicial administrada con electrones y el estadio clínico del paciente. Se observaron remisiones completas en un 47%, 67% y 94% de los pacientes tratados con bajas dosis (8 a 19.9 Gy), dosis moderadas (20 a 29.9 Gy) y altas dosis (30 a 40 Gy), respectivamente. Estos resultados fueron de gran interés para los oncólogos radioterapeutas y para la técnica ICTe- ya que demostraban que más de un 90% de los pacientes en estadio Ia ó Ib en el momento del diagnóstico, tratados con fraccionamientos de alta dosis con la técnica de ICTe-, sobrevivían sin recaída a largo plazo tras el tratamiento. Desde entonces los pacientes han sido tratados con dosis de hasta 40 Gy, y en 1983, el estudio de Cotter y colaboradores (*Cotter GW et al 1983*), estableció que dosis de al menos 30 Gy (200 cGy/sesión con 5 sesiones por semana) son necesarias para obtener un control local adecuada de las lesiones de MF.

El grosor de la piel varía desde los 0.5 mm en los párpados hasta los 5mm o más en la espalda, siendo la media corporal de 2 a 3 mm. Durante los CTCL, la infiltración de las células tumorales llega aproximadamente a los 15 mm de profundidad. La calidad por tanto de la radiación debe ser seleccionada de tal forma que cubra los márgenes más profundos de la lesión. El procedimiento radioterápico por excelencia para tratar las lesiones

extensas de CTCL es la *Irradiación Cutánea Total con electrones* (ICTe-), *Total Skin Electron Therapy* (TSET) o *Total Skin Electron Radiation* (TSER).

Los principales requerimientos del haz de electrones a utilizar para éste tipo de tratamiento son:

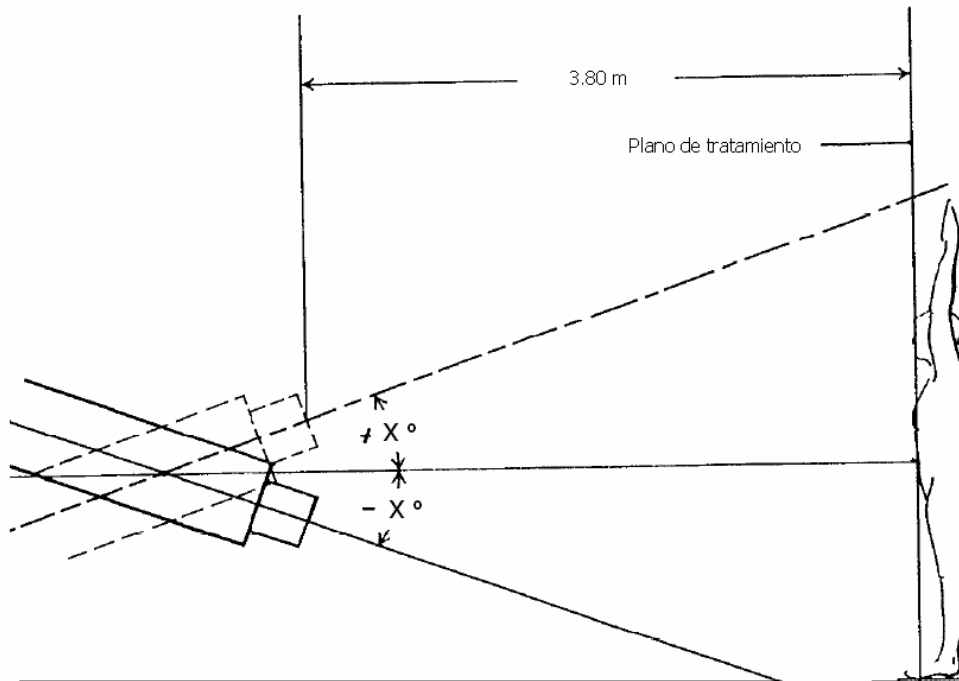
- Penetración limitada con una dosis superficial alta. Los haces por lo tanto deben ser previamente alterados mediante dispersores o mamparas degradadoras para modificar sus características dosimétricas a la entrada de la piel.
- Campos de grandes dimensiones para cubrir toda la superficie corporal del paciente desde los pies hasta la cabeza lo que requiere la disponibilidad de salas de tratamiento suficientemente grandes ya que el tamaño se consigue a partir de separar el paciente de la fuente de radiación.
- Tasa de dosis altas para compensar el efecto de las grandes distancias entre la fuente y el paciente y conseguir que el tiempo de tratamiento sea lo más corto posible.
- Bajo nivel de radiación de frenado.

Varias técnicas de tratamiento han sido utilizadas desde la introducción de la ICTe- a mediados de siglo. Cabe reseñar la desarrollada a comienzos de los años 50, donde se irradiaban las superficies cutáneas anterior y posterior del paciente tumbado sobre una camilla que se desplazaba; y la denominada *técnica rotacional* que se utilizó en los años 80 en la Universidad de Mc. Gill de Montreal (Canada), donde el paciente se irradiaba con una campo grande estacionario de pie sobre una plataforma

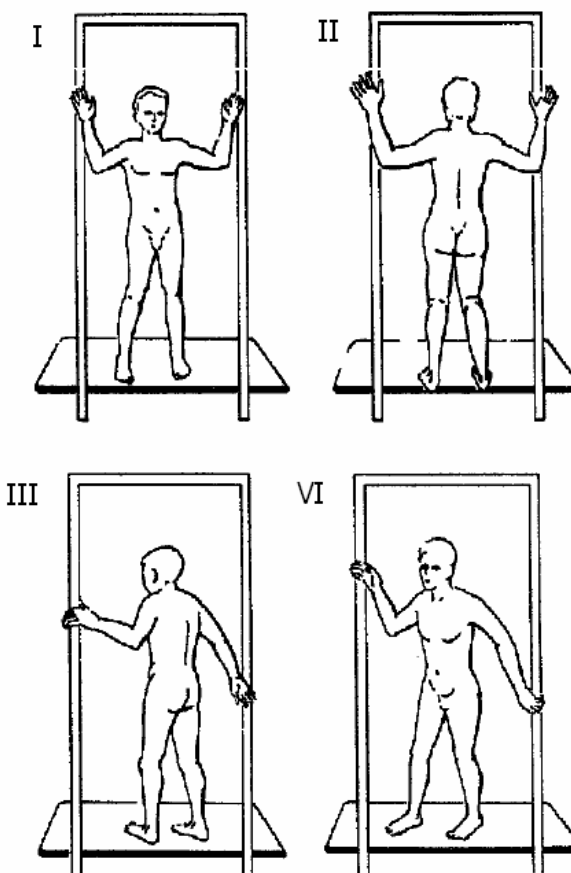


que giraba a unas 5 revoluciones por minuto (*Podgorsak EB et al 1983*). De todas las descritas en la bibliografía, la que parece más adecuada y accesible para cubrir los requerimientos citados es la técnica con 6 campos duales descrito originalmente por Karzmark, posteriormente refinado por Page y actualmente conocida como *Técnica de Stanford* (*AAPM 1987*).

El haz de electrones con una energía media de alrededor de 6 MeV en el eje central se utiliza para tratar 3 campos estacionarios anteriores y posteriores cada uno con 2 angulaciones simétricas de unos  $20^\circ$  hacia arriba y hacia abajo del eje horizontal del haz para cubrir toda la superficie cutánea desde los pies hasta la cabeza tal y como muestra la **figura 1.3.2.1a**. El paciente se sitúa en el haz en 6 posiciones diferentes tal y como muestra la **figura 1.3.2.1b**.



**Figura 1.3.2.1.a.** Situación geométrica de los campos duales simétricos con respecto al eje central del haz (extraído de *AAPM 1987*).



**Figura 1.3.2.1b.** Posicionamiento del paciente para recibir los campos: I) anterior; II) posterior; III) oblicuo derecho posterior y IV) oblicuo derecho anterior de los seis en que está dividido el ciclo completo de tratamiento. Se han obviado las posiciones oblicuo izquierdo posterior y oblicuo izquierdo anterior (extraído de *AAPM 1987*).

El tratamiento se aplica en ciclos de dos días con fraccionamientos de 4 días por semana.

El primer día se tratarían los siguientes tres campos:

- Campo directo anterior
- Campo oblicuo derecho posterior
- Campo oblicuo izquierdo posterior

El segundo día se tratarían los restantes tres campos, es decir:

- Campo directo posterior
- Campo oblicuo derecho anterior
- Campo oblicuo izquierdo anterior

La superficie cutánea tratada por lo tanto recibiría una dosis de unos 200 cGy cada ciclo de 2 días, y una dosis total de 30 a 40 Gy en intervalos de 8 a 10 semanas (otros centros llegan a dar hasta 500 cGy semana). Durante dicho tratamiento, la contaminación por fotones por cada uno de los campos duales no debe sobrepasar el 0.3% de la dosis total.

Hay áreas concretas que necesitan blindaje durante el tratamiento como consecuencia del solapamiento de los campos. Estas zonas son por ejemplo la cornea y lentes de los ojos que deben ser protegidas con un blindaje interno en el ojo o los dedos de las manos y los pies.

Por otro lado, las zonas que no están directamente expuestas a ninguno de los campos también deben ser irradiadas con sobreimpresiones. En este caso se incluyen las plantas de los pies, las regiones interiores de la mama, el periné y la calota.

**1.4 – EL PROBLEMA FÍSICO ASOCIADO A LAS INCERTIDUMBRES EN LA DOSIMETRÍA ABSOLUTA Y RELATIVA.**

Antes de comenzar un tratamiento radioterápico es necesaria una calibración y control de calidad del haz de radiación. La calibración de cualquier haz se basa en ciertas medidas dosimétricas y en la aplicación de diferentes factores de corrección a estas medidas para obtener como resultado unas nociones precisas de las características relativas del haz (homogeneidad y simetría) y una relación absoluta de dosis/Unidades Monitor (UM) bajo dichas condiciones de referencia. En el caso de la ICTe-, una vez que se ha elegido la técnica a implantar y se han establecido las condiciones geométricas de medida (las cuales serán descritas en profundidad dentro del **apartado 3.1**), se debe llevar a cabo un exhaustivo control de calidad de la técnica (*Antolak J et al 1998b, Antolak J and Hogstrom K 1998, Carrasco E et al 2006, 2004, 2003a, 2003b, 2002a, Chen Z et al 1998, Chen Z et al 2004, Earley L et al 1995, Leal A et al 2004a, Piermattei A et al 2004, Podgorsak EB 1999*).

Primero se debe realizar un estudio dosimétrico relativo del haz estacionario a distancia de tratamiento que incluye:

- Un estudio de la homogeneidad del haz a lo largo de los ejes horizontal y vertical
- Medidas de deposición de dosis en profundidad o PDD que incluyan la contaminación de fotones.

Cuando estas medidas se toman utilizando una cámara de ionización plano paralela, hay que tener en cuenta especialmente tres posibles fuentes de error en la medida:

a) los posibles efectos de recombinación y polaridad que puedan existir durante la irradiación;

b) la influencia que pueda tener en las medidas la irradiación del tallo y el cable de la cámara al estar inevitablemente dentro del campo y directamente expuesto al haz y;

c) la conversión de distribución de ionización en profundidad a distribución de dosis en profundidad multiplicando por los poderes de frenado correspondientes. Esta conversión es necesaria para los haces de electrones ya que los poderes de frenado agua-aire varían rápidamente con la profundidad (*IAEA 2001*).

Una vez que se han obtenido los parámetros de simetría y homogeneidad del haz a distancia de tratamiento, es necesario calcular sus características en términos de dosis absorbida. La calibración por tanto debe hacerse considerando la influencia de los 6 campos incidentes sobre un fantoma antropomórfico y una versión más simplificada de forma cilíndrica. Estas medidas son complicadas ya que no se puede utilizar una cámara de ionización y es necesario recurrir a otras técnicas dosimétricas, en concreto a la radiográfica. Partiendo de dichas medidas se obtienen el resto de parámetros energéticos ya descritos con anterioridad utilizando los factores de corrección y constantes sugeridos por los protocolos. Dichos parámetros son adecuados para utilizar con curvas dosimétricas obtenidas bajo condiciones estándar y su aplicación bajo condiciones de ICTe- requiere ser verificada bajo una técnica diferente.

### **1.5 – VERIFICACIÓN Y CONTROL DE CALIDAD. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO**

Tal y como ya se mencionó en el **apartado 1.2**, los tratamientos en Radioterapia requieren suministrar dosis de radiación con una precisión cada vez mayor. Para que esto se convierta en una realidad, se deben reducir al mínimo todas las incertidumbres asociadas a las diferentes etapas clínicas de un tratamiento (la decisión terapéutica, adquisición de imágenes, la localización del blanco y órganos de riesgo, la planificación, simulación, etc.) Son muchas las fases dentro del proceso terapéutico por lo que las comprobaciones y los controles de calidad se convierten en imprescindibles.

Existen diferentes verificaciones a los tratamientos rutinarios radioterápicos que se realizan en paralelo, con objeto de controlar que las características del haz no hayan variado respecto a las obtenidas en las condiciones óptimas para su utilización.

Una verificación ineludible es la dosimétrica periódica relativa y absoluta. Durante dichas verificaciones se lleva a cabo:

- a) una dosimetría relativa que verifica la simetría y homogeneidad del campo y, a través de la cual se miden con exactitud todos los parámetros que caracterizan al haz.
- b) una dosimetría absoluta basada en un factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para un determinado dosímetro, bajo un haz con factor de calidad  $Q_0$  ( $Co60$ ). Los protocolos de dosimetría tanto nacionales como internacionales (*AAPM 1983, IAEA 2001, IPEM 2003 SEFM 1984*) describen con detalle además de las características del material dosimétrico a utilizar, los procedimientos de medida recomendados para calcular tanto el factor de calidad como la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

Estas medidas se hacen periódicamente, y pueden ir acompañadas de una revisión planificada por los técnicos de la empresa suministradora del *Linac*.

Otro control de calidad exigible es la dosimetría *in-vivo* durante los tratamientos, para verificar que la dosis que el paciente está recibiendo está dentro del rango esperado. Si no fuera así y los equipos de medida no tuvieran una lectura aceptable (en la mayoría de las ocasiones diodos semiconductores), el tratamiento se debe interrumpir (*Sánchez-Doblado F et al 1994, Sánchez-Doblado F et al 1993, Terrón JA et al 1994, Terrón JA et al 1992*).

En situaciones especiales como la que aquí nos ocupa, esta dosimetría *in-vivo* se convierte en imprescindible, ya que se aleja de las condiciones de referencia y su baja reproducibilidad puede introducir desviaciones de los valores planificados.

Toda la dosimetría vinculada con la puesta a punto de una nueva técnica como, por ejemplo, la Irradiación Corporal Total o *Total Body Irradiation* (TBI) con fotones (*Arráns R 1995, Sánchez-Doblado F et al 1995, 1994, Sánchez-Nieto B et al 1997a, 1997b, 1997c, 1993*), la ICTe- (*Alonso S et al 1996, Arráns R et al 1999b, Carrasco E et al 2006, 2004, 2003a, 2003b, 2002a*), la Radiocirugía (*Carrasco E et al 2002b, Leal A et al 2002a, 2000b, Perucha M 2003a, Perucha M et al 2003b, 2002, 2001a, 2001b, Sánchez-Doblado F et al 2003, 1999*), o la IMRT (*Leal A 2001a, Leal A et al 2004b, 2003, 2002b, Sánchez-Doblado F et al 2005a, 2005b, 2001a, 2000*) exige un esfuerzo añadido en el control de calidad rutinario. Esta dosimetría es muy laboriosa ya que involucra:

- a) un estudio bibliográfico exhaustivo de la técnica seleccionada;
- b) en muchos casos material específico nuevo (como pueden ser todo el equipo asociado al tratamiento estereotáxico de la radiocirugía, nuevas cámaras de ionización, película, maniqués determinados para la técnica, mamparas degradadoras, etc.);

c) unas condiciones dosimétricas inusuales que requieren un recalibrado de los equipos dosimétricos para ser utilizados bajo dichas condiciones.

Hasta la fecha, la bibliografía relevante aborda algunos de los problemas dosimétricos mencionados. El resultado es un conjunto de datos experimentales que permiten estimar el orden de magnitud de los diferentes efectos que surgen al alejarnos de las condiciones de referencia de cualquier tratamiento radioterápico estándar.

En cualquier caso, sería deseable disponer de herramientas tales como sistemas de planificación que permitan considerar modelos de cálculo más precisos y reproducibles que automaticen el tratamiento. Sin embargo, las características especiales que diferencian la ICTe- de la radioterapia convencional, implica que los sistemas comerciales de cálculo no son aplicables directamente a la ICTe-, y de hecho, no existen planificadores diseñados especialmente para dicho fin. En cualquier caso, un hipotético planificador preparado para el cálculo de esta técnica, requeriría datos dosimétricos que estarían fuera de las condiciones estándar, y nos encontraríamos con la inquietud expresada anteriormente, en cuanto al control de calidad sobre nuestras medidas experimentales.

Ante esta situación, nuestro grupo de investigación propuso recurrir al método de Monte Carlo para verificar los resultados a través de una forma teórica, tal y como ya se había realizado para otras técnicas complejas, la Radiocirugía o la Intensidad Modulada (*Arráns R et al 1999a, Leal A 2001a, Leal A et al 2004b, 2003, 2002b, Perucha M 2003a, Perucha M et al 2003b, 2002, 2001b, Rincón M et al 2002, 2001b, 2001a, Sánchez-Doblado F et al 2005a, 2005b, 2001a, 2001c, 2000*) y así poder reimplantar a posteriori la técnica clínica con plenas garantías.



## **1.6 – MONTE CARLO COMO HERRAMIENTA PARA LA VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE ICTe-**

El método de Monte Carlo (MC) es un método matemático capaz de simular cualquier sistema que se comporte según ciertas distribuciones de probabilidad. Es una técnica que se aplica en numerosos campos (*Nahum A 1992*). Aplicado al campo de la física de radiación (*Andreo P 1991*) se han desarrollado un número importante de códigos hasta la fecha como el EGS4 (*Nelson W et al 1985*), MCNP (*Briesmeister J 1993*), PENELOPE (*Salvat F et al 1996*), PEREGRINE (*Hartmann-Siantar C 1997*), capaces de simular diferentes aplicaciones médicas y calcular la distribución de dosis en un medio de densidad heterogénea como el cuerpo humano.

Hay algunos autores que establecen que las simulaciones de MC no se pueden utilizar directamente como patrón de los controles de calidad de los haces de electrones (*Antolak J et al 2002, Deng J et al 2000*). Sin embargo, la comunidad científica reconoce que los cálculos de distribución de dosis con MC son el método más preciso para valorar la dosimetría relativa en un paciente. Aún así, para obtener resultados de precisión es necesaria cierta experiencia además de un eficaz sistema de cálculo. (*Faddegon B et al 1998, Leal A 2001a, Leal A et al 2001b, 2000a, Ma C and Jiang S 1999*).

Hay situaciones en radioterapia donde la planificación propuesta por un planificador convencional es cuestionable, como son: a) los tratamientos de Radiocirugía, que involucran campos pequeños que ponen en juego el equilibrio electrónico lateral de los haces y conllevan gradientes elevados de dosis (*Leal A et al 2002a, Perucha M 2003a, Perucha et al 2003b, 2002, 2001a, 2001b, Rincón M et al 2002, Sánchez-Doblado F et al 2003, 2002, 2000*); b) los tratamientos de Intensidad Modulada, donde se hace uso de un número indeterminado de segmentos más o menos pequeños y dentro o fuera del eje central de

radiación, todos ellos conformados por el colimador multiláminas (*Leal A 2001a, Leal A et al 2004b, 2003, 2002b, Sánchez-Doblado F et al 2005a, 2005b, 2001a, 2001b, 2001c, 1999*); c) las técnicas de tratamiento con haces conformados fuera de lo habitual como son los linfomas oculares que necesitan de unos requerimientos característicos en la forma de distribución de dosis sobre el blanco delimitado (*Arráns R et al 1999a, Rincón M et al 2001a, 2001b*); d) la ICTe- que requiere condiciones de irradiación y dosimétricas muy complejas (*Carrasco E et al 2003a, 2003b, 2002a, Faddegon B et al 2005, Huang V et al 2005, Leal A et al 2004a, Lin H et al 2004, Ye SJ et al 2005*); etc.

Tal y como se mencionó en el apartado 1.5, a modo de verificación dentro del control de calidad, estos tratamientos son simulados mediante el método de Monte Carlo para verificar de forma alternativa tanto la distribución de dosis propuesta por el planificador sobre el paciente como la derivada de cualquier otro método dosimétrico de medida como puede ser la dosimetría con película, cámara o semiconductores. En este sentido, el objetivo principal de este trabajo ha sido comprobar si la simulación con MC del complejo tratamiento de ICTe- puede ser considerada válida como herramienta de verificación de las medidas experimentales que se han de llevar a cabo para poner a punto dicha técnica dadas las deficiencias de los detectores y desviación de la técnica de las condiciones de referencia.

## **1.7 – HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

HIPÓTESIS: La simulación mediante Monte Carlo de un haz extenso de electrones de uso clínico en el tratamiento de micosis fungoide por irradiación cutánea total proporciona la caracterización física necesaria para la validación de una dosimetría realizada con detectores radiográficos, ionométricos y semiconductores en condiciones no estándar.

Para poder demostrar dicha hipótesis en las condiciones de trabajo con que se contaba, debieron primero atenderse un número de requisitos u objetivos:

- Poner a punto, tanto geométrica como dosimétricamente, el tratamiento de ICTe- con el nuevo acelerador Lineal Primus del Hospital Universitario Virgen Macarena de Sevilla, en su nuevo emplazamiento dentro del *bunker*.
- Simular, utilizando la técnica de MC, y bajo la precisión requerida, el haz de 6 MeV de energía nominal generado por este acelerador en las condiciones de tratamiento.
- Reproducir con MC la incidencia de los 6 haces para verificar la distribución de dosis en profundidad medida experimentalmente con película.
- Verificar que las características del haz bajo condiciones de tratamiento obtenidas de forma experimental y con MC coinciden.

- Obtener aquellas verificaciones en términos de dosimetría absoluta necesarias para la oportuna implantación de la técnica en el Hospital Universitario Virgen Macarena de Sevilla como centro de referencia para toda Andalucía.

## **2 – MATERIAL Y MÉTODO**

### **2.1 – ACELERADOR LINEAL, MAMPARA DEGRADADORA Y LÁSERES**

En el Hospital Universitario Virgen Macarena de Sevilla, para tratar con radiaciones ionizantes a los pacientes del Servicio de Oncología Radioterápica se cuenta con un Siemens Primus (Serie #3095) de última generación con las siguientes características:

- Doble energía de fotones de 6 MV a baja (50 cGy/min) o alta (200 cGy/min) tasa y 15 MV a baja (50 cGy/min) o alta (300 cGy/min) tasa.
- Seis energías de electrones de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV y 21 MeV a baja (300 cGy/min) y alta (900 cGy/min) tasa con aplicadores que conforman campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  y  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  en el isocentro.
- Colimador multiláminas de doble divergencia para conformación de campos y también adaptado para tratamientos con Intensidad Modulada (IMRT) con la modalidad de Step and Shoot (*Leal A 2001a, Leal A et al 2004b, 2003, Sánchez-Doblado F et al 2005a, 2005b, 2001a, 2001b, 1999*).

Durante este trabajo de investigación se ha utilizado el haz de electrones con una energía nominal de 6 MeV a alta tasa. Para la instalación del acelerador, se tuvo previsto aprovechar toda la distancia posible entre la pared y la fuente para aumentar el campo disponible a largas distancias. Se consiguió una distancia fuente-pared de 4 m, distancia adecuada para acoger tratamientos de ICTe-.

Durante la ICTe- es necesario utilizar una mampara degradadora que atenúe el haz de electrones hasta conseguir unas condiciones dosimétricas óptimas sobre la piel del paciente, ubicado detrás de la mampara (AAPM 1987, Alonso S et al 1996, Antolak J and Hogstrom K 1998, Carrasco E et al 2006, 2004, 2003a, 2003b, 2002a, Faiz M 2003, Lin H et al 2004, Podgorsak EB and Podgorsak M 1999, Ye SJ et al 2005). En nuestro caso dicha mampara es de *Polimetilmetacrilato* (PMMA) de 0.8 cm de grosor y se aloja dentro de un marco rectangular de 1.2 m de ancho por 2 m de alto. La mampara se sitúa a una determinada distancia del paciente durante el tratamiento para proporcionar las condiciones de fluencia y homogeneidad más óptimas en la superficie del paciente a tratar, tal y como veremos a lo largo de este trabajo.

Para poder posicionar al paciente con la mayor precisión y celeridad posible, se ubicó un láser horizontal en la pared de tal forma que trazase un plano perpendicular al haz justo a la distancia de superficie del paciente, es decir, a 3.80 m de la fuente (ver **figura 2.1.1.**)



**Figura 2.1.1.** Disposición en el *bunker* del láser adicional instalado para la ICTe- y su situación con respecto al Linac.

## **2.2 – EQUIPOS DOSIMÉTRICOS**

Tal y como ya mencionamos en la introducción, la ICTe- es una terapia que requiere pericia técnica desde el punto de vista dosimétrico al ser un tratamiento no estándar para el que se utilizan los campos más grandes posibles a largas distancias, con objeto de cubrir toda la superficie cutánea del paciente. En este sentido, diferentes técnicas, equipos y detectores dosimétricos han sido requeridos para cubrir las necesidades de la puesta a punto de esta técnica.

### **2.2.1 – RADIOGRÁFICOS**

Para lograr la mayor homogeneidad posible en el tratamiento sería deseable que el paciente rotara sobre si mismo mientras se está produciendo la irradiación. Para aproximarnos a esta situación, se tomó la decisión de reimplantar la técnica para ICTe- de irradiación con 6 campos duales denominada *Técnica de Stanford* (AAPM 1987, Alonso S et al 1996, Hoppe RT et al 1979a, 1979b) tal y como se mencionó en el **apartado 1.3.2**. El tratamiento se llevaría a cabo con seis campos de rotación a 0°, 60°, 120°, 180°, 240° y 300°, y doble incidencia cada uno girando el brazo (Ver **figura 2.2.1.1**). Cada día se darían tres de ellos, de forma que no se den el mismo día dos campos contiguos. El ciclo se completa por lo tanto cada dos días.

Existen varias formas de obtener un PDD en esta situación de tratamiento descrita. Éstas serían:

- Haciendo un barrido con una cámara y una cuba convencional. Con este proceso sólo se puede obtener el PDD frontal, sin poder conocer la contribución relativa de los campos adyacentes.



**Figura 2.2.1.1.** Paciente sobre plantilla para seguir la secuencia del tratamiento cada 2 días ilustrando las orientaciones angulares de los 6 campos duales.

- Con un recipiente cilíndrico lleno de agua y un diodo. En este caso se obvia el efecto que pueda tener la pared de plástico del recipiente sobre la dosis y hay que utilizar otro método para valorar la zona superficial.
- Con una cámara o dosímetro en un fantoma de agua sólida variando la profundidad (teniendo que hacer medidas cada mm)
- Con película radiográfica.

Tras analizar las ventajas y desventajas de cada uno de estos diferentes métodos, por nuestra previa experiencia y por la de centros colaboradores, se decidió que la opción de película es el método más adecuado (Piermattei A et al 2004). A pesar de los inconvenientes, (se realizó primero un exhaustivo estudio para que ninguna otra fuente de irradiación

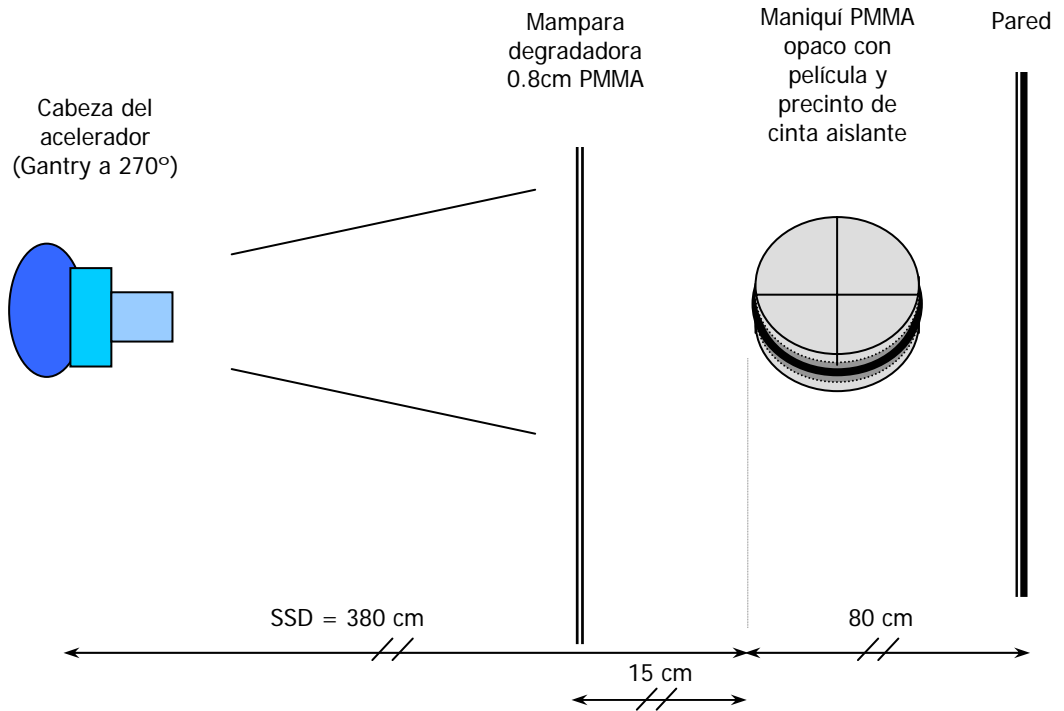


pudiera velar la película antes de ser irradiada) con este método se pueden obtener individualmente cada uno de los PDDs correspondientes a cada uno de los campos, la suma de dos campos adyacentes, de tres, o incluso de los seis.

Para obtener dicho PDD en condiciones de ICTe-, hay que preparar la película entre dos láminas de PMMA circulares opacas, sin ser dicha placa previamente irradiada por cualquier otra fuente de radiación, incluida la luz visible. Esto se puede conseguir de dos formas:

- Situando la placa entre el PMMA en la misma sala de tratamiento completamente a oscuras, es decir, previamente cubriendo todas las posibles fuentes de radiación o luz visible con algún material opaco.
- Ubicando la placa entre el PMMA circular en un cuarto oscuro y precintando el conjunto de PMMA-placa-PMMA con cinta aislante negra opaca, (de la misma casa comercial durante todo el experimento para mantener sus características de composición constante), pudiendo así, trabajar con cierta luz visible en el bunker.

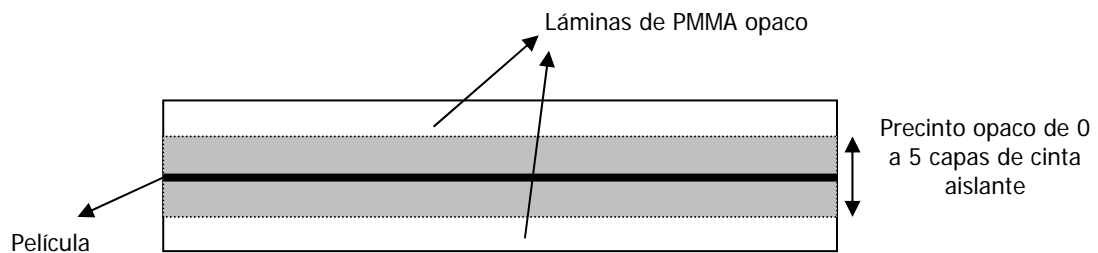
Se optó por la segunda opción (ver **figura 2.2.1.2.**).



**Figura 2.2.1.2.** Esquema representativo de la situación de irradiación de placa para obtener el PDD bajo condiciones de ICTe-.

Se diseñó un experimento previo para averiguar varias cuestiones de interés (ver **figura 2.2.1.3.**):

- La opacidad de la cinta aislante e investigar la relación del número de capas que lo hacen totalmente opaco a la luz visible.
- La relación que dicho número de capas pueda tener sobre la dosis depositada en la película y por lo tanto, sobre el PDD a adquirir.

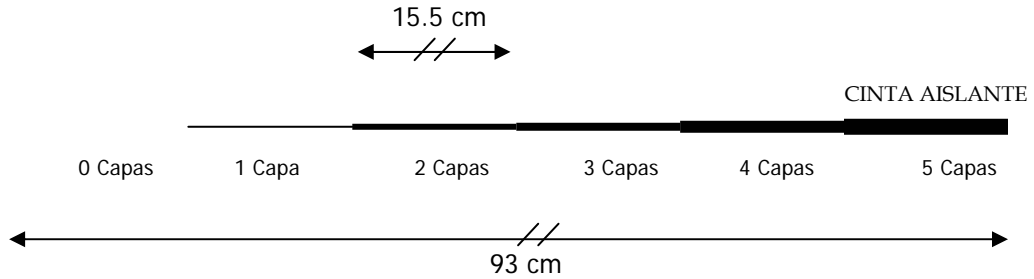


**Figura 2.2.1.3.** Esquema del Bloque a utilizar como fantoma para medir los PDDs

- En un cuarto oscuro, sobre una superficie lisa perfectamente pulida, y con la ayuda de un "cutter" lo más afilado posible, se cortaron las placas Kodak EC Films (<http://www.kodak.com>) con una de las dos láminas de PMMA como patrón. Las placas cilíndricas de PMMA tenían unas dimensiones de 29.5 cm de diámetro y 1.2 cm de alto.

Esta labor debe ser muy rigurosa ya que cualquier desplazamiento milimétrico en el corte de las películas tanto hacia dentro como hacia fuera de la circunferencia a cortar, representaba un error de lectura en el PDD a medir. Las placas circulares cortadas se volvían a meter dentro de su sobre opaco original precintado para su posterior uso.

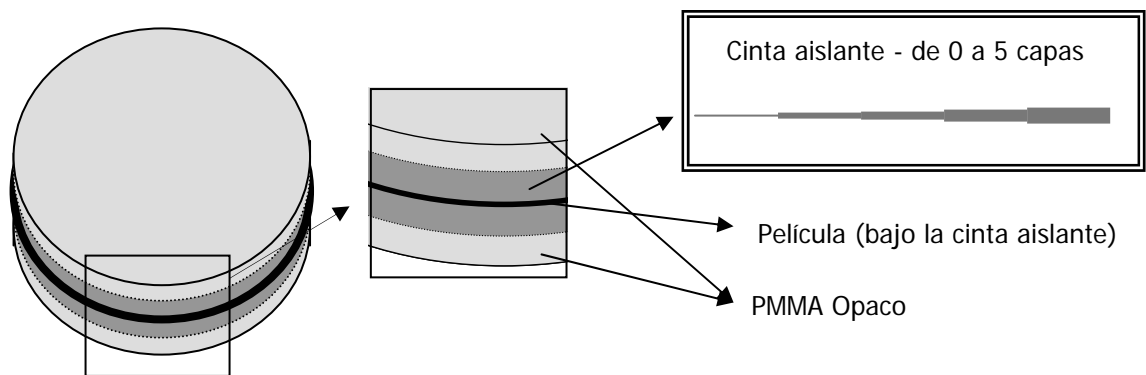
Al mismo tiempo, para averiguar la opacidad de la cinta aislante con la que iba a ser precintado todo el diámetro de la placa entre las dos láminas de PMMA, se preparó una cinta con el siguiente formato: Ya que el perímetro total de los maniquís opacos es de  $L = 93$  cm ( $r = 14.75$  cm), se dividió dicho perímetro para que tuviera 6 secciones. Cada sección de  $L/6 = 15.5$  cm de largo fue cubierta con 0, 1, 2, 3, 4 y 5 capas de cinta aislante. Por lo tanto se preparó una cinta aislante de 77.5 cm de largo ( $93$  cm ( $L$ ) –  $15.5$  ( $L/6$ )) sobre la cual se pegó, desde una de sus puntas, otra capa de cinta de 62 cm, sobre la cual se pegó, desde el mismo pico, otra capa de 46.5 cm, y sobre esta última otra de 31 cm y finalmente otra de 15.5 cm. El resultado final de la cinta se puede ver en la **figura 2.2.1.4**.



**Figura 2.2.1.4.** Esquema de las diferentes capas de la cinta aislante.

Cuando la cinta aislante ya estaba preparada, en el cuarto oscuro, se insertó como un "sándwich" entre las dos placas de PMMA opaco, una de las placas circulares previamente cortadas. El conjunto se precintó con la cinta aislante tal y como se muestra en la **figura 2.2.1.5**.

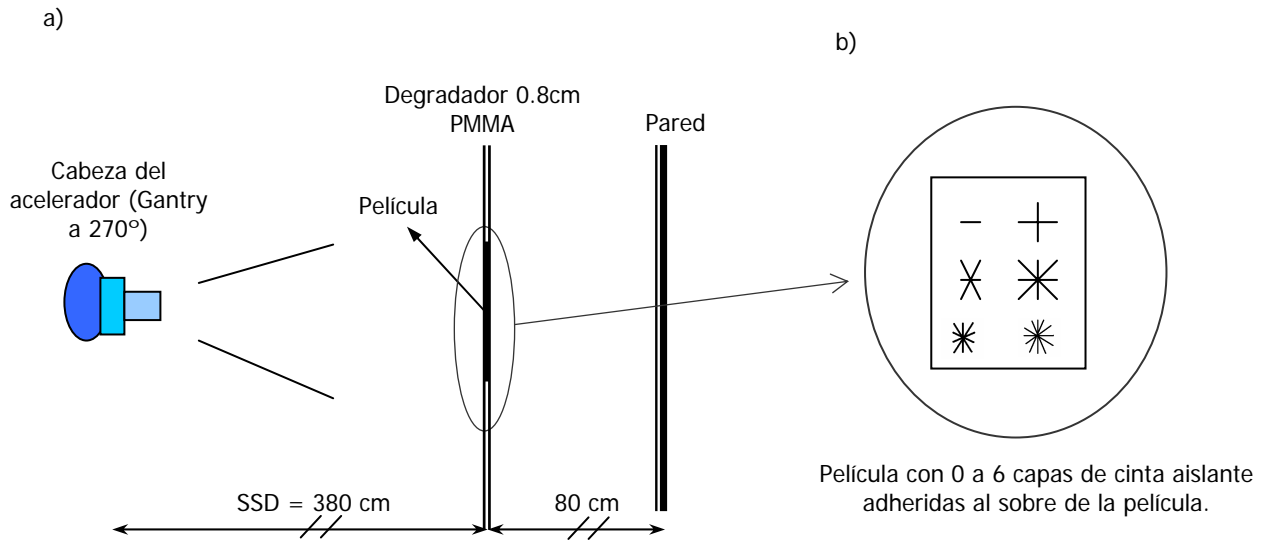
Con el bloque ya configurado, se salió del cuarto oscuro y se expuso todo su perímetro a un foco de luz y al láser de posicionamiento del bunker. Se reveló la película para ver la opacidad de las diferentes capas de cinta.



**Figura 2.2.1.5.** Esquema del bloque y la cinta aislante.

Al mismo tiempo, para averiguar la relación entre el número de capas y la dosis depositada en la película y por lo tanto, sobre el PDD a adquirir, se preparó una película con cinta aislante de cero a cinco capas pegadas al sobre original (ver **figura 2.2.1.5b**).

La película fue posteriormente irradiada en condiciones de ICTe- a una *Distancia Fuente Superficie* (SSD de *Source to Surface Distance*) de 380 cm tras la mampara degradadora (**figura 2.2.1.5a**)

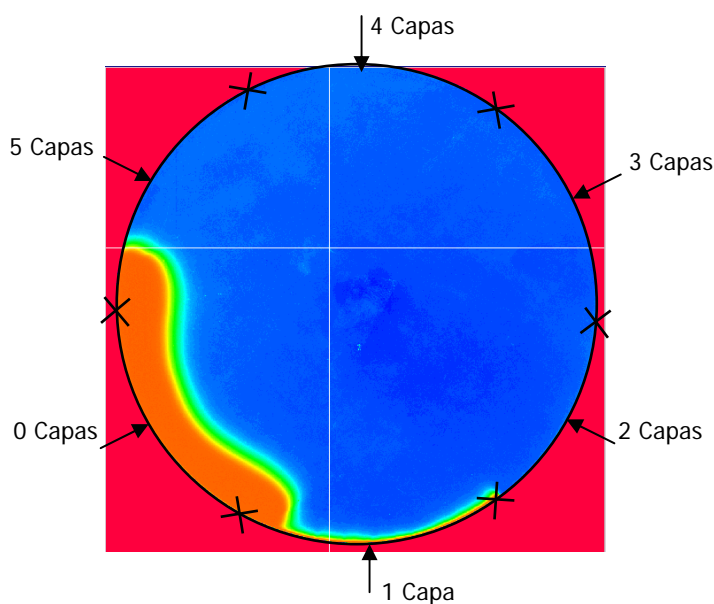


**Figura 2.2.1.5.** a) posicionamiento y b) esquema de la placa a irradiar con las diferentes capas de cinta aislante.

Una vez reveladas las películas se pudo observar lo siguiente:

- La relación número de capas con dosis depositada. Para 6 MeV, en condiciones de ICTe- tras la mampara, no influye el número de capas de cinta aislante sobre la dosis.

- Estudio opacidad. Tras 2 capas de cinta aislante, (ver **figura 2.2.1.6.**), el efecto de la radiación visible sobre la película era nulo.

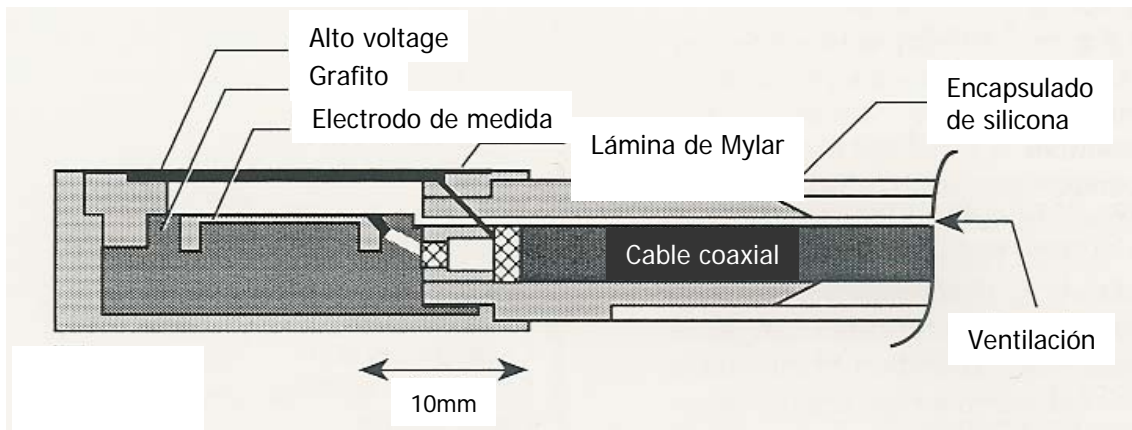


**Figura 2.2.1.6.** Placa con lectura de escaner tras las diferentes capas (0 a 5) de la cinta aislante expuestas a la radiación visible.

Por los resultados mencionados se pudo concluir que, para irradiar nuestras películas en el maniquí opaco circular y obtener el rendimiento en profundidad en condiciones de ICTe- para las influencias de 1, 2, 3 y hasta 6 campos adyacentes, podemos cubrir el perímetro de la película con sólo 2 capas de cinta aislante, sin que afecte la radiación visible a la dosis depositada.

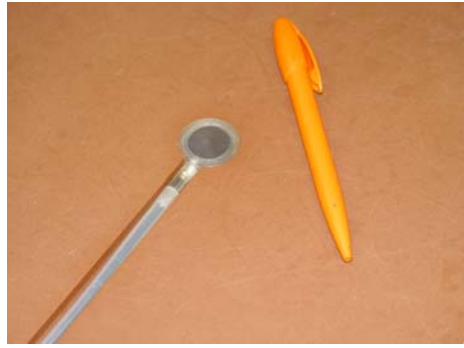
### **2.2.2. –IONOMÉTRICOS**

Las cámaras plano-parallelas NACP de Scanditronix (<http://www.scanditronix-welhofer.com>) (ver **figuras 2.2.2.1 y 2.2.2.2.**) han sido utilizadas para obtener las lecturas absolutas necesarias para relacionar radiación emitida con dosis absorbida. Sus características están perfectamente recogidas en la bibliografía y son equipos dosimétricos que se pueden utilizar tanto en fantasmas sólidos (agua sólida, perspex, PMMA, etc) (ver **figura 2.2.2.2.**) como líquidos (sumergido en agua dentro de una cuba, en nuestro caso la RFA 300 de Scanditronix).



**Figura 2.2.2.1.** Esquema de una cámara plano-paralela NACP

Se han calibrado las dos cámaras NACP (10-10 y 39-03) disponibles en el servicio, frente a la cámara cilíndrica patrón PTW 23333 (592), bajo un haz de electrones con una energía nominal de 18 MeV (ver **figura 2.2.2.2.**)



a)



b)

**Figura 2.2.2.2.** Cámaras a) plano paralela NACP b) cámara cilíndrica PTW 23333, utilizadas durante la dosimetría absoluta

Las condiciones de calibración fueron las siguientes:

$$\overline{E}_0 = 17.99 \text{ MeV}$$

$$R_p = 9.36 \text{ cm}$$

$$\text{Profundidad de medida (máximo)} = 1.8 \text{ cm}$$

$$\text{Campo} = 15 \times 15 \text{ cm}^2$$

$$z/R_p = 0.192 \text{ cm}$$

$$\frac{\overline{E}_z}{\overline{E}_0} = 0.768$$

$$\overline{E}_z(1.8 \text{ cm}) = 13.82 \text{ MeV}$$

$$p_f = 0.989 \text{ (perturbación por fluencia de la cámara cilíndrica)}$$

$p_d = 0.998$  (al no poder evaluar analíticamente el valor de  $p_d$  ni poder desplazar físicamente la cámara hasta el punto efectivo de medida 1.5 mm, se evaluó su valor a partir de la curva de rendimiento (PDD 1.65 = 99.8 %).

Las lecturas que se describen de las 3 cámaras en la **tabla 2.2.2.1** se realizaron con la verificación adicional de una cámara monitora redundante para asegurar la constancia de la Salida.



**Tabla 2.2.2.1.** Relación entre las lecturas de los electrómetros y las cámaras de ionización.

	Lectura ( $\times 10^{-10}$ C) de la cámara PTW 22333	Lectura ( $\times 10^{-10}$ C) de la cámara pp (10-10)	Lectura ( $\times 10^{-10}$ C) de la cámara pp (39-03)
	191.56	60.90	68.38
	191.41	60.77	68.31
	191.61	60.37	68.24
	191.96	60.67	68.17
	191.32	60.79	68.21
<b>Media</b>	$191.57 \times 10^{10} \pm 0.22$	$60.70 \times 10^{10} \pm 0.18$	$68.26 \times 10^{10} \pm 0.07$

El valor de  $N_{D,pp}$  viene dado por la expresión:

$$N_{D,pp} = \frac{M_{u,cil} N_{D,cil} p_{u,cil}}{M_{u,pp} p_{u,pp}}$$

donde  $M_u$  representa la lectura de cada una de las cámaras,  $p_u$  el factor de corrección por perturbación y  $N_{D,cil}$  el factor de calibración de la cámara patrón.

Los factores de calibración de las cámaras NACP son los siguientes:

- Cámara pp (10-10):

$$\underline{N_{D(pp)} (10-10) = 1.455 \text{ cGy /div}}$$

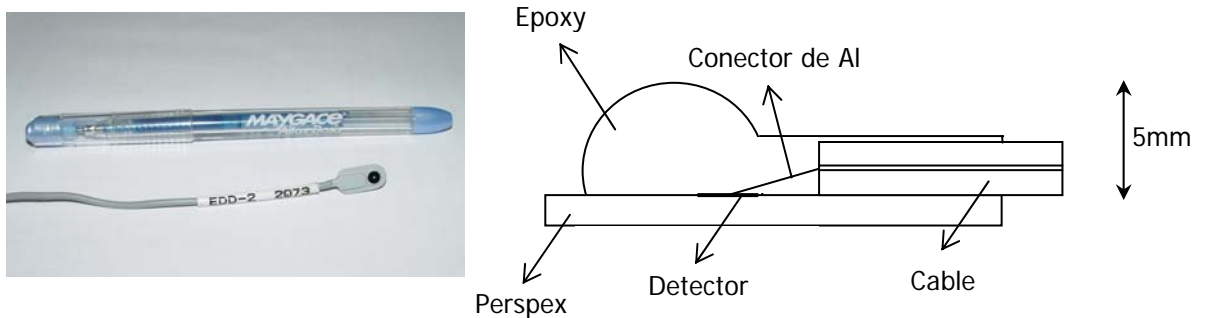
- Cámara pp (39-03):

$$\underline{N_{D(pp)} (39-03) = 1.293 \text{ cGy /div}}$$

### **2.2.3. – SEMICONDUCTORES**

Los detectores semiconductores utilizados a lo largo de este trabajo de investigación fueron los diodos de Silicio EDD-2 tipo-p de Scanditronix (<http://www.scanditronix-welhofer.com>) para su uso tanto en dosimetría *in-vivo*, como para otros. Su diseño (ver **figura 2.2.3.1**) y sus características como detector están bien referenciadas (Arráns R 1995, Grussel E and Rikner G 1986, Rikner G and Grussell E 1987) pero se pueden destacar las siguientes ventajas frente a otros detectores de radiación como pueden ser los TLDs o la película radiográfica:

- Lectura instantánea
- Alta sensibilidad
- Buena resolución espacial
- Sin conexiones voltaicas
- Fácil manejo
- Robustez mecánica



**Figura 2.2.3.1.** Fotografía de un semiconductor EDD2 para electrones y esquema del diseño básico de un diodo (De Grussel E and Rikner G 1986)

En comparación con la metodología descrita en el **apartado anterior 2.2.2** sobre dosimetría ionométrica, los semiconductores no han sido utilizados para obtener lecturas absolutas de radiación absorbida sino para resultados relativos. En concreto para analizar la homogeneidad del haz y su comportamiento en profundidad a distancia SSD = 100 cm en la cuba RFA 300 de Scanditronix (<http://www.scanditronix-welhofer.com>).

En condiciones de ICTe- el estudio de la homogeneidad del haz se realizó con los diodos semiconductores tras la mampara degradadora a SSD = 380 cm (ver **apartado 2.4.1.4**) y el estudio del rendimiento en profundidad con una lámina de PMMA en un alojamiento diseñado específicamente para albergar dicho semiconductor (ver **apartado 2.4.2.1**)

#### **2.2.4. – FANTOMAS**

Dentro de los equipos necesarios para la dosimetría de los haces de radiación, se denominan fantomas aquellos elementos compuestos de un material equivalente al tejido humano, en cuanto a su igual comportamiento al ser expuestos a la radiación. El ICRU 44 *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements* especifica en detalle los conceptos básicos y su comportamiento en función del haz de radiación al cual están expuestos dichos materiales.

Los tres tipos de fantomas más utilizados en radioterapia son:

Fantomas estándar (<http://www.scanditronix-welhofer.com>): Fantomas cúbicos de agua con lados no inferiores a 30 cm. En nuestro caso se utilizó la cuba RFA 300 de Scanditronix de  $60 \times 60 \times 60 \text{ cm}^3$ .

Fantomas homogéneos: Bloques o láminas de agua sólida o equivalentes muy útiles para sustituir a la cuba de agua de difícil manejo. Éstos han sido utilizados a lo largo del trabajo de forma habitual en 3 formatos diferentes:

- Agua sólida en láminas cuadradas de 30 cm de lado y diferentes espesores (1, 2, 5 y 10 mm) algunas de ellas originalmente adquiridas con alojamientos específicos para los diferentes equipos de medida ya descritos.

- PMMA en bloque de 20 cm de altura y láminas de similares dimensiones al agua sólida. Una de estas láminas fue tallada en el centro de su superficie para alojar un diodo EDD2 y así poder realizar la dosimetría requerida con mayor exactitud.

- PMMA opaco en láminas circulares de 29.5 cm de diámetro y 1.2 cm de espesor. Estos maniqués fueron indispensables para poder realizar la

dosimetría fotográfica y así evitar la exposición de dichas películas a la luz visible durante la irradiación de las mismas.

Fantomas inhomogéneos: Pueden ser láminas individuales equivalentes a diferentes tejidos como pulmón, hueso, etc; o fantomas antropomórficos con estructuras completas de esqueleto, cavidades de aire, pulmón, etc. No son recomendados para su uso diario en la dosimetría de pacientes por las variaciones anatómicas entre el paciente y el fantoma (*ICRU 1976*). En nuestro servicio se dispone de uno de estos fantomas antropomórficos, el cual fue utilizado en la fase final del trabajo para verificar y contrastar los diferentes métodos dosimétricos aplicados a esta técnica de irradiación.

## **2.3 – PUESTA A PUNTO: TÉCNICA DE STANFORD**

Debido por una parte a la complejidad de la técnica y por otra a la relativa baja incidencia de esta afección, los centros seleccionados para su implementación deben poseer un alto nivel técnico y a la vez cubrir una amplia área de la población, tal y como ya se mencionó en el **apartado 1.3.2.** El desarrollo de la técnica debe adaptarse también a las peculiaridades de la instalación del servicio de radioterapia, requiriéndose por tanto un estudio particular de todos los parámetros físicos y dosimétricos relaciones con la ubicación en el *bunker*. En concreto nuestro Hospital es el único de Andalucía con esta posibilidad.

### **2.3.1 – CONDICIONES DE IRRADIACIÓN**

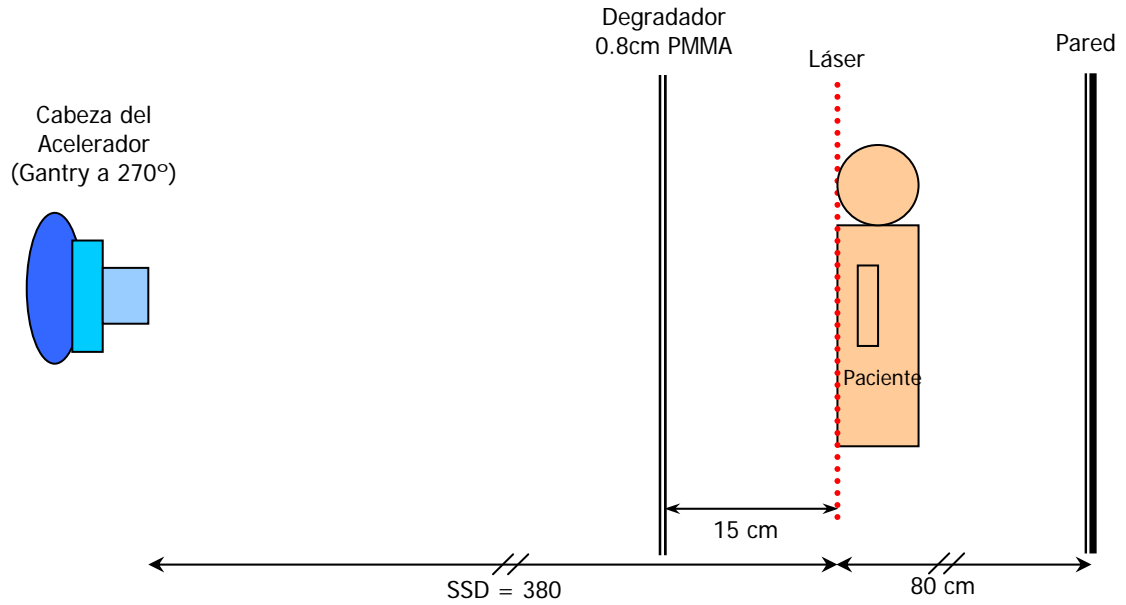
A continuación se describirán las condiciones de irradiación que hubo que considerar para implementar la técnica.

#### **2.3.1.1 - DISTANCIA DE TRATAMIENTO**

La técnica de Stanford demanda que a una cierta distancia de tratamiento SSD se logre un campo de longitud vertical de alrededor de 2m con una homogeneidad del 8% en los 1.60 m centrales (*AAPM 1987*).

Se comprobó que la distancia desde el isocentro del haz a la pared es de 3.60 m, gracias al desplazamiento que fue previsto para la instalación del *linac*. Con el giro del *gantry* a posición de tratamiento, (270°) esto conllevaría una distancia fuente - pared de 4.60 m.

Teniendo en cuenta que la retrodispersión de la pared es despreciable en este tratamiento y dejando suficiente espacio para la movilidad del paciente (80 cm con respecto a la pared), la distancia de tratamiento SSD fue establecida en 3.80 m (ver **figura 2.3.1.1.1**).



**Figura 2.3.1.1.1.** Esquema de la situación de

Para la fácil reproducción espacial durante los tratamientos, fue instalado un láser complementario en el *bunker* para que "toque" a la superficie del paciente a la distancia asignada (perpendicular al haz) en el punto de referencia (ombbligo) (ver **figura 2.1.1.**)

### **2.3.1.2 – ÁNGULO DE DOBLE INCIDENCIA**

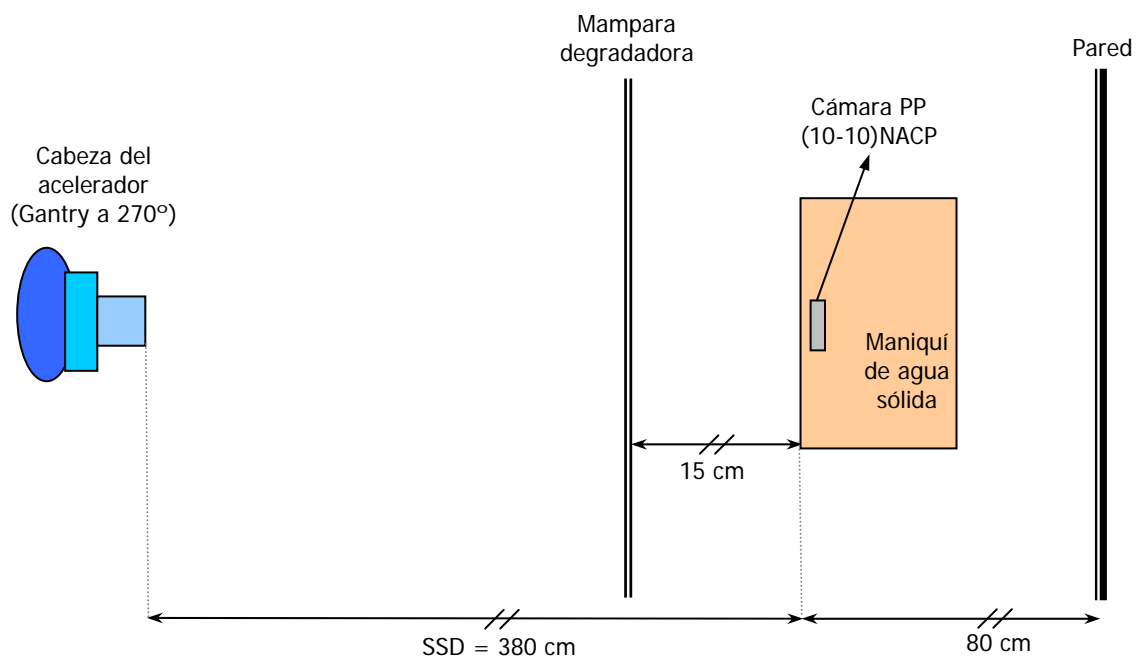
Con objeto de disponer de una mayor dimensión vertical del haz capaz de abarcar la altura del paciente con un grado aceptable de homogeneidad, al implementar la técnica clínicamente se optó por la contribución de dos haces superpuestos en las isodosis aproximadas del 50% de sus penumbras opuestas (*AAPM 1987, Alonso S et al 1996, Faiz M 2003, Podgorsak EB et al 1983*).

Con la disposición en el *bunker* que se muestra en la **figura 2.3.1.2.1**, se realizó un estudio para encontrar la mejor angulación bajo las siguientes condiciones de medida:

T° = 22.6 °C  
Pr = 768 mmHg  
SSD = 3.80 m con 0.8 mm de PMMA a 15 cm de la superficie.  
Cámara \_ PP (10-10) NACP  
Electrómetro \_ Therados RDM 1F  
UM/incidencia = 500 UM  
Tasa = 900 UM/min.  
Profundidad de medida = 2 mm.

La secuencia seguida para la obtención del ángulo óptimo para utilizar la doble incidencia durante el tratamiento queda descrita en la siguiente **tabla 2.3.1.2.1**. Se asumió como angulación óptima, a la vista de los resultados, un valor de  $\pm 15.6^\circ$  respecto de la posición de  $270^\circ$  del brazo de la unidad.





**Figura 2.3.1.2.1.** Disposición en el *bunker* de los diferentes equipos de medida

Angulación	Lectura
270°	14.13
270°	14.13
285.9°/254.1°	13.61
285.8°/254.2°	13.77
285.7°/254.3°	13.98
285.6°/254.4°	14.14
285.6°/254.4°	14.11
285.6°/254.4°	14.10
270°	14.13
270°	14.13

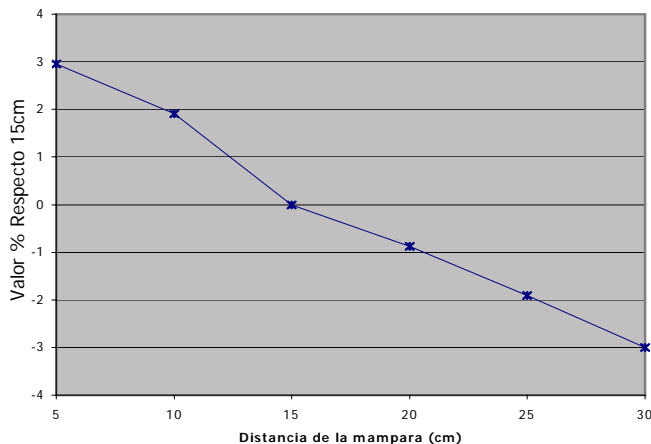
**Tabla 2.3.1.2.1.** Lecturas finales obtenidas para la obtención de los ángulos de doble incidencia

### **2.3.1.3 – DISTANCIA DE LA MAMPARA DEGRADADORA AL PACIENTE**

Tal y como se mencionó en el **apartado 1.3.2**, para que las características dosimétricas a la distancia de tratamiento sean las óptimas, es necesario utilizar un degradador de energía que cubra toda la extensión del campo. Se realizó un estudio de la influencia que puede tener en la dosis la cercanía del paciente a la mampara degradadora.

Se dispuso el maniquí de agua sólida a una distancia de la fuente de SSD = 380cm, alojando una cámara NACP situada a 4 mm de profundidad. Se fue variando la distancia de la mampara (una lámina de 0.8 cm de grosor de PMMA dentro de un marco rectangular de 1.2 m por 2 m de alto) a la superficie del maniquí, y se normalizaron los valores obtenidos con respecto a la lectura a 15 cm.

Tal y como muestra la **figura 2.3.1.3**, se observa que la dosis disminuye aproximadamente un 1 % cada 5 cm a medida que nos alejamos de la mampara, por lo que se toma la distancia de 15 cm como distancia de la mampara al paciente durante los tratamientos, teniendo en cuenta que cualquier mínima desviación desde esta posición no supondría una influencia significativa en los resultados dosimétricos finales.



**Figura 2.3.1.3.**  
Dependencia de la dosis con la distancia desde la superficie del maniquí a la mampara degradadora

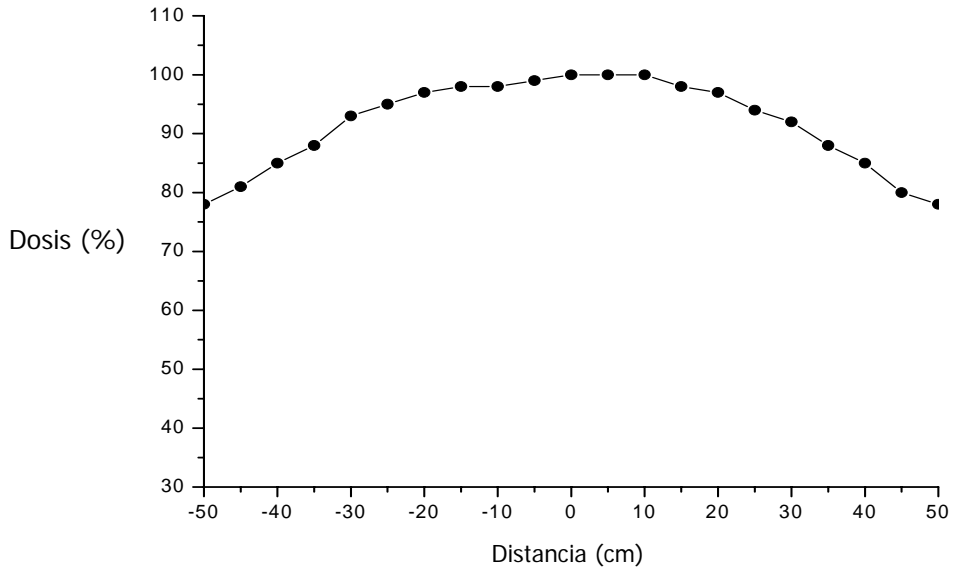
**2.3.1.4 – PERFILES DE HOMOGENEIDAD**

Para el estudio de la homogeneidad del haz del campo 40 x 40 cm<sup>2</sup>, primero se estudió con el analizador de haces RFA-7 los perfiles a 100 cm en el isocentro, con incidencia vertical en las direcciones X, Y y X-Y, para su uso en el futuro como verificación operativa (ver **apartado 2.5**).

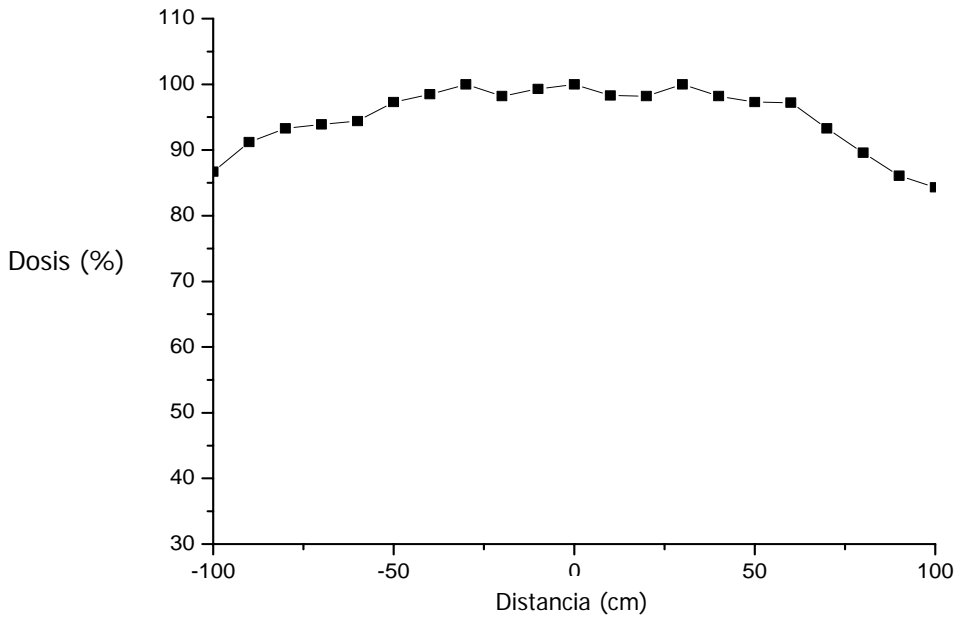
A continuación, con la homogeneidad del haz ya garantizada, se pasó a obtener el estudio de los hemi-ejes horizontal y vertical, a distancia ICTe- (SSD = 3.80 m), tras el degradador y con ambas incidencias (285.6° y 254.4°). Las medidas se tomaron con los detectores EDD-2 adheridos a la parte posterior del degradador de PMMA siguiendo los puntos previamente marcados cada 5 cm desde -50 cm a +50 cm a lo largo del eje X y cada 10 cm desde -100 cm a +100 cm a lo largo del eje Y. Los resultados se muestran en la **tabla 2.3.1.4.1** y las **figuras 2.3.1.4.1** y **2.3.1.4.2**.

**Tabla 2.3.1.4.1.** Valores de los perfiles correspondientes a las **figuras 2.3.1.4.1** y **2.3.1.4.2**.

<b>Distancia Eje X (cm)</b>	<b>Dosis (%)</b>	<b>Distancia Eje Y (cm)</b>	<b>Dosis (%)</b>
-50.0	78.1	-100.0	86.7
-45.0	81.2	-90.0	91.2
-40.0	85.1	-80.0	93.3
-35.0	88.3	-70.0	93.9
-30.0	93.0	-60.0	94.4
-25.0	95.1	-50.0	97.3
-20.0	96.9	-40.0	98.5
-15.0	97.8	-30.0	100.0
-10.0	98.0	-20.0	98.2
-5.0	99.2	-10.0	99.3
0.0	100.0	0.0	100.0
5.0	100.0	10.0	98.3
10.0	100.0	20.0	98.2
15.0	98.3	30.0	100.0
20.0	96.8	40.0	98.2
25.0	94.1	50.0	97.3
30.0	92.2	60.0	97.2
35.0	87.9	70.0	93.3
40.0	85.2	80.0	89.6
45.0	80.3	90.0	86.1
50.0	78.0	100.0	84.3



**Figura 2.3.1.4.1.** Perfil a lo largo del eje X (6 MeV, SSD = 3.80 m)

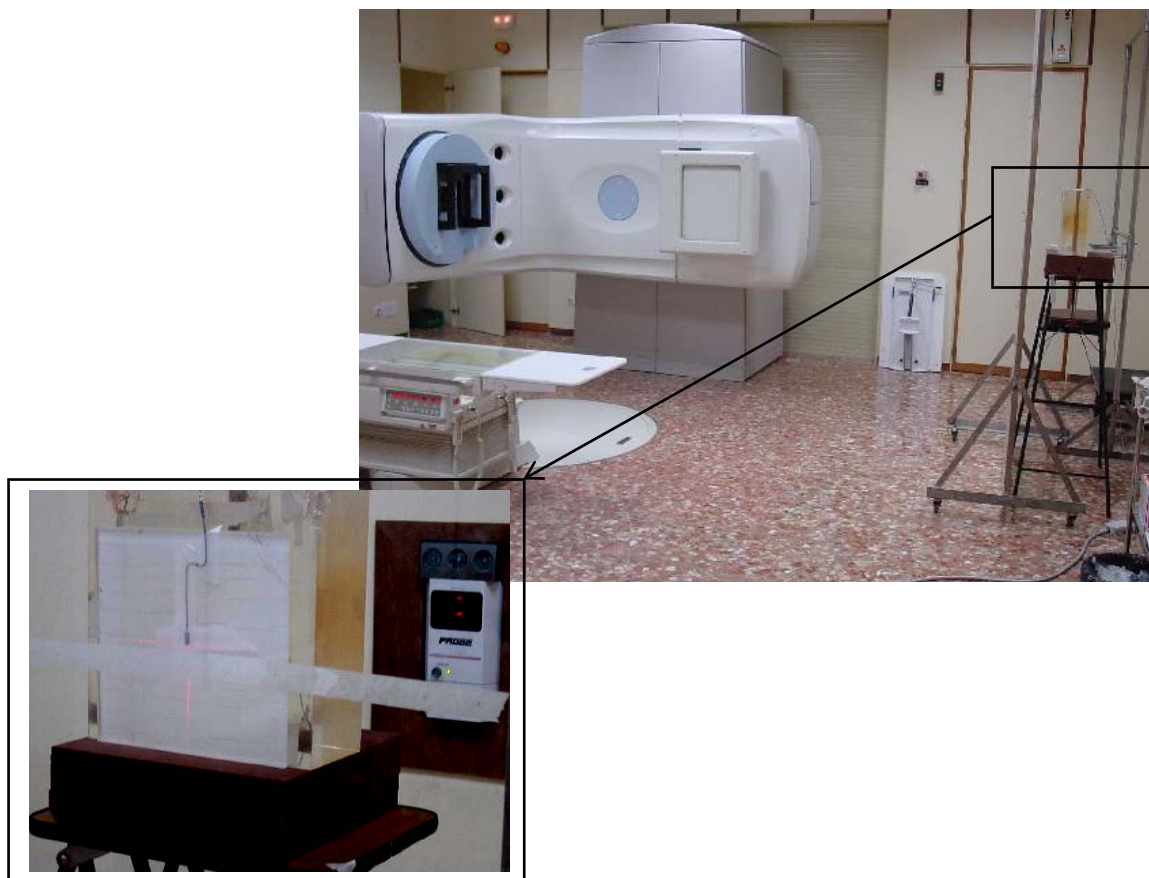


**Figura 2.3.1.4.2.** Perfil a lo largo del eje Y (6 MeV, SSD = 3.80 m)

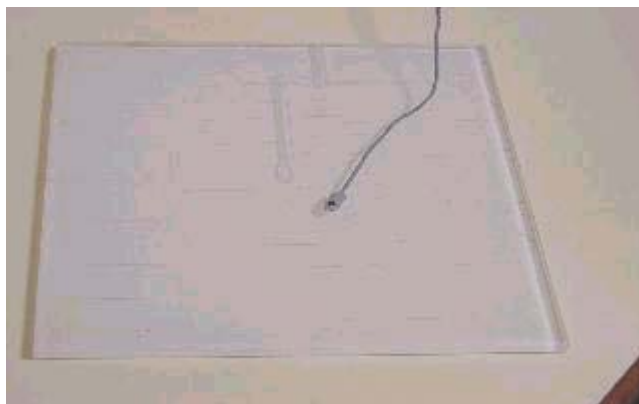
## **2.3.2 – DOSIMETRÍA ABSOLUTA Y CÁLCULO DE LA DOSIS**

### **2.3.2.1 – PDD PARA 1 Y 3 INCIDENCIAS**

Los rendimientos en profundidad para una única incidencia (sin tener en cuenta la contribución de los campos adyacentes) se midieron utilizando un diodo semiconductor ubicado en una lámina de PMMA especialmente diseñada para alojar dicho dispositivo, tal y como muestra la **figura 2.3.2.1.1** y la **figura 2.3.2.1.2**.



**Figura 2.3.2.1.1.** Disposición en el *bunker* de los diferentes equipos de medida.



**Figura 2.3.2.1.2.** Diodo semiconductor sobre lámina de PMMA con alojamiento específico correspondiente.

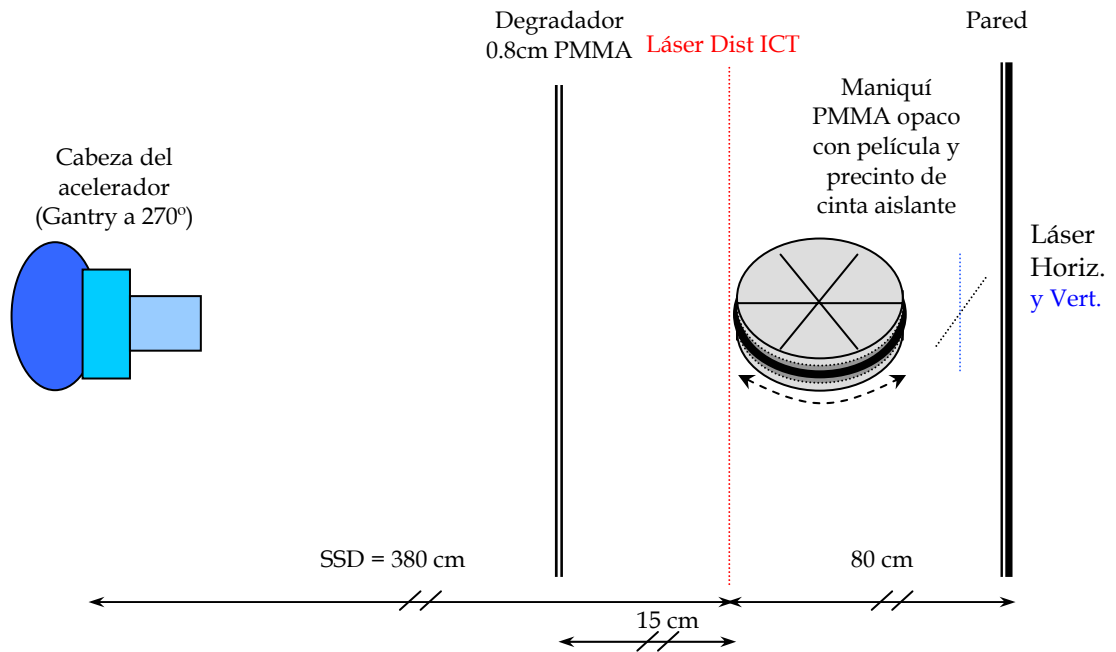
Tal y como se describió en el **apartado 2.2.1**, para verificar el rendimiento en profundidad del campo frontal en condiciones de tratamiento medido con diodo, se optó por la técnica con película irradiada con un único campo frontal a  $0^\circ$ . Del mismo modo, teniendo en cuenta que el rendimiento en profundidad del tratamiento total es debido al menos a 3 parejas de campos adyacentes, y el resto de los campos no tienen influencia sobre éste, para reproducir el rendimiento en profundidad total se utilizaron también películas irradiadas con campos a  $0^\circ$ ,  $-60^\circ$  y  $+60^\circ$ .

Para obtener la relación Nivel de gris / Dosis de las placas y así poder utilizarlas para validar las medidas dosimétricas relativas medidas experimentalmente, se irradiaron 9 películas en condiciones de ICT (doble disparo a  $285.6^\circ$  y  $254.4^\circ$ ) con 0, 200, 400, 600, 800, 1000, 1200, 1400 y 1600 UM respectivamente para cada una de estas angulaciones correspondientes a 0.047 cGy/UM según la dosimetría absoluta realizada con las lecturas relativas medidas con diodos (ver **apartado 2.4.2.2**), tal y como se muestra en la **tabla 2.3.2.1.1**.

<b>UM</b>	<b>cGy</b>	<b>Nivel de Gris</b>
0	0	255
200	9.4	254
400	18.8	245
600	28.2	236
800	37.6	228
1000	47.0	218
1200	56.4	210
1400	65.8	198
1600	75.2	179

**Tabla 2.3.2.1.1:** Relación Nivel de Gris (0-255)/Dosis y UM.

A distancia ICTe- y alineando con los 3 láseres, (en X, en Y y a distancia ICTe-) se situó el maniquí tras la mampara degradadora (ver figura 2.3.2.1.3).



**Figura 2.3.2.1.3:** Disposición en el *bunker* para la irradiación de las placas en condiciones de tratamiento.

Las condiciones de irradiación fueron las siguientes:

$T^{\circ} = 23.2^{\circ}\text{C}$   
Pr. = 764 mmHg  
SSD = 3.80 m, 0.8 mm PMMA a 15 cm superficie.  
Diodo EDD-2  
Electrómetro\_ Therados RDM 1F  
Doble Incidencia =  $285.6^{\circ}$  y  $254.4^{\circ}$   
UM/incidencia = 700 UM  
  
Tasa = 900 cGy/min en el isocentro.

Para obtener la primera placa (1 campo-doble incidencia) se efectuaron 2 disparos de 700 UM para cada incidencia a  $285.6^{\circ}$  y  $254.4^{\circ}$  correspondiente a 32.9 cGy. Una vez finalizado, en el cuarto oscuro se retiró la película y se preparó la siguiente entre los 2 fantomas circulares opacos, precintándolo todo con 2 capas de cinta aislante tal y como se había establecido previamente (ver **apartado 2.2.1.**)

Con el conjunto ya preparado y la placa del campo frontal guardada para su posterior revelado junto a las demás, se posicionó en el *bunker* el maniquí y la nueva película alineada con los 3 láseres tras la mampara.

Para obtener una placa de 3 campos adyacentes, se irradió primero el campo frontal con 700 UM por incidencia. Girando el maniquí sobre su eje  $+60^{\circ}$  (ver **figura 2.3.2.1.3**), se disparó de nuevo con 700 UM a  $254.4^{\circ}$  y  $285.6^{\circ}$ . Rotando el maniquí sobre su eje a  $-60^{\circ}$  con respecto a su posición inicial, se volvió a disparar con 700 UM por incidencia.

Al igual que antes, se llevó esta película al cuarto oscuro y una nueva se preparó entre los fantomas opacos circulares con su correspondiente precinto de 2 capas de cinta aislante.



Para obtener 2 campos contiguos, se irradió la película, en las mismas condiciones, a 0° y 60° con 700 UM por incidencia.

Siguiendo el mismo procedimiento, la última placa se irradió 6 veces con doble incidencia girándola 60° sobre su eje consecutivamente para obtener una distribución del rendimiento en profundidad a lo largo de todo el perímetro de la placa, y emulando el tratamiento total sobre la superficie del paciente.

Finalmente se irradiaron las películas para obtener la curva de calibración, y una vez irradiadas, se revelaron todas juntas, tanto las películas con los rendimientos en profundidad como las de calibración.

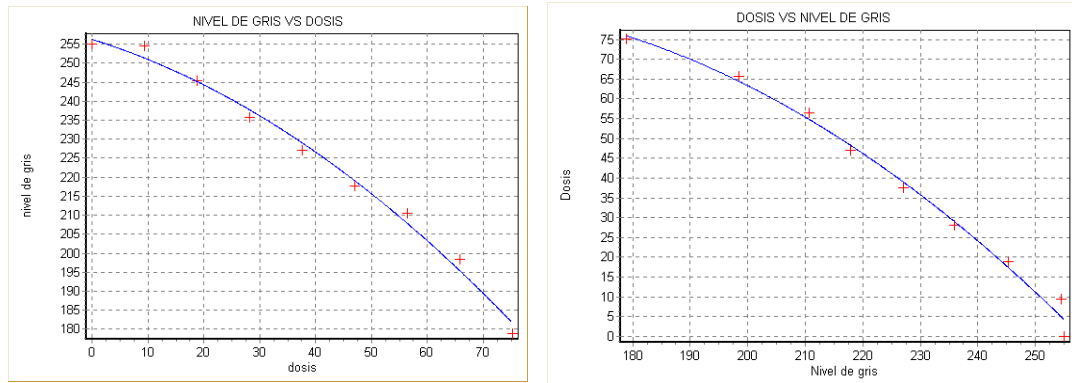
Para leer los rendimientos en profundidad de estas placas con 1, 2, 3 y 6 campos adyacentes, se utilizó el escáner AGFA ARCUS 2000 con los siguientes parámetros optimizados y utilizando una placa como referencia del calibrado óptico de fondo:

ORIGINAL	- Transparente
MODO	- Escala de Grises
BITS POR COLOR- 8 Bits	
ENTRADA	- 75 ppi
ESCALAR A	- 100%
RANGO	- 0 – 1.5
CURVA TONAL	- Gamma 1.0
NITIDEZ	- Ning
DESTRAMADO	- Ning
FLAVOUR	- Ning
PUNTO B/N	- Ning

Una vez que todas las películas, tanto de calibración como las circulares con las diferentes incidencias, fueron escaneadas con éstas

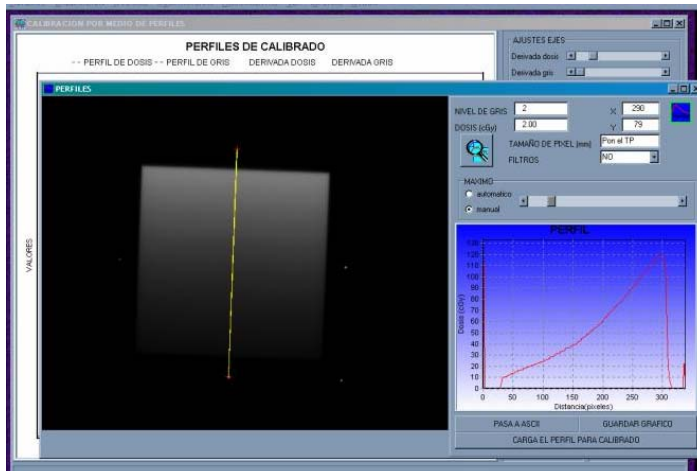
características y guardadas como ficheros *bmp*, se procedió a su análisis con el programa especializado *Film Analyzer for radiotherapy* (FAR) (Roselló J 2006, Roselló J and Sánchez-Doblado F 2005) desarrollado por nuestro grupo de investigación.

Utilizando dicho *software*, se obtuvo una curva de relación DO/Dosis, tal y como muestran las **figuras 2.3.2.1.4** y **2.3.2.1.5**.



**Figura 2.3.2.1.4.** Curva de Calibración Densidad Óptica / Dosis

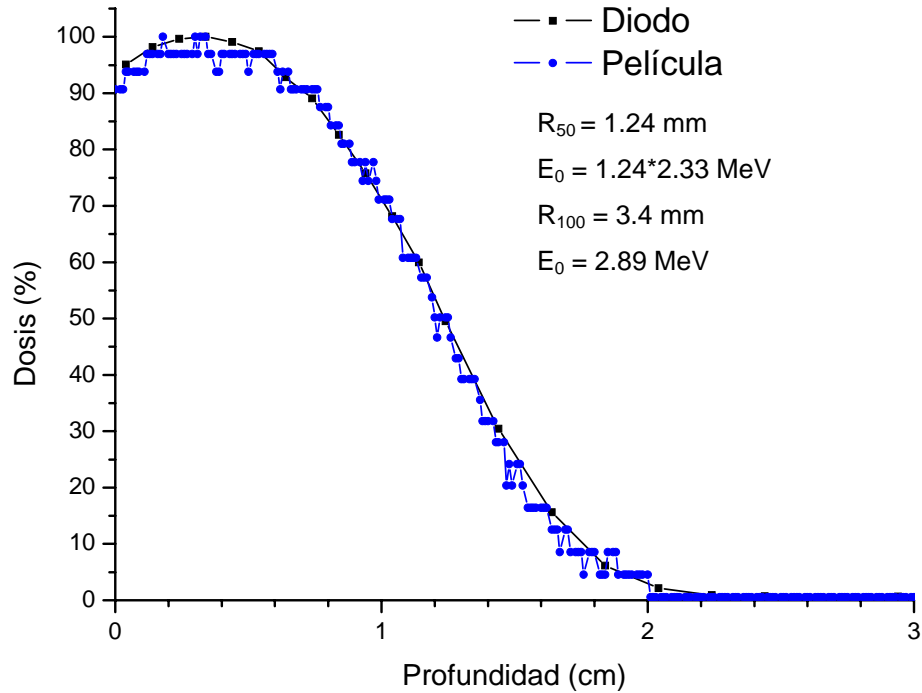
Esta misma curva se utiliza junto a la aplicación de Perfiles para obtener un fichero ASCII con los parámetros distancia/dosis.



**Figura 2.3.2.1.5.** Herramienta de perfiles dentro del software desarrollado

- **Campo frontal**

Se analizó la curva de rendimiento en profundidad para una única incidencia sobre la película y comparar los resultados obtenidos con el diodo semiconductor, tal y como se muestra en la **figura 2.3.2.1.6** y la **tabla 2.3.2.1.2**.



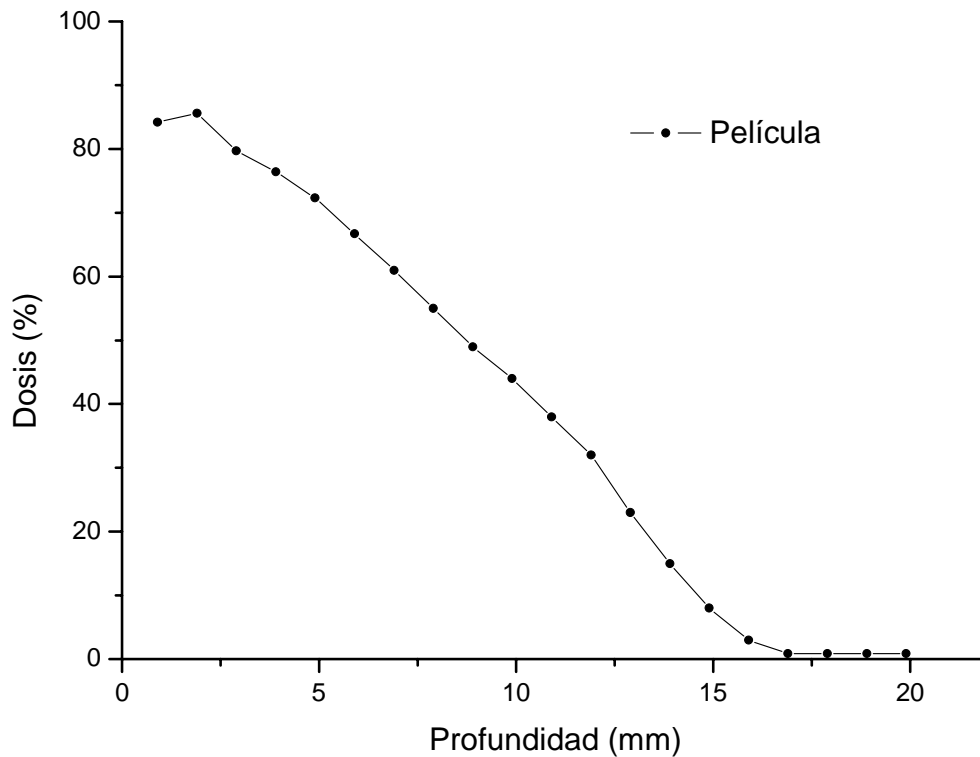
**Figura 2.3.2.1.6.** Curva y parámetros de PDD frontal ICTe- (6 MeV, SSD = 3.80 m, 8 mm PMMA)

DIODO			PELÍCULA	
Distancia (mm)	Lecturas	PDD (%)	Distancia (mm)	PDD (%)
0.40	85.20	96.70	0.00	90.67
1.40	87.12	98.88	0.40	93.82
2.40	87.95	99.82	1.40	96.93
3.40	88.11	100.00	2.30	96.93
4.40	87.32	99.10	3.40	100.00
5.40	85.83	97.41	4.40	96.93
6.40	81.81	92.85	5.40	96.93
7.40	78.48	89.07	6.30	93.82
8.40	72.79	82.61	7.40	90.67
9.40	66.79	75.80	8.40	84.29
10.40	60.03	68.13	9.40	77.74
11.40	52.86	59.99	10.40	67.67
12.40	43.63	49.52	11.30	60.78
14.40	26.84	30.46	11.50	57.29
16.40	13.74	15.59	12.40	50.20
18.40	5.42	6.15	13.40	39.27
20.40	1.91	2.17	14.40	28.03
22.40	0.81	0.92	15.30	20.33
24.40	0.63	0.72	15.50	16.44
29.40	0.62	0.70	16.40	12.52
39.40	0.58	0.66	17.40	8.55
			18.40	4.57
			20.30	0.54
			22.40	0.54
			25.40	0.54
			30.40	0.54
			35.40	0.54
			40.00	0.54

Tabla 2.3.2.1.2. Valores del PDD correspondientes a la figura 2.3.2.1.6.

### - Triple Campo

Como ya hemos mencionado, el rendimiento total de cada campo será debido a la incidencia frontal del mismo, así como a la contribución de los dos adyacentes. El resto de los campos no tendrán influencia sobre éste. Para obtener el campo total analizamos el rendimiento en profundidad de las películas irradiadas con 3 o más campos, es decir, películas irradiadas con campos a  $0^\circ$ ,  $-60^\circ$  y  $+60^\circ$  (ver **figura 2.3.2.1.7** y **tabla 2.3.2.1.3**).



**Figura 2.3.2.1.7.** Curva de PDD Total (6MeV, SSD=3.80m) con mampara de 0.8 cm de PMMA

Esta curva de PDD se empleará como curva de rendimiento convencional y, si deseamos por ejemplo 50 cGy en superficie por cada campo, la dosis depositada a 3 mm de profundidad sería:

$$D (3 \text{ mm}) = (50 + 50 + 50) * \text{PDD} (3 \text{ mm}) / 100.$$

<b>Distancia(mm)</b>	<b>Normalizado max. Frontal</b>
0.9	83.4
1.9	84.2
2.9	79.4
3.9	72.3
4.9	69.7
5.9	63.0
6.9	54.5
7.9	49.1
8.9	44.3
9.9	38.5
10.9	32.1
11.9	23.3
12.9	15.1
13.9	8.2
14.9	3.1
15.9	0.9
16.9	0.9
17.9	0.9
18.9	0.9
19.9	0.9

**Tabla 2.3.2.1.3.** Valores del PDD correspondientes a las medidas de la figura 2.3.2.1.7.

### **2.3.2.2 – DOSIMETRÍA ABSOLUTA EN AGUA**

Se procedió a la evaluación de la dosimetría absoluta en las siguientes condiciones:

Unidad de radiación: Siemens Primus  
Energía nominal: 6 MeV  
Tasa de dosis en isocentro: 900 cGy / min  
Profundidad de calibración: 4 mm  
Tamaño del campo: 40 x 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro  
Incidencia del haz: doble (254.4° y 285.6°)  
Distancia fuente-superficie: 380 cm  
Distancia superficie maniquí-mampara (8 mm PMMA): 15 cm  
Material: agua sólida situada sobre la camilla de ICTe-

#### **Datos de la cámara de ionización y del electrómetro.**

Modelo cámara: pp 39-03  
Factor de calibración:  $N_{d,pp}=1.293 \text{ cGy}/10^{-10} \text{ C}$

#### **Correcciones a la lectura del electrómetro**

Además de establecer las condiciones de medida en términos de UM a utilizar y las características del electrómetro, es necesario calcular el factor de corrección de la lectura del electrómetro por presión y temperatura  $\phi(p, \theta)$

Nº de UM por disparo (Doble Incidencia) = 1400 UM (700/Incidencia)  
Modelo electrómetro: Therados RDM 1F  
Polarización:  $\pm 400 \text{ V}$   
Presión: 770 mm Hg  
Temperatura: 22.5 °C

$$\phi(p, \theta) = \frac{760}{p} \frac{273.2 + \theta}{293.2} = 0.995$$

## Lecturas

Lecturas media doble incidencia:

$$\text{Polaridad +400 V: } 24.38 \times 10^{-10} \text{ C}$$

$$\text{Polaridad -400 V: } 22.50 \times 10^{-10} \text{ C}$$

Lectura media total doble incidencia:  $23.44 \times 10^{-10} \text{ C}$  (UM= 700)

Obsérvese que la diferencia entre lecturas con ambas polaridades es 8%. Este efecto también se describe en otros centros, llegando a valer hasta un 20%.

Lectura corregida:

$$\phi(p, \theta) = 0.995$$

$$k_h = 1.000$$

$$(k_{st})_u = 1.000$$

$$(k_s)_u = 1.000$$

$$M_u^* = M_u \phi(p, \theta) k_h (k_{st})_u (k_s)_u = 23.32 \times 10^{-10} \text{ C} \quad (\text{U.M.} = 700)$$

Utilizando el rendimiento en profundidad (PDD) que se ha obtenido en condiciones de ICT se procede a la determinación de la dosis en agua.

$$R_{50} = 1.24 \text{ cm}$$

$$E_0 = 1.24 \times 2.33 \text{ MeV} = 2.89 \text{ MeV}$$

$$S_{w,air} = 1.091 \text{ (tabla 6.3 protocolo SEFM)}$$

$$\rho_{u,pp} = 1.000$$

$$\phi_{w,m} = 1.000$$

$$\begin{aligned} D_w (4 \text{ mm}) / 700 \text{ U.M.} &= M_u^* N_{d,pp} \phi_{w,m} S_{w,air} \rho_{u,pp} / 700 \text{ U.M.} \\ &= \mathbf{0.047 \text{ cGy/U.M.}} \end{aligned}$$



### **2.3.2.3 – CÁLCULO DE LA DOSIS (3 INCIDENCIAS)**

Se pretendía conocer la dosis depositada en cualquier punto del eje frontal ( $D_{(x)}$ ). Para ello, se propuso la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} D_{(x)} &= ( D_{ref} \times PDD_{(x)total} ) / 100 \\ &= ( D_{ref} \times PDD_{(x)f} + D_{ref} \times PDD_{(x)+60} + D_{ref} \times PDD_{(x)-60} ) / 100 \\ &= D_{ref} ( PDD_{(x)f} + 2 * PDD_{(x)+60} ) / 100 \end{aligned}$$

donde:

$D_{(x)}$ : dosis de un punto del eje central a cualquier profundidad, aplicando doble incidencia y considerando la contribución del campo frontal y de los dos adyacentes.

$D_{ref}$ : es la dosis de referencia medida a profundidad del máximo, doble incidencia frontal (  $\pm 15.9$  ) y en condiciones ICTe- ( SSD= 380 cm, DFM= 15 cm, espesor mampara= 8 mm,  $E_{nominal}$ = 6 MeV ).

$PDD_{(x)f}$ : Curva rendimiento en profundidad con un único campo frontal sobre las placas (o medido con cámara PP) en condiciones de ICTe- y normalizado al máximo.

$PDD_{(x)+60}$ : Idem para incidencia  $60^\circ$ , normalizada al máximo de  $PDD_f$  con cámara PP.

$PDD_{(x)total}$ : Curva rendimiento en profundidad con 3 campos adyacentes sobre las placas en condiciones de ICTe- y normalizado con respecto al máximo de la incidencia frontal única. Es igual a  $( PDD_f + 2 \times PDD_{+60} )$  con cámara PP.

Obsérvese que, con la normalización empleada (máximo de curva frontal), podemos conocer la contribución de dosis en cualquier punto del eje central debida a todos los campos (0°, +60°, -60°), ya que las 2 curvas de PDD están referidas al mismo punto. Ese punto es, precisamente, el de la calibración absoluta ( $D_{ref} = 4 \text{ mm}$ ).

Todos los datos requeridos para hacer el cálculo son ya conocidos, y, por tanto, el número de U.M. por incidencia y por campo, para obtener una dosis diaria de 100 cGy a la profundidad prescrita de 3 mm será:

$$U.M. = \frac{2}{3} \times \frac{1}{0.7645} \times 100(\text{cGy}) \times \frac{1}{0.047(\text{cGy}/UM)}$$

ya que:

PDDtotal (3 mm) = 76.45 % con placas.

$D_{ref} = 0.047 \text{ cGy} / \text{U.M.}$

Con estos datos se obtiene que el nº de UM por incidencia y por campo para obtener una dosis diaria de 100 cGy a la profundidad prescrita será:

$$N = 928 \text{ U.M.}$$

Si en lugar de completar un ciclo cada día, se hace cada dos días, es decir, un día se tratan las angulaciones correspondientes a 0°, 120° y 240° y al día siguiente a 60°, 180° y 300° el número de unidades de monitor por campo será de:

$$N = 1857 \text{ U.M.}$$

## **2.4. – VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS CON EL CÓDIGO DE MONTE CARLO**

El Método de MC es un procedimiento matemático que nos permite simular cualquier sistema físico, químico, biológico o de cualquier otra rama de la ciencia que tenga unas leyes capaces de poder ser traducidas a un lenguaje matemático. En particular y referido a la Radiofísica, el número de trabajos publicados durante los últimos años y el interés general y de los distintos grupos de investigación internacionales en la aplicación de este método de cálculo, no ha hecho más que aumentar. En esencia el método consiste en la generación numérica de cascadas electrón-fotón mediante muestreo aleatorio a partir de distribuciones de probabilidad determinadas por las secciones eficaces de las interacciones. La simulación detallada de un gran número de estas cascadas proporciona esencialmente la misma información que una situación real. Para preservar la aleatoriedad de los procesos es necesario un generador de números aleatorios (RNG) capaz de producir una secuencia de números que sean independientes y en teoría que nunca se repitan (*Leal A 2001a, Leal A et al 2001b*). Los ordenadores digitales no son capaces de generar estas secuencias reales de números aleatorios pero sí pueden producir secuencias pseudo-aleatorias. Un ejemplo de lo que sería un RNG utilizado para Monte Carlo podría ser de la forma:

$$I_{n+1} = | (aI_n + c) | 2^k$$

Dónde:

$I_n$  es el número entero en posición n en la secuencia

A es el multiplicador

C es el incremento

K es el número de bits factible por el ordenador.

Para un procesador de 32-bit esto proporcionaría por lo tanto secuencias de  $4 \times 10^9$  números como máximo. El código EGS4 (Ver **apartado 2.4.1**) utiliza

el método de "Lagged-Fibonacci" que genera ciclos de  $2^{144}$  números (*Marsaglia G and Zaman A 1991*).

Las simulaciones con MC consideran las radiaciones dispersas de los materiales de alta densidad como los huesos, o de las cavidades de aire de forma más precisa que cualquier otro modelo de cálculo de dosis existente (*Andreo P 1991, Bielajew A et al 1994, Mohan R 1997, Rogers D 1991, Shortt K et al 1986*). ¿Por qué no se ha implementado ya de forma rutinaria en los planificadores de radioterapia? Debido al consumo en tiempo de cómputo que lleva consigo, de ahí que a veces sea referido como "el método de último recurso". A pesar de ello, ciertos problemas requieren una precisión que sólo MC puede proporcionar, y el aumento en el tiempo de procesado justifica el resultado al obtener un cálculo de dosis más preciso. Ya ha salido al mercado el primer planificador de radioterapia con el algoritmo de MC simplificado como solución para calcular la deposición de dosis en pacientes (*Ahnesjö A et al 2000, Cygler J et al 2005, 2004, Ding GX et al 2005*).

Las interacciones de los electrones y los positrones con la materia simuladas por los métodos de MC se pueden dividir en; a) colisiones en las que el electrón incidente interacciona con la materia perdiendo una fracción minoritaria de su energía por lo que puede seguir causando excitaciones o ionizaciones; b) colisiones en las que la transferencia de energía incidente del electrón es suficiente para producir una ionización y poner en movimiento este nuevo electrón con posible suficiente energía para causar excitaciones o ionizaciones posteriores. Esta creación de electrones secundarios es descrita habitualmente por la sección eficaz de Møller la cual considera ambos electrones como libres. (En el caso de los positrones, la creación de electrones secundarios se describe habitualmente por la sección eficaz de Bhabha).

Tanto el electrón como el positrón pueden interactuar elásticamente con el campo electromagnético del núcleo y ser dispersados. En estos casos, cuando la energía incidente no supera las decenas de KeV, las interacciones pueden prácticamente ser discretizadas y simuladas de forma individual, pero para energías superiores, el número de interacciones es tan grande que su simulación individualizada es prácticamente imposible. Es por ello que la mayoría de los algoritmos que describen las interacciones de los electrones en la materia utilizan una *teoría de dispersión múltiple* o *multiple scattering theory* en inglés para agrupar las interacciones elásticas que ocurren en estos casos. El código de EGS utiliza la teoría de *Mølière de dispersión múltiple* o *Mølière multiple scattering theory*.

Las interacciones inelásticas de los electrones y los positrones con el campo electromagnético del núcleo también son un proceso importante al cual se denomina *Radiación de Frenado* o *Bremsstrahlung* del alemán "*brems*" que quiere decir frenar y "*strahlung*" que quiere decir radiación. Durante dicho proceso, la partícula incidente cede parte de su energía para crear un fotón. Si la energía de dicho fotón está por encima de un límite a determinar, su trayectoria es seguida y si por lo contrario no supera dicho límite, su energía es depositada localmente.

Durante una colisión con un electrón, los positrones pueden sufrir *aniquilación* en la cual se crean un par de fotones que comparten la energía del positrón aniquilado y la del electrón.

Una planificación basada en MC se divide en dos fases: a) el modelado del haz emergente del acelerador y b) esta información se utiliza para calcular la distribución de dosis en el paciente. Un planificador de radioterapia necesita por lo tanto alimentarse de la caracterización detallada del haz incidente sobre el paciente, independientemente del algoritmo que a

posteriori se utilice para simular el transporte de las partículas en el modelo de CT, teniendo siempre en cuenta las interacciones que se han descrito con anterioridad. Es muy difícil medir directamente toda la información necesaria para generar este *Espacio de Fase* (PSD de *Phase Space Data*) original desde el cual partir (*Deasy J et al 1996*), y tampoco resulta sencillo generarlo partiendo de métodos analíticos (*Desobry G and Boyer A 1994*). La forma más práctica y precisa de conseguir información detallada del haz incidente es hacer también una simulación con MC, lo que denominaríamos *Full Monte Carlo* (FMC). Así quedaría constancia del comportamiento del haz desde su generación en la ventana del acelerador, como de su paso a través de los componentes que configuran geométrica y dosimétricamente su comportamiento, hasta la deposición final de energía o dosis en el paciente.

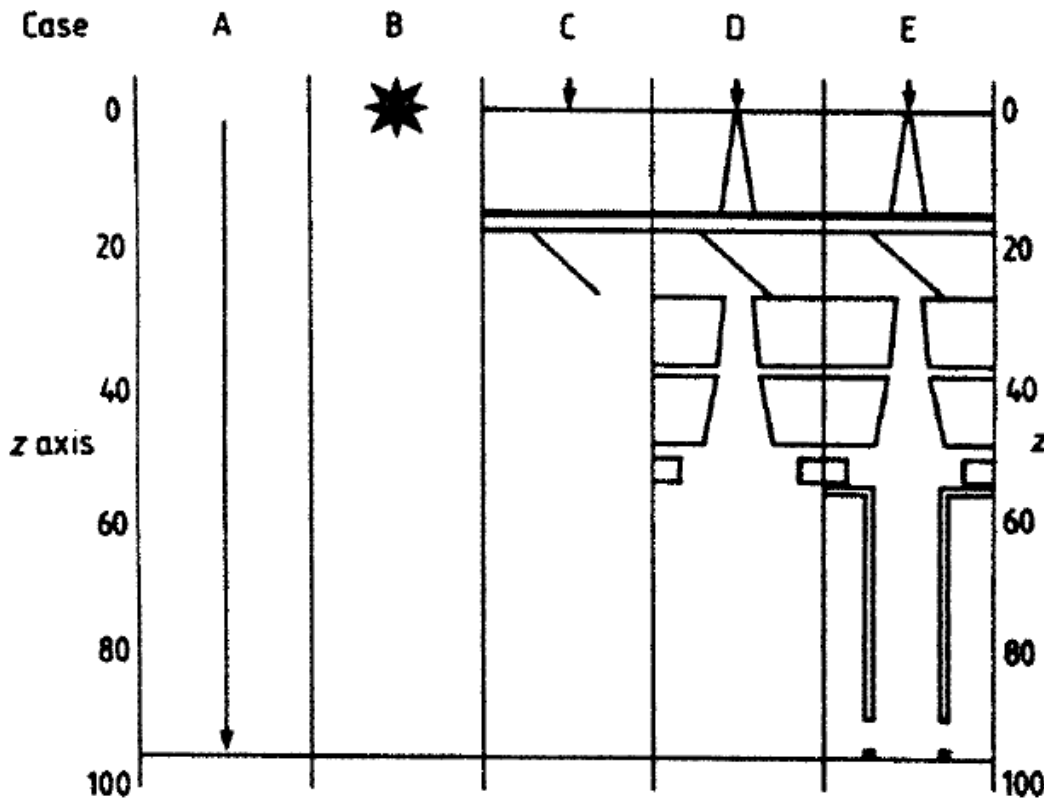
### **2.4.1. – EGS4 / EGSNRC**

Las simulaciones con Monte Carlo realizadas anteriormente de haces clínicos de electrones se podrían dividir en 2 grupos:

- a) Las desarrolladas hasta los años 90 con limitaciones desde el punto de vista computacional. Entonces se debían simplificar los aceleradores en uno o dos componentes que agrupaban la mayor influencia dosimétrica para poder realizar las simulaciones en tiempos razonables.
- b) Las simulaciones de los aceleradores completos con FMC. Estas se beneficiaron enormemente del código OMEGA BEAM desarrollado por el NRCC (National Research Council of Canada) y gracias al cual el modelado de los aceleradores se ha convertido en algo mucho más fácil y manejable. Este ha sido el método utilizado para este trabajo de investigación.

Si nos focalizamos en aquellas simulaciones que consideran la geometría completa del acelerador con FMC, a pesar de las ventajas adquiridas para la simulación de la geometría, la tarea no resulta fácil ya que se tienen en cuenta exhaustivamente los posibles fenómenos físicos que pueden acontecer al haz. Su estudio, por tanto, no es inmediato por parte de un usuario no iniciado, además de necesitar información detallada de los materiales y componentes del acelerador en cuestión, algo no siempre fácil de adquirir por parte de la compañía desarrolladora del *linac*. Además conviene tener en cuenta que en comparación con las simulaciones de haces clínicos de fotones, los haces de electrones son más sensibles a los detalles geométricos de la cabeza del acelerador. En este trabajo de investigación siempre nos referiremos a las simulaciones de haces clínicos de electrones.

Udale (*Udale M 1988, 1992*) fue quien primero advirtió de todas las dificultades asociadas a la tarea mencionada. Basado en el código EGS4 original de Nelson (1985) programó en FORTRAN líneas para simular un haz de 10 MeV producido por un Philips SL 75-20. Para analizar la influencia en el haz de los diferentes componentes de la cabeza del acelerador, Udale simuló 5 casos diferentes tal y como muestra la **figura 2.4.1.1**.



**Figura 2.4.1.1.** Esquema de las 5 geometrías simuladas por *Udale M (1988)* cuya complejidad aumenta progresivamente desde la geometría A hasta la E, gracias a lo cual pudo analizar la influencia de los componentes de la cabeza del acelerador a la distancia de tratamiento. Dibujo extraído de *Chang-Ming M and Jiang S 1999*.



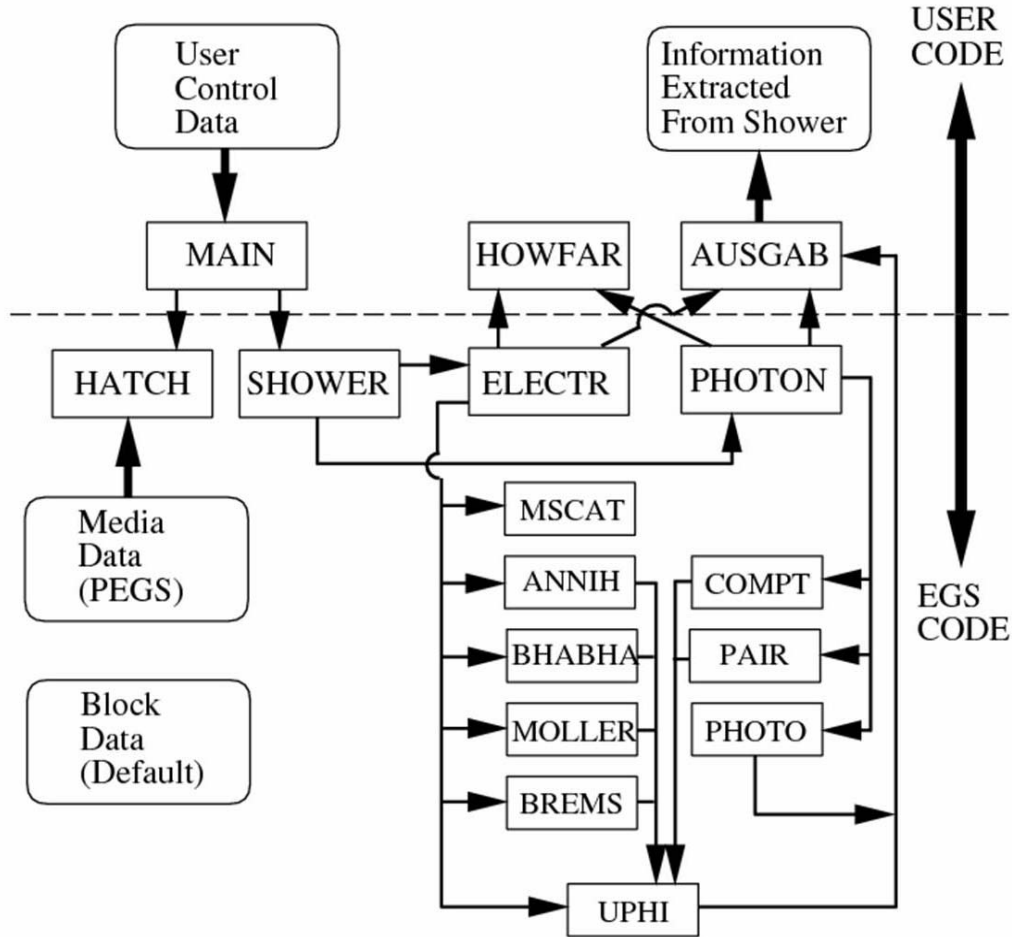
Para cada módulo se fue añadiendo progresivamente una componente de importancia en el comportamiento general de haz. Es un estudio de gran interés en su planteamiento ya que fue uno de los primeros en aprovechar en profundidad las ventajas que las simulaciones FMC podían proporcionar. La influencia que podía tener, en el comportamiento dosimétrico y geométrico del haz, al añadir cada uno de estos componentes es algo de gran interés tanto para los constructores de aceleradores, como para los radiofísicos hospitalarios, a la hora de aprovechar esta información en la dosimetría física habitual. Interesa destacar que Udale encontró menores discrepancias con las medidas experimentales para campos pequeños que para los grandes.

El propósito del conjunto de rutinas EGS4 (*Electron Gamma Shower 4.0*) (Nelson W et al 1985, Nelson W and Rogers D 1989) es simular el paso de fotones y partículas cargadas ( $e^-$  y  $e^+$ ) con energías entre los keV y varios TeV de magnitud a través de la materia, considerando la geometría e interacciones producidas. El código se desarrolló originalmente en los años 60 en el *Stanford Linear Accelerator* (SLAC) y también parte de la subrutina denominada SHOWER 1, cuando sólo se podían realizar simulaciones en plomo y de haces con energías menores de 10 GeV. El código desde sus inicios se ha ido adaptando a las necesidades que iban surgiendo.

Tras la implementación de EGS4 (1985) que ya podía trabajar bajo Linux/Unix, surgió EGSnrc (Rogers D et al 2005), códigos actualmente en desarrollo que además de bajo Linux/Unix funcionan en entornos Windows NT/2000/XP.

El código se divide en un "user code" a definir por el usuario y otra "EGS code". El "user code" contiene las subrutinas HOWFAR la cual define la geometría del acelerador lineal y AUSGAB que permite al usuario extraer

información de la subrutina SHOWER, la cual, al ser reclamada, genera una historia EGS. La **figura 2.4.1.2** muestra un esquema del código EGS4.



**Figura 2.4.1.2.** División entre en el código de usuario y EGS.

El objetivo principal de cada subrutina es:

HATCH - Realiza una verificación de los datos vinculados al medio, dando paso o no al resto del programa.

SHOWER – Esta subrutina es la que inicia la cascada de simulación y llama a las demás funciones responsables de los procesos de interacción.

HOWFAR – Este subprograma se encarga de los datos vinculados al modelo geométrico de la simulación.

AUSGAB – Esta subrutina se encarga de acumular los resultados y controla las implicaciones de las reducciones de varianza.

ANNHI - Es responsable de la aniquilación de pares.

BREMS - Simula los fotones creados por radiación de frenado (radiación Brem) tras la interacción de los electrones o positrones.

PHOTO - Realiza la simulación de la interacción fotoeléctrica.

PAIR – Subprograma que se encarga de simular la creación de Pares ( $e^+$ ,  $e^-$ ).

UPHI - Determina la dirección de salida del electrón por interacción.

MSCAT - Simula colisiones elásticas.

COMPT – Simula las interacciones Compton

PHOTON – Subprograma que llama a Photo, Compt y Pair, las subrutinas encargadas de simular las interacciones de los fotones.

ELECTR - Subprograma que llama a Mscat, Annhi, Brems, las subrutinas encargadas de simular las interacciones de los electrones.

## **2.4.2 – CÓDIGOS DE USUARIO**

### **2.4.2.1 – SIMULACIÓN DEL ACELERADOR – CÓDIGO BEAM**

Tal y como hemos mencionado el trabajo de Udale fue uno de los primeros en simular al completo la geometría del acelerador con precisión y sin utilizar las aproximaciones cilíndricas de las simulaciones originales. Bien es cierto que había que invertir mucho esfuerzo para poder aprovechar el código EGS4 en FORTRAN para su aplicación con otros modelos de aceleradores. Esto condujo al desarrollo de los códigos de usuarios y más en concreto a la aparición del código EGS4/BEAM (*Rogers D et al 1995*). El proyecto OMEGA (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm) comenzó como un trabajo de colaboración entre la universidad de Wincosin (Madison) y el Nacional Research Council of Canada (Ottawa). El objetivo era desarrollar un planificador 3D para haces de electrones que utilizara las técnicas de simulación de MC para calcular la distribución de dosis en el paciente. Uno de los mayores logros de este proyecto fue el desarrollo de los códigos usuarios BEAM y DOSXYZ (Ver **apartado 2.4.2.1 y 2.4.2.2**).

La **figura 2.4.2.1.1** muestra un esquema de los diferentes pasos que conllevan las simulaciones con el código de usuario BEAM00 (*Rogers D et al 2000*).

Durante las fases (I) y (II) el usuario incorpora la información general de la simulación, por ejemplo el material del target o si el filtro aplanador se encuentra antes, dentro o tras el colimador primario (Ver **apartado 2.4.2.1.1**.) Esto se realiza al definir las subrutinas HOWFAR y AUSGAB. El usuario habrá definido ya también las secciones eficaces de todos los materiales de los componentes del acelerador con el procesador PEGS4 (*Rogers D et al 2000*). Para definir nuevos materiales es necesario

modificar los ficheros **.pegs4dat** asociados a las simulaciones por ejemplo **Siemens700e.pegs4dat** o **Siemens521e.pegs4dat**. Sí hubo que incluir varios materiales proporcionados como parte de la geometría original del acelerador que no estaban generados por defecto además de aire con diferentes densidades, en concreto: a) SST700ICRU y SST521ICRU; b) 84BRASS700ICRU y 84BRASS521ICRU; c) LEADLOY700ICRU y LEADLOY521ICRU. En el **apéndice I** podemos ver los ficheros input desde los que partir con la información detallada de los componentes y sus densidades para generar a posteriori los peps4. Al diferenciar entre 700ICRU y 521ICRU partimos de dos ficheros **.pegs4dat** en función de cual queramos que sea la energía de corte de los materiales.

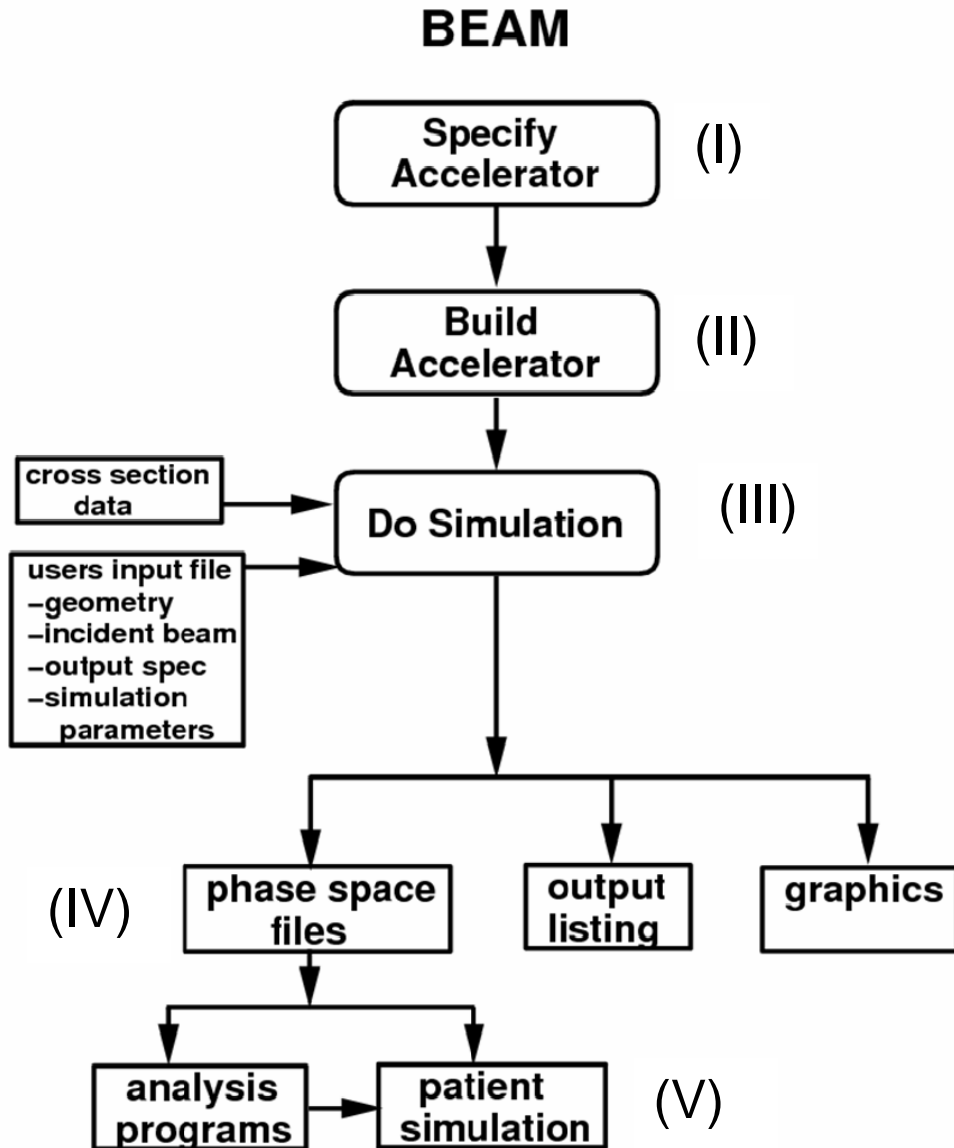
En la fase (III) de ejecución, se lanza la simulación con el ejecutable:

**# ex beam\_Linacfile inputfile.inp peps4file**

Las subrutinas HATCH, SHOWER, ELECTR y PHOTON leen los parámetros que definen el acelerador en particular. El fichero input (ver **apéndice II**) especifica la geometría, los materiales en el acelerador, las técnicas de reducción de varianza o los parámetros que controlan el transporte de la radiación con el  $E_{\text{CUT}}$  (energía de corte de los electrones alcanzada, con la cual se deja de almacenar las interacciones del electrón y se deposita su energía residual) y el  $P_{\text{CUT}}$  (equivalente al  $E_{\text{CUT}}$  de electrones pero para fotones).

A continuación (sección IV) se analizan los resultados de la simulación. Se generan: a) unos ficheros denominados "espacios de fase" (ver **apartado 2.4.2.1.2**); b) un listado de resultados en ficheros **.egslog** y c) de forma opcional (en función de si en el fichero input se ha solicitado

mediante el parámetro IWATCH) unos ficheros adicionales **.egsgph** y **.egsgeom** con los cuales se pueden representar de forma gráfica (Ver **figura 2.4.2.1.2**) las diferentes partes del acelerador y las partículas simuladas con el programa **"EGS\_Windows"** (Treurniet JA and Rogers D 1999).

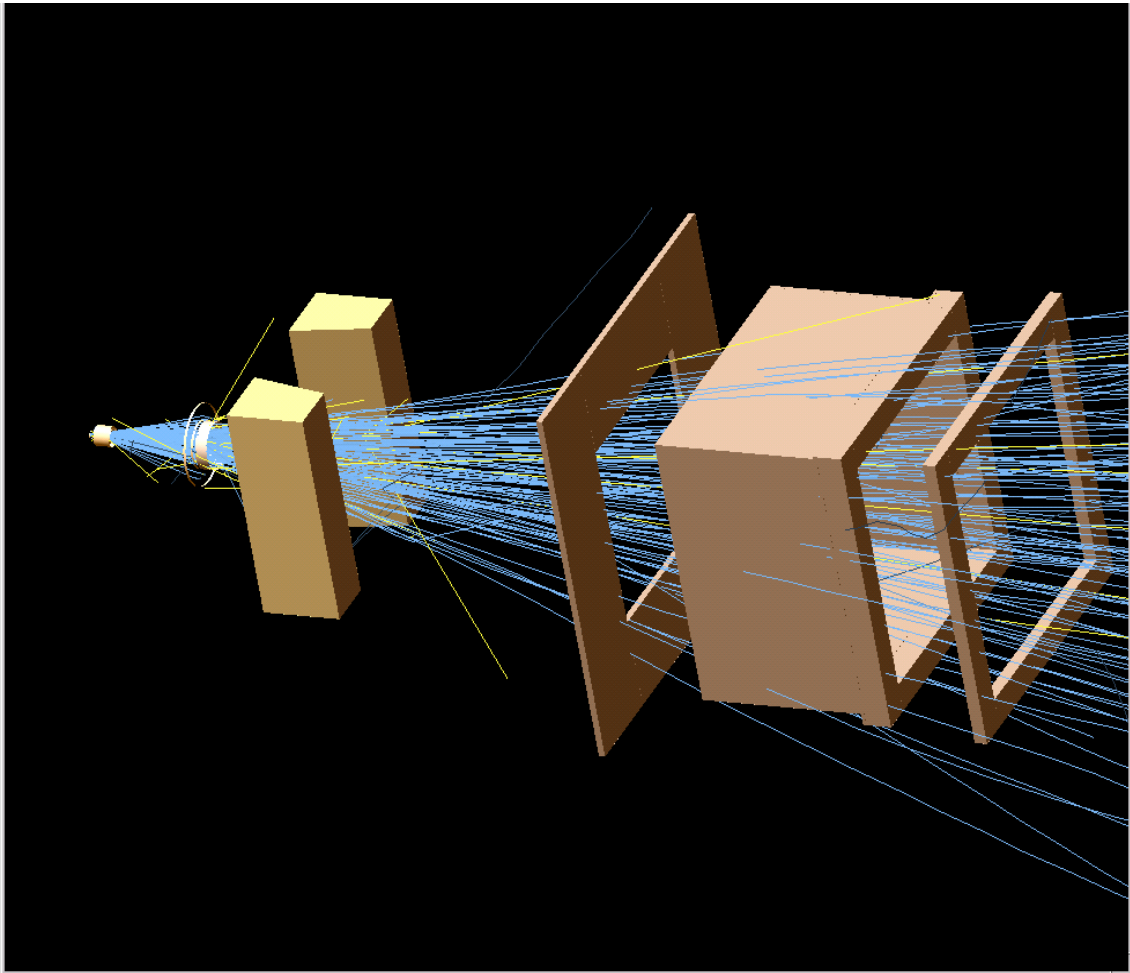


**Figura 2.4.2.1.1:** Pasos involucrados al utilizar el código de usuarios BEAM (de Rogers D et al 1995)

Una vez finalizada y evaluada la simulación de la cabeza del acelerador, se puede pasar a la segunda fase de una simulación con Full Monte Carlo (sección V en la **figura 2.4.2.1.1**) y aprovechar el espacio de fase generado para lanzarlo sobre un fantoma o TAC (ver **apartado 2.4.2.2**) y simular la deposición de dosis en el paciente.

Las principales características de este código de usuarios tal y como estamos viendo en comparación con cómo se tenían que realizar las simulaciones originalmente son:

- a) La flexibilidad para definir la geometría en términos de *Component Modules* (CM)
- b) La generación de espacios de fase.
- c) El estudio de la historia de las partículas a lo largo de la simulación con el parámetro LATCH
- d) La posibilidad de partir de multifuentes como ficheros de partida
- e) La capacidad para distribuir las simulaciones



**Figura 2.4.2.1.2.** Visualización gráfica con EGS\_Windows del acelerador Primus. Sobre la geometría; filtro primario; filtro aplanador secundario; cámara de ionización; mandíbulas en X conformación del MLC; diferentes láminas del aplicador, se distingue el trazado de los electrones en azul y de los fotones en amarillo.



### **2.4.2.1.1 – GEOMETRÍA**

El concepto de CM se basa en entidades geométricas individuales que representan por tramos los componentes esenciales de un acelerador. Cada CM identifica ciertas estructuras entre 2 planos perpendiculares a la trayectoria del haz. No se permite el solapamiento de CMs y cada módulo es completamente independiente de los colindantes. Los parámetros para especificar las dimensiones concretas de cada uno de los CMs según los datos originales proporcionados por el fabricante del acelerador se proporcionan por medio de unos ficheros *input*. Estos ficheros *input* son relativamente fáciles de cumplimentar gracias a las *beam\_gui* implementadas una vez que se tienen las especificaciones técnicas, y gracias a ellos se pueden generar los componentes que forman un acelerador de cualquier casa comercial con relativa facilidad en la programación del código de Monte Carlo (*Rogers D et al 2000*). Hay 20 CMs diferentes de los que se puede partir para simular los componentes de un acelerador:

- |              |              |
|--------------|--------------|
| 1) BLOCK     | 11) MLC      |
| 2) PYRAMIDS  | 12) MLCQ     |
| 3) CIRCAPP   | 13) VALMLC   |
| 4) APPLICAT  | 14) MLCE     |
| 5) JAWS      | 15) DYNVMLC  |
| 6) CHAMBER   | 16) MESH     |
| 7) SLABS     | 17) MIRROR   |
| 8) CONS3R    | 18) XTUBE    |
| 9) CONESTAK  | 19) SIDETUBE |
| 10) FLATFILT | 20) ARCCHM   |

Su configuración e implementación en el código está perfectamente descrita en el Manual del BEAM00 (*Rogers D et al 2000*). Para simular nuestro

haz de 6 MeV y su comportamiento dosimétrico en sus diferentes fases a estudiar, partimos de la información geométrica de nuestro acelerador Primus que nos proporcionó la casa matriz (Siemens Siochi) (ver **apéndice III**). En el **apéndice II** se adjuntan las secciones de los ficheros input asociados y el esquema de las geometrías resultantes. A continuación se describe como se ha modelado nuestro acelerador (**figura 2.4.2.1.1.1.**) partiendo de diferentes CMs: a) FLATFILT; b) CHAMBER; c) JAWS; d) MLC; e) APPLICAT; f) SLAB.

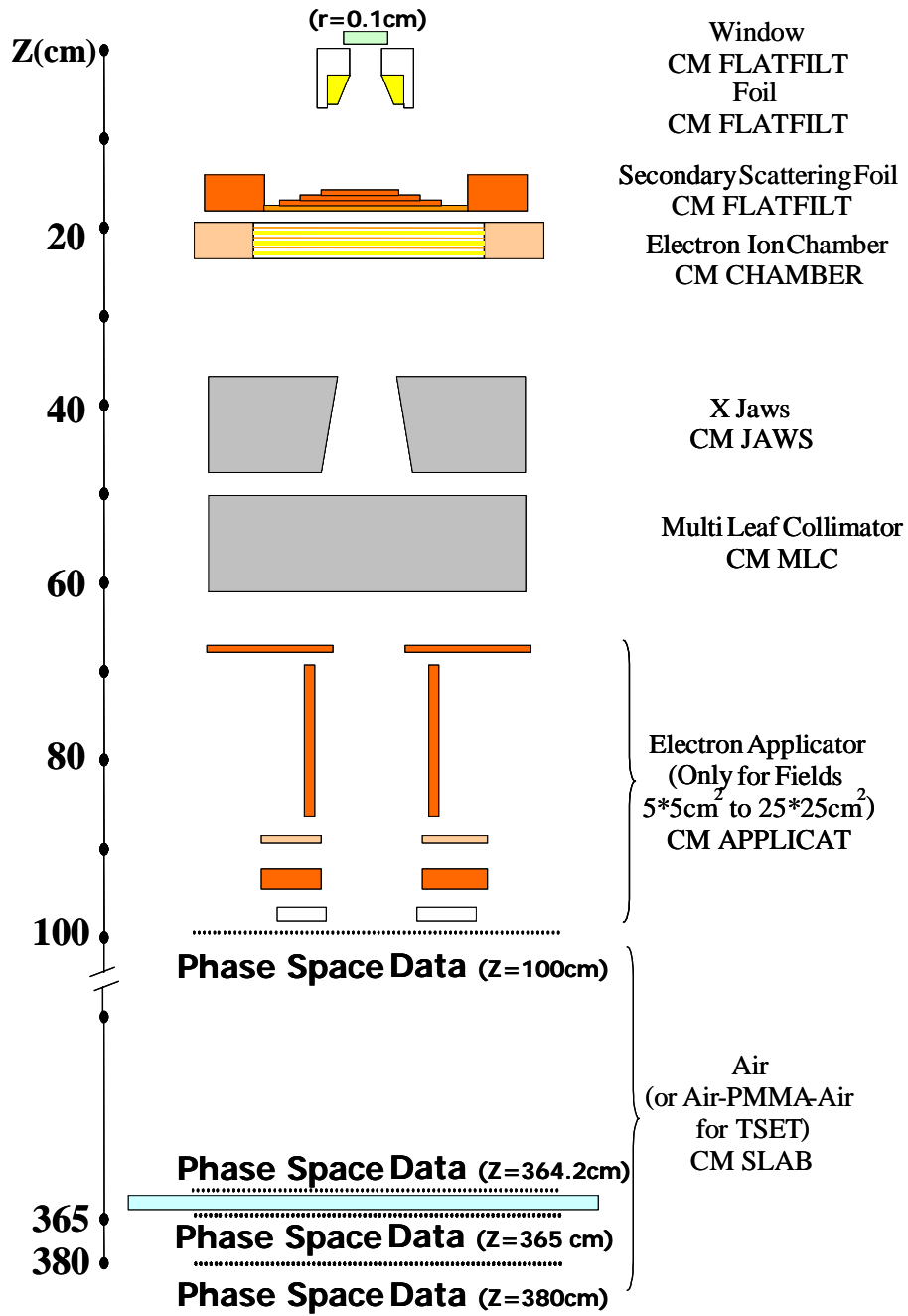


Figura 2.4.2.1.1.1. Esquema del acelerador y los CMs utilizados para simularlo (de Carrasco E et al 2003a).

a) FLATFILT :

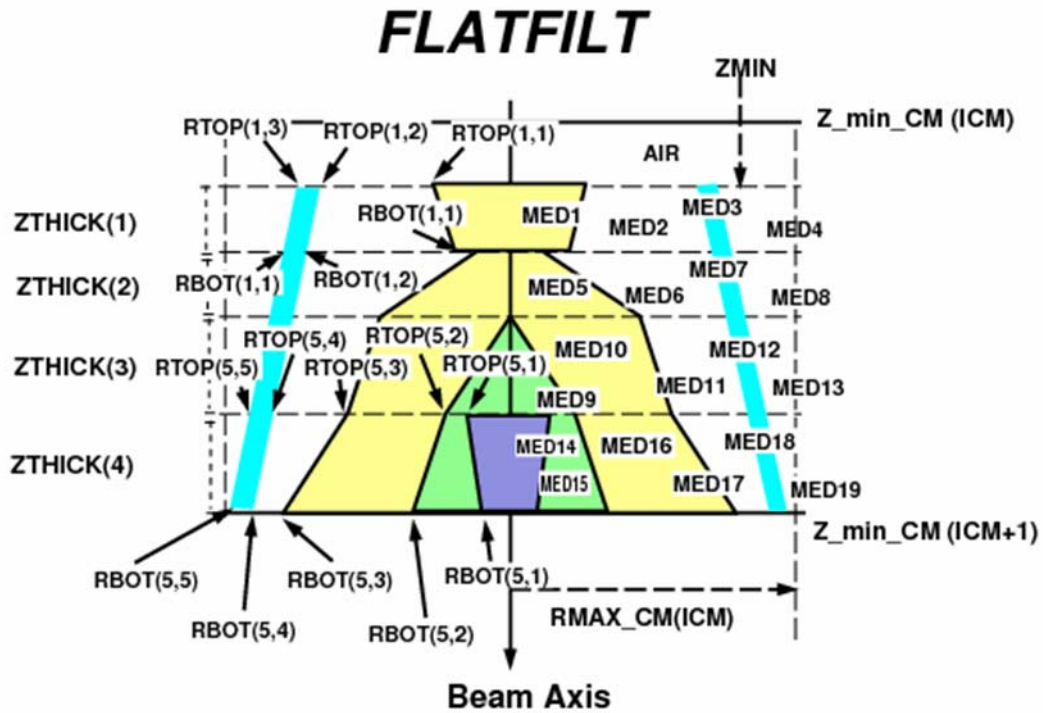


Figura 2.4.2.1.1.2. Esquema del CM FLATFILT (de Rogers D et al 2000)

FLATFILT es un módulo muy flexible basado en capas de conos coaxiales. Los materiales de dichos conos no tiene por que ser iguales y tanto el radio como el número de conos en cada lámina pueden variar. Con este módulo, tal y como su nombre indica, se puede especificar geométricamente cualquier filtro aplanador y al ser un módulo tan flexible, se ha utilizado también para simular la ventana incidente del haz, el filtro primario y el filtro aplanador secundario de nuestro acelerador.

## b) CHAMBER

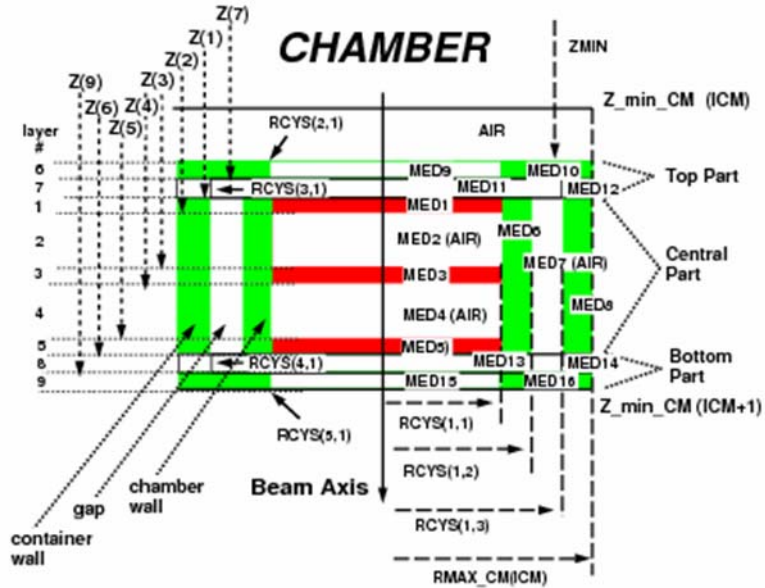


Figura 2.4.2.1.1.3. Esquema del CM CHAMBER (de Rogers D et al 2000)

Con el módulo CHAMBER se puede simular cualquier cámara plano-paralela en un contenedor con tapas superior e inferior de espesor y material variable. Tiene una simetría cilíndrica y consta de tres partes: superior, central (cámara) e inferior. La central es siempre ineludible mientras que la superior e inferior puede o no ser necesaria. También se puede utilizar para modelar otras geometrías como filtros aplanadores pero en nuestro caso sólo se ha utilizado para definir la cámara monitora en el interior de la cabeza.

c) JAWS

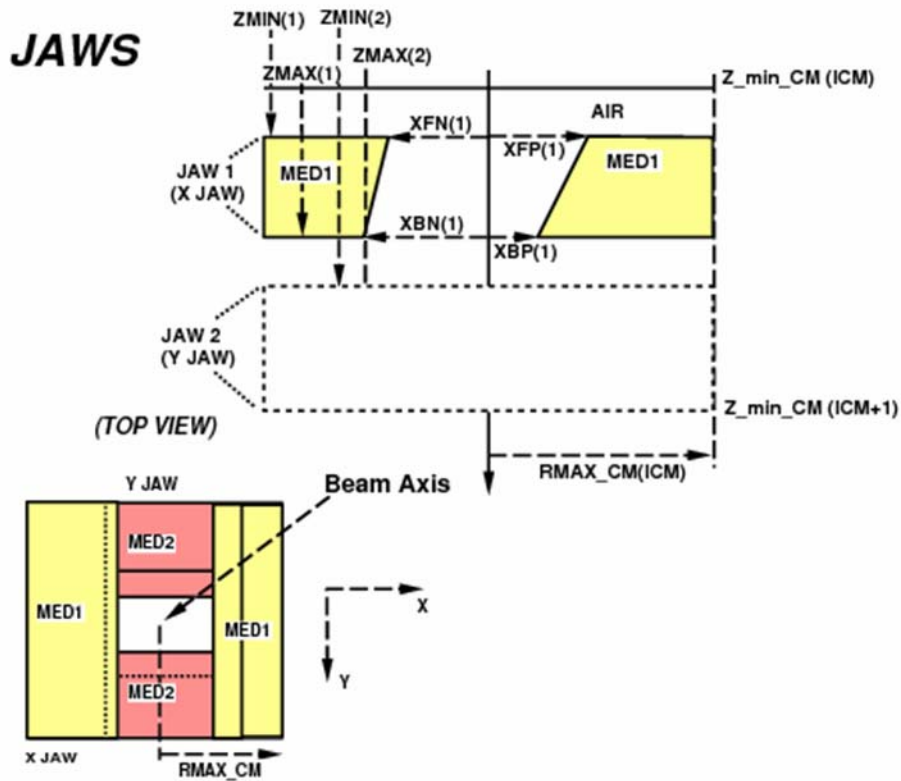


Figura 2.4.2.1.1.4. Esquema del CM JAWS (de Rogers D et al 2000)

El CM JAWS se utiliza para simular parejas de elementos colimadores. En nuestro caso se han utilizado para definir el colimador primario. Los materiales de cada capa pueden ser diferentes, pero la pareja enfrentada debe tener el mismo material. La posición real de cada banco de colimación ha de estar basada en la extrapolación desde la fuente al tamaño de campo a definir en el isocentro.

d) MLC

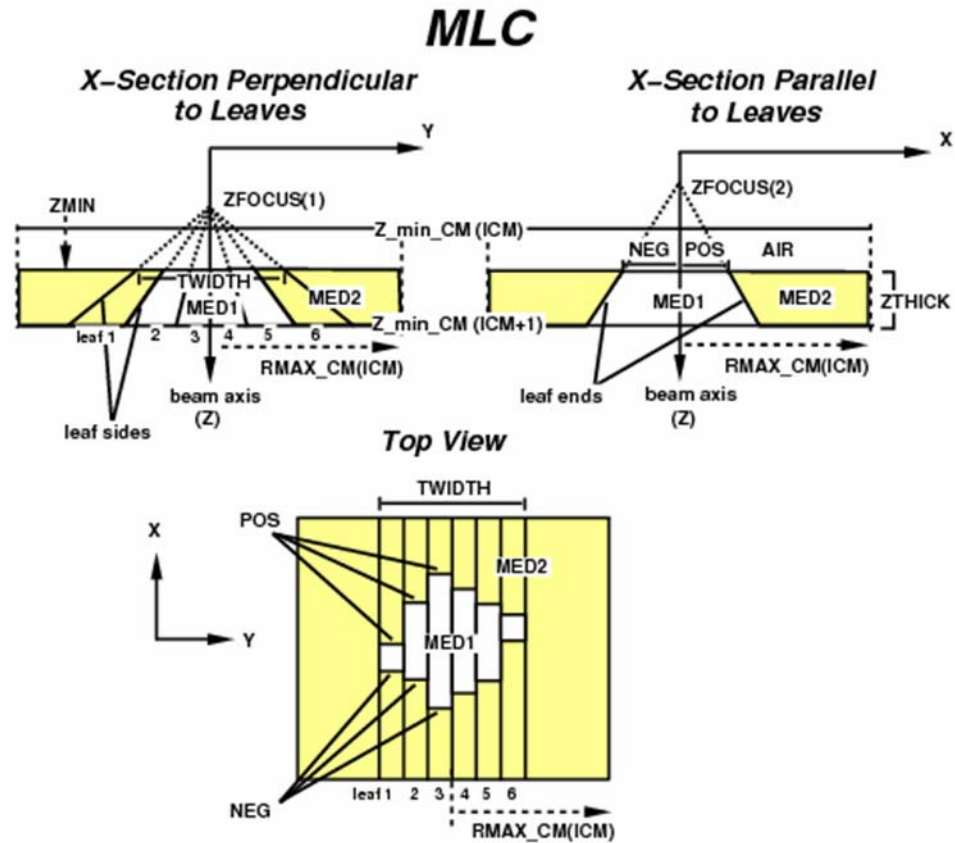


Figura 2.4.2.1.1.5. Esquema del CM MLC (de Rogers D et al 2000)

El módulo MLC se utiliza para describir un colimador multiláminas con doble-focalización y láminas con caras planas. El multiláminas se describe como una única capa con un número de láminas a especificar por el usuario en sentido X o Y.

e) APPLICAT

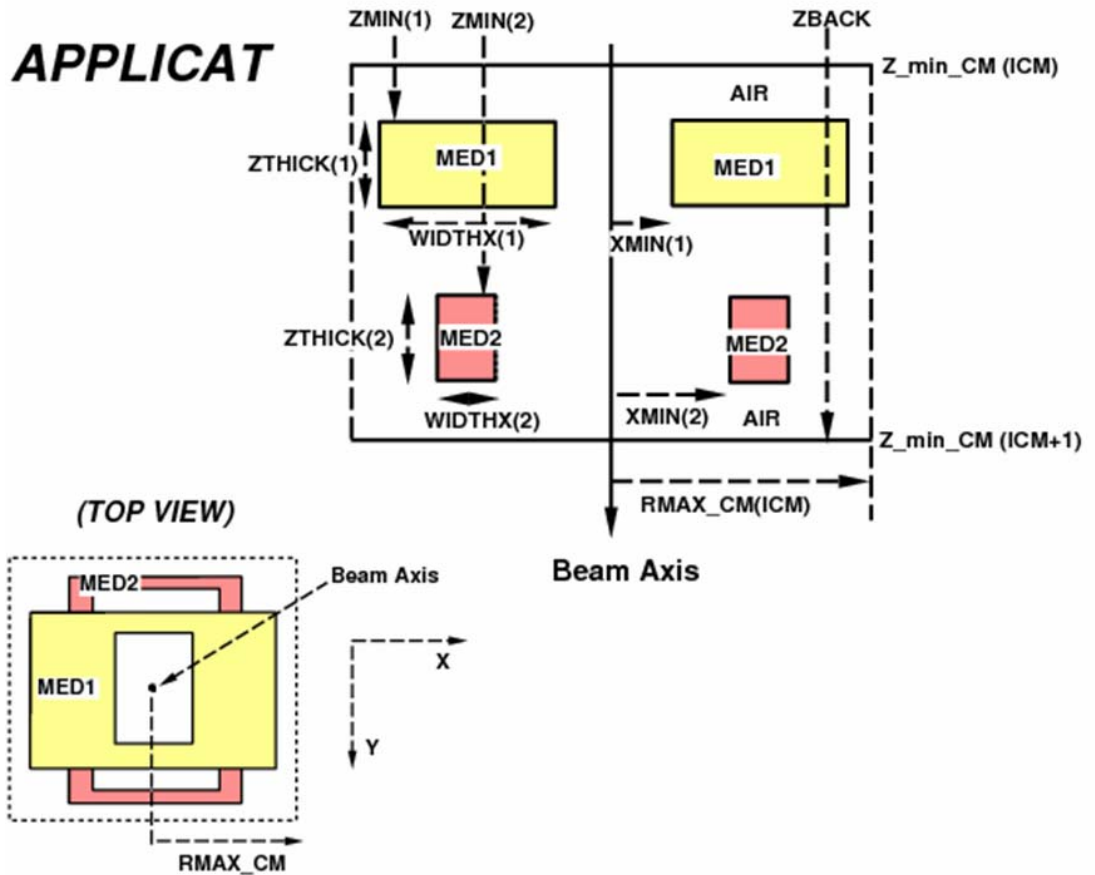


Figura 2.4.2.1.1.6. Esquema del CM APPLICAT (de Rogers D et al 2000)

APPLICAT se utiliza para definir una serie de aperturas rectangulares. Cada apertura se define mediante regiones externas rectangulares concéntricas, siendo el centro, aire por el que circula el haz, tal y como muestra la **figura 2.4.2.1.1.6**. Las aperturas pueden tener diferentes espesores y materiales, diferentes longitudes en sentido X e Y, y se sitúan a diferente distancia con respecto al plano de referencia  $Z=0$  (dónde se ubica la fuente del haz de electrones). Este módulo se ha utilizado para describir los diferentes aplicadores que delimitan los campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  y  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  en el isocentro de nuestros haces de electrones.



## f) SLAB

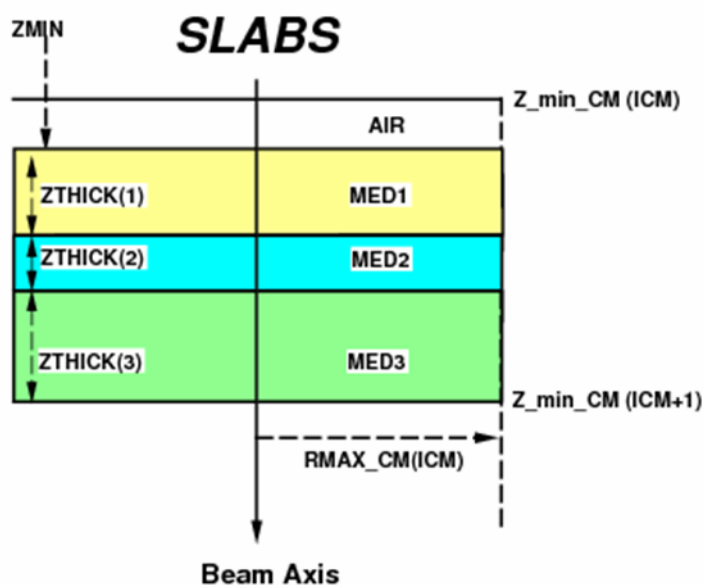


Figura 2.4.1.1.7. Esquema del CM SLABS (de Rogers D et al 2000)

SLABS es un módulo muy útil que describe múltiples planos, de espesor y material arbitrario. Tiene una simetría cuadrada en torno al eje del haz. Es un módulo que se puede utilizar también para modificar la distancia del plano donde queremos generar nuestro espacio de fase (ver **apartado 2.4.2.1.2**) ya que no siempre está inmediatamente detrás de un módulo geométrico. En nuestro caso, nos ha servido no sólo para especificar láminas de aire donde eran esenciales a lo largo del haz entre los colimadores primarios y los aplicadores, sino para poder diferenciar regiones entre la cabeza del acelerador y la mampara degradadora previa al plano de tratamiento. Gracias a este módulo y tal y como se describe en el **apartado 2.5**, hemos podido generar y analizar el comportamiento del haz: I) a SSD=100 cm tras los aplicadores bajo condiciones estándar de tratamiento, II) a SSD=364.2 cm tras la lámina de aire previa a la mampara degradadora, III) a SSD=365 cm tras la mampara degradadora y IV) a SSD=380 cm a distancia de tratamiento (**figura 2.4.2.1.1.1.**)

### **2.4.2.1.2 – ESPACIOS DE FASE**

Una de las principales ventajas del código BEAM es la posibilidad de generar espacios de fases y representarlos gráficamente. Estos espacios de fase son ficheros binarios que almacenan la información relacionada con cada una de las partículas que atraviesan un determinado plano perpendicular al haz. En concreto se acumula la información individual por partícula de los siguientes parámetros: LATCH; E; X; Y; U; V; WT; (ZLAST), dónde:

- LATCH: Contiene la carga de la partícula, IQ, el número de veces que la partícula ha atravesado el plano final, NPASS, e información que permite recobrar las regiones que atravesó o donde interaccionó cada partícula (ver **apartado 2.4.2.1.3**).
- E: La energía total de la partícula (energía cinética y masa en reposo).
- X: La posición X de la partícula (cm) en ese plano transversal al haz.
- Y: La posición Y de la partícula (cm) en ese plano transversal al haz.
- U: El coseno director en dirección X.
- V: El coseno director en dirección Y.
- WT: El peso de la partícula; WT también lleva asignado el signo de W, el coseno director en dirección Z.

- Z LAST: La posición Z de la última interacción de la partícula para fotones, y la posición Z donde un electrón o su antecesor fue puesto en movimiento por un fotón. En el listado aparece entre paréntesis ya que su inclusión en el espacio de fase depende de como se especifique en el fichero *input*. La magnitud del coseno director-Z,  $W$ , se determina de  $W = \sqrt{1 - (U^2 + V^2)}$ . La carga de la partícula se almacena en el bit 29/30 asociado al parámetro LATCH (ver **apartado 2.4.2.1.3**).

Al generar el fichero *input* con el que lanzamos nuestra simulación especificamos también en que plano queremos generar estos espacios de fase, siempre tras un CM. En nuestro caso, a lo largo de este trabajo hemos generado espacios de fase: a) Tras la cámara monitora; b) Tras los aplicadores para cada uno de los campos; c) Antes de la mampara degradadora; d) Tras la mampara degradadora; e) A distancia de tratamiento. La gran ventaja de esta implementación en el código es que podemos partir de un espacio de fase para iniciar o continuar con la simulación del acelerador (*Rogers D et al 2000*). Es decir, el espacio de fase generado tras la cámara monitora, hasta donde la geometría es común para cualquier haz con igual energía, nos ha servido de punto de partida para simular el resto de los campos con colimaciones diferentes.

Los espacios de fase tienen la extensión **.egs4phsp#** dónde # es el número del espacio de fase definido a lo largo del acelerador. Por defecto se pueden generar un máximo de 3 espacios de fase, pero esto se puede modificar. Es decir, que de una sólo simulación se podría generar toda la

información que hemos detallado por partícula en tres planos diferentes a lo largo del haz.

Estos planos se han definido: (ver **figura 2.4.2.1.1.1**) a) A distancia estandar para comparar las características dosimétricas del haz simulado con las experimentales a SSD = 100cm y que desde ahora denominaremos *PSD STANDARD*; b) tras la región de aire de 262.2 cm a SSD=364.2 cm justo delante de la mampara degradadota (o *PSD AIRE*); c) tras la mampara degradadora a SSD = 365cm (o *PSD PMMA*); d) a distancia de tratamiento SSD= 380cm (o *PSD TSET*). Para garantizar la precisión estadística de los resultados, cada uno de estos espacios de fase se simularon hasta alcanzar una densidad de  $1 \times 10^4$  electrones/cm<sup>2</sup> (Ma C and Jiang S 1999). Esto supuso que, por ejemplo, 16 millones de electrones se almacenaran en el *PSD STANDARD* con los problemas de espacio en disco así como de tiempo de simulación involucrados (ver **tabla 2.4.2.1.5.1**).

Hay varios programas y rutinas incorporadas en el código para procesar los espacios de fase. Una de las más útiles es el *software* denominado BEAMDP. Con este programa, de toda la información almacenada en los espacios de fase podemos generar espectros de energía, fluencia, energía media, distribución angular, etc (ver **apartado 3.1**). Con este programa evaluamos el LATCH descrito en el **apartado 2.4.2.1.3**, como punto de partida para los resultados finales de este trabajo (ver **apartados 2.5 y 3**).

Por último conviene mencionar el ejecutable **addphsp**, gracias al cual hemos podido sumar los diferentes espacios de de fase (hasta 20 en algunas ocasiones) generados en las diferentes máquinas tras enviar las simulaciones a nuestro *cluster* de distribución (ver **apartado 2.4.2.1.6**).

### **2.4.2.1.3 – LATCH**

Uno de los parámetros especificado para cada partícula en el espacio de fase es el LATCH. Gracias a esta etiqueta indentificativa es posible seguir el trazado de una partícula a través de los diferentes componentes y averiguar su contribución en términos de energía depositada, influencia al atravesar dichos componentes u otros parámetros a investigar. Finalmente, el espacio de fase resultante se puede analizar con los programas ya mencionados como el BEAMDP (*Ma C and Rogers D 1995*), y así estudiar las características del haz de electrones.

En concreto, una gran fase de este trabajo se centró en analizar la contribución de los diferentes componentes dentro del acelerador y en que medida, cierta modificación controlada en su geometría, podía influir en los parámetros físicos del haz.

La variable LATCH consta de 32 *bits* asociados a cada partícula. En el fichero *input* se tiene la opción de asociar cada zona geométrica a un *bit* utilizando la variable IREGION\_to\_BIT. De esta forma por ejemplo, la cámara monitora que está dividida en varias zonas de diferente geometría y composición, puede asociarse cada una de ellas a un *bit* diferente con objeto de obtener información detallada de cada una de esas regiones. Cada *bit* se asigna de la siguiente forma:

*Bit 0*: Se designa como 1 siempre y cuando durante la historia de la partícula haya ocurrido un evento de aniquilación de positrones o de radiación de frenado.

*Bit 1-23:* Se utiliza para almacenar la región asociada a un *bit* dónde la partícula ha estado y/o sufrido una interacción.

*Bit 24-28:* Almacena la región asociada a un *bit*, donde una partícula secundaria ha sido generada. Si todos estos bits son 0, la partícula será una partícula primaria.

*Bit 29-30:* Almacena la carga de la partícula.

*Bit 31:* Consta como 1 cuando una partícula ha cruzado un plano final en más de una ocasión.

Finalmente hay diferentes formas de ejecutar el parámetro LATCH\_OPTION en función de cómo se quiera almacenar la historia de las partículas secundarias generadas, heredando o no la historia de la partícula primaria de la cual ha partido (*Rogers D et al 2000*).

Para este trabajo el fichero *input* se ha generado asociando cada módulo CM a un *bit*, y todas las regiones de dicho módulo con el mismo *bit*, tal y como muestra la **tabla 2.4.2.1.3.1**, almacenando a la vez el registro *Z LAST* y *LATCH set by interaction*.

En la **figura 2.4.2.1.3.1** podemos ver como en la tercera línea se ha activado con un 1 la opción *Z LAST* para cada partícula. Con esto podremos analizar antes de llegar al plano del espacio de fase, dónde han tenido las partículas su última interacción.

**Tabla 2.4.2.1.3.1.** Bits asociados a cada uno de los diferentes componentes del acelerador para poder analizar los resultados con el parámetro LATCH

<u>Módulo</u>	<u>BIT</u>
Window	8
1st Scattering	7
Foil	
2 <sup>nd</sup> Scattering foil	6
IC	5
Jaws	4
MLC	3
Applicat	2
Air	1

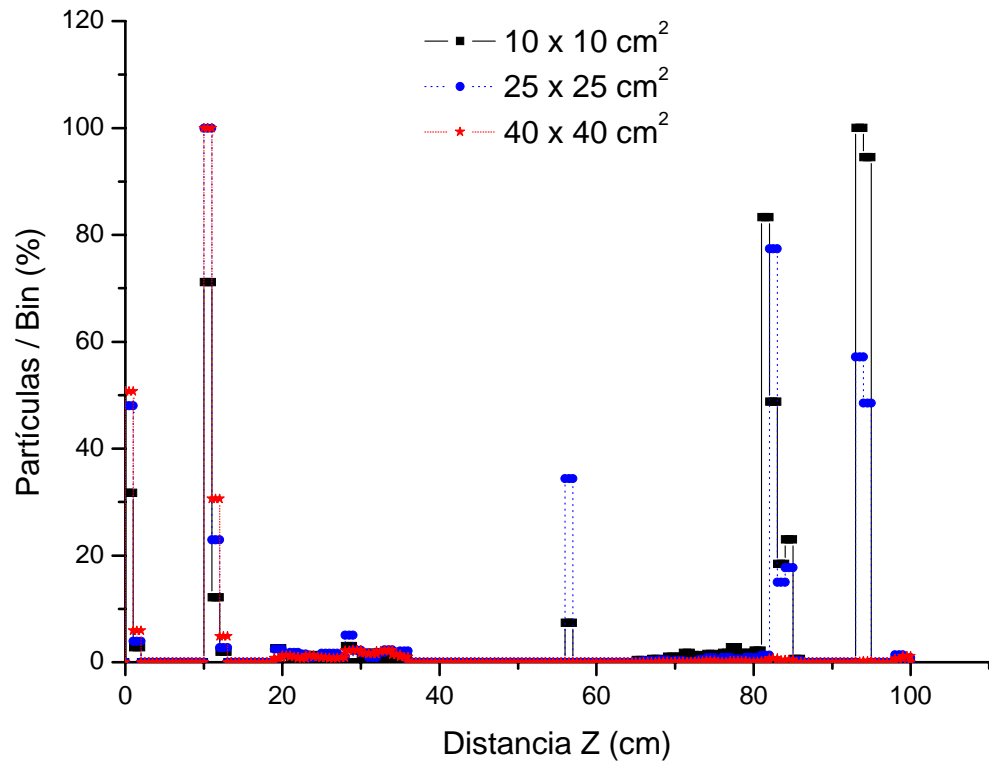
```

Macarena Primus6.76MeV                                     #!GUI1.0
AIR521ICRU
0, 0, 0, 0, 0, 3, 1, IWATCH ETC.
60000000, 57, 85, 48, 0, 0, 0, 0, NCASE ETC.
-1, 0, 0.1, 0, 0, 1, IQIN, ISOURCE + OPTIONS
0, MONOENERGETIC
6.76
0, 5, 0.521, 0.01, 0, 0, , 0, ESTEPE TO IFLUOR
0, 0, 0, 0, 0, PHOTON FORCING
1, 8, SCORING INPUT
0,0
0, DOSE COMPONENTS
-0.65786, Z TO FRONT FACE
    
```

**Figura 2.4.2.1.3.1.** Ejemplo de fichero *input* utilizado para el análisis con LATCH

En la **figura 2.4.2.1.3.2** se puede ver que, para diferentes tamaños de campo, las últimas interacciones de las partículas provienen de diferentes módulos. Por ejemplo, para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup> en el isocentro, hay muchas partículas que sufren su última interacción en la zona de los aplicadores, mientras que, de forma comparativa, para un campo de 40x40

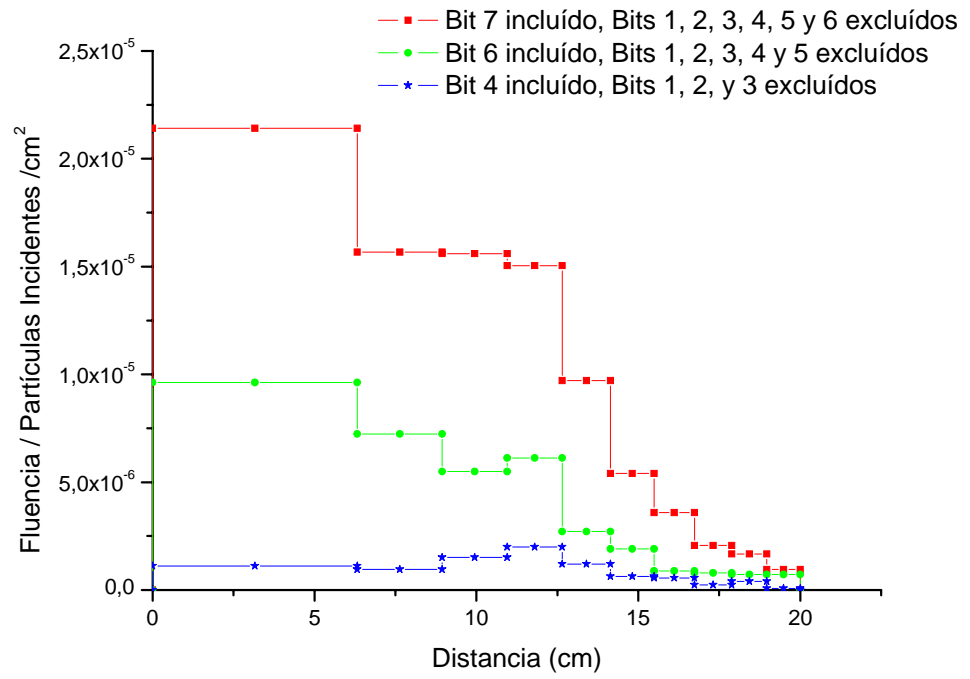
cm<sup>2</sup>, la mayoría de las partículas son prácticamente directas y provienen de las interacciones sufridas en el filtro aplanador secundario.



**Figura 2.4.2.1.3.2.** Distribución generada con el *software* beamdp y extraída del espacio de fase con el parámetro activado Z-Last, con los bits 1–8 incluido

Además de estos estudios asociados a la última interacción, pudimos evaluar los mapas de fluencia tras los módulos (ver **figura 2.4.2.1.3.3**). Con el *software* BEAMDP, se realizó un estudio de fluencia frente a posición excluyendo las partículas que interaccionan bajo cada uno de los módulos e incluyendo sólo aquellos a evaluar. Los bits asociados al LATCH y a las diferentes geometrías fueron incluidos o excluidos en cada estudio en función del módulo analizado asociado (**tabla 2.4.2.1.3.1**). Se puede observar como el filtro aplanador secundario es principal protagonista de la forma que adquirirá el perfil de la dosis (*Bieda M et al 2001*).





**Figura 2.4.2.1.3.3.** Mapas de fluencia de electrones (IQ=2) analizados tras los diferentes módulos: (•) Filtro aplanador primario; (●) Filtro aplanador secundario; (\*) Colimador.

#### **2.4.2.1.4 – MULTIFUENTES**

Otra de las grandes ventajas que aporta el código BEAM junto con el resto de rutinas mencionadas es la posibilidad de generar modelos multifuentes o “multiple source beam models” que sustituyen a los espacios de fase finales. Se trata de ficheros equivalentes que ocupan menos espacio en disco y tienen la información suficiente para caracterizar los haces (*Jiang SB et al 2000, Ma C and Rogers D 1995*). Partiendo de la teoría de que las partículas de los diferentes componentes de la cabeza de un acelerador tienen diferente energía, ángulo, y distribución espacial, mientras que las partículas de un mismo módulo tienen unas características muy similares, se simula un acelerador con diferentes sub-fuentes identificativas. Cada sub-fuente caracteriza un componente crítico del acelerador de forma geométrica más sencilla a la original (círculos o cuadrados en 2D) y tendría su propio espectro y fluencia planar en función del espacio de fase final. Esto se puede llevar a cabo con el código BEAM y el programa BEAMDP. Partiendo de un espacio de fase final generado con la información almacenada en el parámetro LATCH para identificar el origen de las partículas finales, BEAMDP es capaz de generar los parámetros de las diferentes fuentes en las que se quiere dividir la simulación.

Hay estudios que ya parten de estos multifuentes como patrón a la hora de realizar los controles de calidad con respecto a las medidas experimentales. La misma filosofía de trabajo forma la base de algunos planificadores clínicos basados en Monte Carlo que se encuentran en el mercado (*Traneus E et al 2001*). En cualquier caso, la bibliografía específica que hay que simular una unidad de tratamiento con mucha precisión primero y, a partir de ahí, generar los parámetros de un modelo multifuente de calidad, parámetros que a posteriori se pueden rectificar en función de las medidas experimentales para cualquier otra máquina similar (*Doucet R et al 2003, Ma C*

*and Jiang S 1999*). En nuestro caso, gracias a nuestro modelo de paralelización de procesos (*Leal A 2001a, Leal A et al 2004a, 2003, Sánchez-Doblado F et al 2001d*) al final se decidió que esta opción no era la más adecuada y por tanto no fue necesario partir de estos modelos multifuentes. Los espacios de fase resultantes, una vez analizados y evaluados, gracias a su precisión y similitud con los resultados experimentales, fueron el punto de partida para los estudios de verificación.

### **2.4.2.1.5 – PARALELIZACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE PROCESOS**

Debemos tener en cuenta que la hipótesis del presente proyecto se basa en campos no estándar, de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  y su proyección a 3.80 m de distancia. Esto supone un reto en términos computacionales ya que se necesitan simular cientos de millones de historias para conseguir incertidumbres estadísticas dentro de un orden de magnitud aceptable.

Es por ello que la optimización del tiempo de cálculo ha sido un requisito ineludible para la realización de este trabajo (*Leal A 2001a, Leal A et al 2001b, 2000a, Sánchez-Doblado F et al 2001d*).

Las primeras simulaciones de este trabajo se realizaron en dos estaciones de trabajo O2 y Octane de Silicon Graphics con dos procesadores R10000 y 384 MBytes RAM y multifuncionalidad (*Carrasco E et al 2006, 2004, 2003a, 2003b, 2002a*). Para generar un espacio de fase de un campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  de electrones con suficiente estadística se necesitaban aproximadamente 6 horas de CPU.

Con la colaboración del *Centro Informático Científico de Andalucía* (CICA) se tuvo acceso a "Asterix", la máquina de mayor capacidad de computación instalada entonces en la comunidad andaluza. Gracias a un convenio de colaboración se pudo tener un acceso prioritario a sus 24 procesadores PA-RISC. Al incrementar el número de simulaciones durante este periodo se desarrollaron e implementaron los *scripts* de paralelización de procesos gracias a los cuales se lograban distribuir las historias a simular entre todos los procesadores (*Leal A 2001a, Leal A et al 2000a, 2000b, 1999*).

Gracias a estos *scripts* de paralelización y distribución se pudo reducir considerablemente el tiempo de computación de cualquiera de las

simulaciones clínicas que entonces se estaban desarrollando. Para poder tener total independencia a la hora de simular y configurar las estaciones de trabajo, el grupo de investigación adquirió un *cluster* de 4 Pentium III a 500 MHz con 256 MBytes de memoria RAM. Tras instalar el sistema operativo Linux en todas ellas, el código de simulación se instaló en la máquina que pasaría a ser servidora y que se denominó "dartagnan". La simulación de un caso clínico de un carcinoma de próstata con cuatro campos de fotones ya se podía simular en sólo 30 minutos (*Rincón M et al 2001a*).

Poco después, pudieron configurarse para nuestros propósitos los ordenadores del Centro de Proceso de Datos (CPD) de la Escuela de Ingenieros de la Universidad de Sevilla. Se tuvo acceso (durante las noches y fines de semana) a 36 equipos Pentium II a 350 MHz con 64 MBytes de memoria RAM. A pesar de que se ganaba en capacidad de procesamiento, y que se diseñó en exclusiva un sistema de arranque remoto para evitar tener que instalar el sistema operativo Linux en cada una de las máquinas, era necesario reiniciar los equipos in situ antes de arrancar la simulación. Estos desplazamientos continuos a través de la ciudad se solventaron con la ampliación de nuestro propio cluster instalado en las dependencias de nuestro lugar de trabajo en el departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Facultad de Medicina. En el segundo trimestre del año 2002 se instalaron 47 ordenadores Pentium III a 1.2 GHz, 256 MB de memoria RAM, discos duros de 20 Gb y una red a 100 Mbps; el Cluster [MC]<sup>2</sup>. Se instalaron también en el laboratorio de nuestro grupo de investigación en la parte sótano del Departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Facultad de Medicina en Sevilla (ver **figura 2.4.2.1.5.1**). Desde un número determinado de estaciones de trabajo se tenía acceso al servidor "dartagnan" que, gracias a los *scripts* de paralelización antes mencionados, distribuía las historias de una simulación entre los 47 ordenadores. El último paso consistía en sumar

los diferentes espacios de fase generados en uno sólo (ver apartado 2.4.2.1.2.)



**Figura 2.4.2.1.5.1.** Cluster [MC]<sup>2</sup> instalado en el departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Universidad de Sevilla.

Este cluster supuso un gran avance para nuestro grupo de investigación ya que proporcionó:

- Una gestión propia de la red, tanto del *hardware* como del *software* instalado.
- Disponibilidad absoluta de las máquinas
- Un gran espacio de almacenamiento con 47 discos duros de 40GB.

En la **tabla 2.4.2.1.5.1** se hace una comparativa de tamaño de campo simulado bajo las mencionadas condiciones del cluster [MC]<sup>2</sup>, frente a número de historias lanzado, número de historias en el espacio de fase final y tiempo de computación.

**Tabla 2.4.2.1.5.1.** Mínimo número de electrones recomendado para cada campo frente al número de historias simulada en el Cluster [MC]<sup>2</sup>

<b>Campo</b>	<b>Nº Historias incidentes</b>	<b>Nº electrones en el PHSP*</b>	<b>Tiempo de CPU*</b>
20×20 cm <sup>2</sup>	30 × 10 <sup>6</sup>	8.2 × 10 <sup>6</sup>	6 min
25×25 cm <sup>2</sup>	30 × 10 <sup>6</sup>	11 × 10 <sup>6</sup>	9 min
40×40 cm <sup>2</sup>	60 × 10 <sup>6</sup>	31 × 10 <sup>6</sup>	21 min
(TSET) 100×100 cm <sup>2</sup>	3800 × 10 <sup>6</sup>	102 × 10 <sup>6</sup>	2h 5 min

\* E<sub>CUT</sub> de los electrones = 700 keV

Hasta el día de hoy (Noviembre 2006) el cluster de computación se ha ido ampliando con dos lotes de ordenadores:

- 49 máquinas Pentium IV a 2.4 GHz, 256 MB de memoria RAM y 40 Gb de memoria en disco duro.
- 46 máquinas Pentium IV Dual Core a 2.8 GHz, con 512 MB de memoria RAM y discos duros de 80 GB en una red a 1 Gbps.

#### **2.4.2.2. – PARÁMETROS FÍSICOS**

Las técnicas de reducción de varianza en realidad son utilizadas para reducir el tiempo de computación necesario para obtener una simulación con una determinada varianza.

*"First, implement an elegant technique to save computer time. Then, do it the long way to check that you implemented it correctly"*

*"Primero, implementar de forma elegante una técnica para ahorrar tiempo de cómputo. Luego, repetirlo de forma original para verificar que se ha implementado correctamente". (Traducción de un texto de Martin J Berger)*

Es decir, a cada cálculo se le asocia una varianza  $s^2$  la cual debe permanecer dentro de un determinado valor que imponemos como precisión estadística, y si este se sobrepasa, se lanzan más historias hasta que dicho criterio se cumple. ¿Cuántas historias más hacen falta hasta cumplir dicho criterio? ¿Qué ocurre si para simular tantas historias se necesita demasiado tiempo? Para solucionar este planteamiento, implementemos una alternativa que nos permita reducir la varianza por un factor por ejemplo de 10 sin utilizar más historias. Para determinar cuanto podríamos ganar al implementar esta alternativa debemos atender a la relación:

$$\epsilon = \frac{1}{Ts^2}$$

donde T es el tiempo de cómputo necesario para hacer dicho cálculo,  $\epsilon$  es la eficacia o precisión. La eficacia nos da una medida cuantitativa de la ganancia (o pérdida) al implementar una determinada técnica de reducción de varianza. En muchos casos, el que aquí nos ocupa es uno de ellos, la eficiencia computacional sólo se consigue a expensas de la precisión.



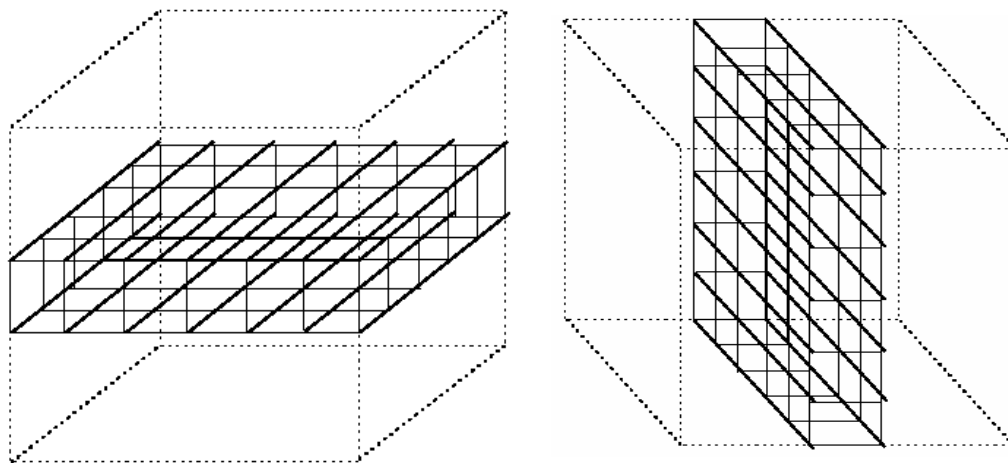
Gracias a la optimización del tiempo de cálculo con técnicas de distribución y paralelización, las técnicas de reducción de varianza no se han utilizado en ninguna de las simulaciones realizadas durante este trabajo de investigación, excepto el paso de electrones calculado automáticamente a través del algoritmo PRESTA implementado en EGS4 (*Bielajew A and Rogers D 1986*). Este algoritmo permite utilizar grandes trayectorias de electrones cuando está alejado de una frontera o interfase, por lo que se puede denominar como una técnica de reducción de varianza al ahorrar tiempo de cómputo simulando pequeños pasos de electrones sólo cuando es necesario.

Siguiendo también la bibliografía reciente sobre simulaciones de campos de electrones (*Antolak J et al 2002, Bieda M et al 2001, Huang V et al 2005, Ma C et al 2002, Verhaegen F et al 2001*), la energía de corte para el transporte de las partículas ( $P_{\text{CUT}}$ ,  $E_{\text{CUT}}$ ) se estableció en 0.01 MeV para fotones y 0.7 MeV para electrones respectivamente.  $E_{\text{CUT}}$  es un parámetro clave a la hora de realizar simulaciones de Monte Carlo ya que las interacciones por debajo de esta energía no se continúan simulando de forma explícita (pero sí son consideradas durante la *Aproximación Constante de Frenado* (CSDA de *Constant Stopping Distance Approximation*)), algo que tiene una gran influencia en el tiempo de cálculo necesario para llevar a cabo una simulación. En cualquier caso se realizaron cálculos con una energía de corte de 0.521 MeV para evaluar su impacto en los resultados de esta aproximación.

### **2.4.2.3. – TRANSPORTE Y DEPOSICIÓN DE ENERGÍA EN FANTOMA Y CORTES TOMOGRÁFICOS**

Hasta ahora hemos visto como hemos utilizado el código de usuario EGS4/BEAM00 para simular y así analizar los diferentes espacios de fase generados en distintos planos a unas determinadas distancias de la fuente en la trayectoria del haz.

Para calcular la deposición de energía de todos estos espacios de fase en función de su disposición se utilizó el código de usuario DOSXYZ incluido en el paquete EGS4/BEAM00 (*Ma C et al 2000*). DOSXYZ permite calcular la dosis en vóxeles cartesianos, tal y como muestra la **figura 2.4.2.3.1.**



**Figura 2.4.2.3.1.** Geometría utilizada para calcular la distribución de dosis en fantomas homogéneos con DOSXYZ

El primer paso necesario para verificar la simulación del haz es comparar sus rendimientos en profundidad (PDD) y perfiles con respecto a los generados en la dosimetría clínica habitual del acelerador. El fantoma se divide en vóxeles de tal forma que se minimiza el número total de ellos al máximo posible manteniendo la resolución necesaria. La dimensión estándar de los vóxeles para los rendimientos en profundidad se estableció en  $1.00 \times 1.00 \times 0.25 \text{ cm}^3$  y en  $0.40 \times 0.40 \times 0.40 \text{ cm}^3$  para los perfiles tanto en sentido "X" como en sentido "Y". Para el perfil en la verificación del campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , cuyas dimensiones exigen mayor resolución, se realizaron en vóxeles de  $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ cm}^3$  (ver **apartado 2.5.1.**).

Para calcular con DOSXYZ debemos ejecutar el siguiente comando:

**# ex dosis FicheroInput.egs4inp Fichero\_PRESTA**

Dónde:

- El **FicheroInput.egs4inp** especifica el número de vóxeles, material, espacio de fase u otra fuente para iniciar la simulación tal y como muestra la **figura 2.4.2.3.2**. El resto de ficheros *input* tipo quedan descritos en el **apéndice IV**.
- El **Fichero\_PRESTA** en nuestro caso se especifica como **Siemens700e** (o **Siemens 521e**) en función de los materiales y poderes de frenado especificados en el **pegs4.dat** generados por el procesador PEGS4. (ver **apartado 2.4.2.1.**) Algunos materiales específicos tuvieron que ser generados específicamente para nuestras simulaciones.

```

FP_IC_10a100_req.egs4phsp3 cambiado a phsp1
1
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 5.0
1, 1, -1
-0.50
0.50
-0.50
0.50
0.0
0.250, 40
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
2, 0, 1, 50.0, 0
/home/jubeam/egs4/BEAM_FullPrimusMeV/FP_IC_10a100_req.egs4phsp1
15000000, 0, 48.0, 36, 49, 100.0, 1, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0.0
    
```

**Figura 2.4.2.3.2.** Fichero *input* ejemplo para generar un PDD en una cuba de 40 vóxeles.

A lo largo de este trabajo de investigación, antes de llegar a la situación real de tratamiento, hubo de verificarse la calidad y homogeneidad del haz comparando los resultados teóricos con los experimentales. Una vez que esto estaba garantizado y con el haz perfectamente definido, para comparar la distribución clínica en situación de tratamiento bajo las diferentes exposiciones a lo largo del haz, las comparaciones se realizaron tal y como muestra la **tabla 2.4.2.3.1**.

**Tabla 2.4.2.3.1.** Resumen de cómo se ha llevado a cabo la dosimetría experimental y con MC en las diferentes fases de verificación.

	Situación Standard SSD=100cm		Situación tratamiento SSD=365 1 Incidencia		Situación tratamiento SSD=365 3 o más Incidencias	
	PDD	Perfiles	PDD	Perfiles	PDD	Perfiles
Dosimetría experimental	Cuba (Diodo o cámara)	Cuba (Diodo)	Agua Sólida (Diodo o cámara)	Tras la mampara (Diodo)	Película entre PMMA circular	Tras la Mampara (Diodo)
Dosimetría con MC	Fantoma	Fantoma	Fantoma	Fluencia Fantoma	CT fantoma cilindrico	Fluencia Fantoma
Espacio de fase (EDF)	Standard	Standard	TSET	PMMA	TSET	PMMA

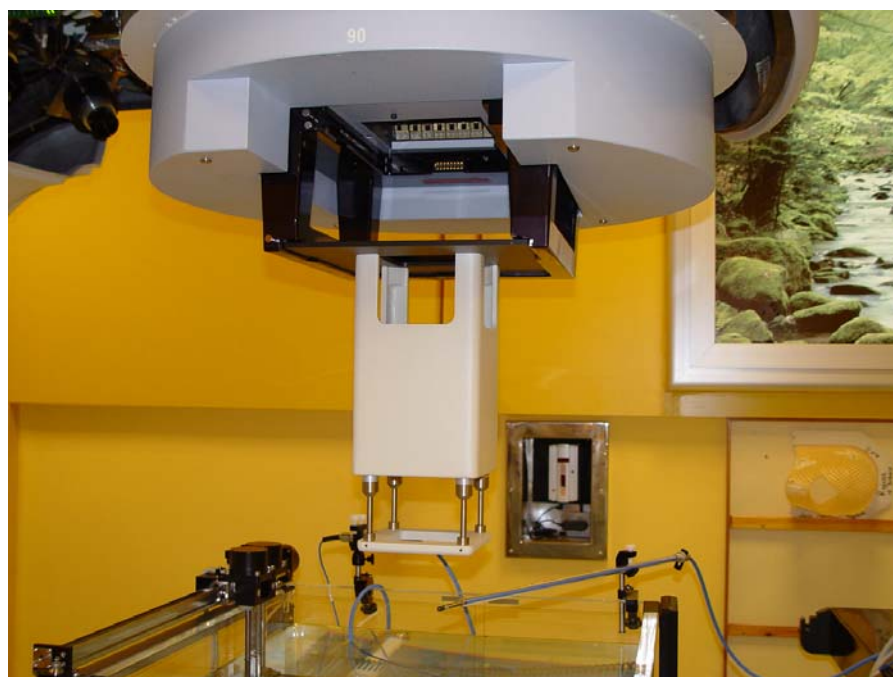
Para comparar la deposición de dosis obtenida en película se realizó un TAC al fantoma cilíndrico. El barrido se realizó con la mayor resolución posible, resultando en un tamaño de píxel final de  $0.0781 \times 0.0781 \text{ cm}^2$  en un formato de  $512 \times 512 \times n$ , siendo  $n$  el número de cortes axiales hasta cubrir el fantoma. A continuación y con un programa desarrollado por el grupo de investigación (Roselló J 2006), se convirtió el CT en un fichero de tipo **.egs4phant** con las correspondientes características geométricas y físicas que el código requiere.

El resultado final de las simulaciones es un fichero **.3ddose** el cual contiene toda la información sobre el número de voxels, sus fronteras y la dosis correspondiente. Este se analizó a posteriori con diferentes programas de análisis como pueden ser el DOSXYZShow (Ma C et al 2000), MATLAB (<http://www.mathworks.com>) o SigmaPlot (<http://www.systat.com>).

## **2.5 – CARACTERIZACIÓN DEL HAZ**

### **2.5.1 – CAMPOS ESTÁNDAR**

Todas las medidas experimentales para los campos estándar de  $5 \times 5$   $\text{cm}^2$ ,  $10 \times 10$   $\text{cm}^2$ ,  $15 \times 15$   $\text{cm}^2$ ,  $20 \times 20$   $\text{cm}^2$  y  $25 \times 25$   $\text{cm}^2$  en el isocentro se realizaron en una cuba Scanditronix de agua de  $60 \times 60 \times 60$   $\text{cm}^3$  a una distancia SSD = 100 cm con detectores de semiconductor Scanditronix para electrones (ver **apartado 2.2.3**) a través del analizador de haces RFA-7 tal y como muestra la **figura 2.5.1.1**. Estas medidas se llevan a cabo como parte del control de calidad rutinario del acelerador y se utilizarían a posteriori para verificación operativa diaria.



**Figura 2.5.1.1.** Situación de los equipos de medida durante la dosimetría relativa de los campos estándar con electrones.

Tal y como ya mencionamos, gracias a los contratos existentes entre nuestro grupo de investigación y la compañía Siemens Medical Solutions, fue posible solicitar información detallada y confidencial de todos los datos técnicos del acelerador, no sólo en relación a la geometría, sino también a los materiales y sus composiciones, con objeto de considerar con todo rigor la simulación del transporte con Monte Carlo (ver **apéndice III**).

Para verificar con el código los resultados dosimétricos experimentales se determinaron en primera instancia los parámetros patrón a partir de los cuales podíamos conseguir resultados equivalentes. En este sentido, se estudió el tamaño de la fuente virtual ajustando el parámetro "rabeam" y se investigó su influencia en la dosimetría final hasta conseguir el valor adecuado (*Huang V et al 2005*). Fue necesario modificar también la energía del haz monenergético incidente sobre la ventana entre 6 y 7 MeV hasta obtener la energía más óptima equivalente a la calidad del haz experimental.

Partiendo de las distancias a las cuales se encontraban las mandíbulas desde la fuente, se establecieron las posiciones de los bloques colimadores para conformar el tamaño de campo adecuado. La **tabla 2.5.1.1** nos muestra los tamaños de campo que deben configurar las mandíbulas y las multiláminas en el isocentro para cada uno de los aplicadores.

**Tabla 2.5.1.1.** Correspondencia entre tamaños de campo configurados por el aplicador frente a las mandíbulas y colimador multiláminas (MLC)

<b>Aplicador (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>Mandíbulas y MLC</b>
5×5	13 × 13
10×10	19 × 19
15×15	23 × 23
20×20	27 × 27
25×25	32 × 32

Se simuló un espacio de fase común debajo de la cámara monitora, a partir del cual, fueron realizadas sucesivas simulaciones modificando las aperturas de las mandíbulas y el aplicador hasta conseguir reproducir el comportamiento del haz para los diferentes campos estándar mencionados.

Las medidas de dosimetría absoluta se realizaron con una cámara plano paralela NACP (ver **figura 2.5.1.2**) en condiciones estándar (Ver **apartado 2.2.2**).



**Figura 2.5.1.2.** Situación de la cámara plano paralela en el alojamiento específico del fantoma.



## **2.5.2 – CAMPOS ABIERTOS SIN APLICADOR**

### **2.5.2.1 – EN EL ISOCENTRO**

El campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro es un campo no habitual en los tratamientos radioterápicos diarios. La única diferencia con respecto al resto de campos de electrones es que no existe aplicador para conformar este campo en el isocentro. Para utilizarlo clínicamente, o bien se emplea en modo servicio anulando los sistemas de seguridad que controlan el acelerador, o se utiliza un dispositivo que bloquee el lector del aplicador instalado en la cabeza del acelerador, tal y como muestra la **figura 2.5.2.1.1**. Los rendimientos en profundidad y perfiles de homogeneidad se midieron en similares circunstancias a las utilizadas para medir los campos estándar (campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro a SSD = 100 cm). También se realizaron medidas absolutas para establecer un factor de campo.

Este campo no-estándar sólo se utiliza en ocasiones especiales como la que aquí nos ocupa, por lo que hay escasa bibliografía en la que se verifique teóricamente utilizando el método de Monte Carlo (*Antolak J et al 2002, Bieda M et al 2001, Björk P et al 2002a, Carrasco E et al 2003a, Chen Z et al 2004, Huang V et al 2005*).



**Figura 2.5.2.1.1.** Conexiones para cerrar electrónicamente los circuitos asociados a las bandejas (conexión superior) y los aplicadores (conexión inferior).

Tal y como ya hemos mencionado, la simulación de los campos experimentales se realizó partiendo del espacio de fase común tras la cámara monitora, en este caso especificando la apertura de las mandíbulas y las multiláminas hasta una apertura que configurase el campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro y convirtiendo todo el módulo del aplicador en aire (ver **apéndice II**).

### **2.5.2.2 – DELANTE Y DETRÁS DE LA MAMPARA DEGRADADORA**

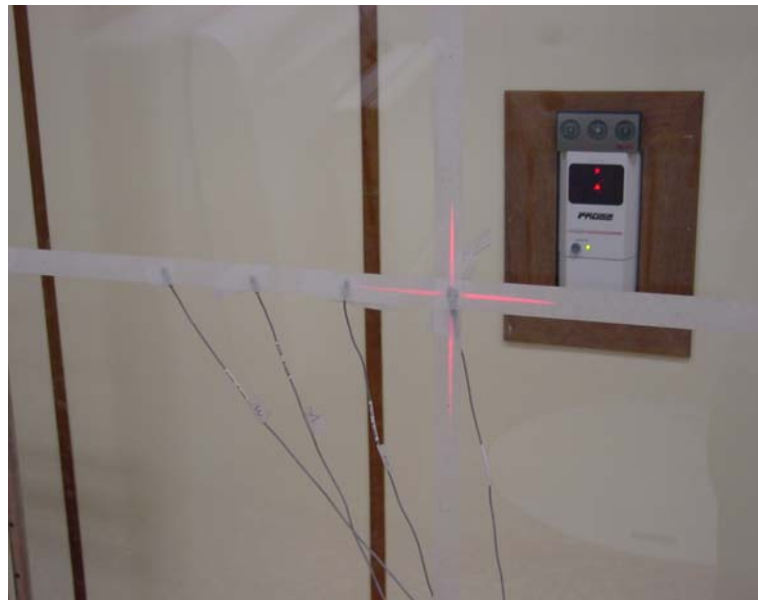
Las medidas experimentales de homogeneidad del haz tras la mampara degradadora se realizaron con diodos semiconductores de silicio tipo-p EDD-2 previamente calibrados. Se posicionaron cada 5 cm en sentido X y cada 10 cm en sentido Y centrados en el eje del haz (ver **figuras 2.5.2.2.1 y 2.5.2.2.2 y apartado 2.3.1.4.**)

Se generaron espacios de fase antes de la mampara degradadora (PSD AIRE), y tras la mampara degradadora (PSD PMMA). Para conseguir estos espacios de fase fue necesario alterar las especificaciones del último SLAB de aire en el detalle geométrico de la simulación. En el caso de PSD AIRE, se modificó el espesor de la lámina de aire hasta SSD= 364.2 cm, y para el PSD PMMA, se dividió el slab en otros dos, para que tras los 264.2cm de aire anteriores se incluyera una lámina de PMMA de 0.8 cm de espesor, fijando el espacio de fase tras este módulo a SSD = 365 cm equivalente a la disposición clínica de tratamiento (ver **apéndice II**).

Partiendo del fichero input que muestra la **figura 2.5.2.2.3**, se utilizó el código de usuario *DOSXYZ* para generar perfiles dosimétricos de dicho espacio de fase y poder compararlos con los resultados experimentales realizados con una incidencia del acelerador a 270°.



**Figura 2.5.2.2.1.** Situación del equipo de medida en el *bunker* durante las medidas experimentales de los perfiles de homogeneidad.



**Figura 2.5.2.2.2.** Alineación de los semiconductores con los láseres de referencia ubicados en el *bunker*.

```
FP_Perf150PMMA
2
AIR700ICRU
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 1.0, 5.0
-1, 1, 1
-75.0
1.0, 150
-0.50
0.50
15.0
15.10
1, 150, 1, 1, 1, 1, 2, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
2, 0, 1, 50.0, 0
/home/jubeam/egs4/BEAM_FullPrimusMeV/FP_PMMA.egs4phsp1
80000000, 0, 48.0, 25, 14, 150.0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0.0
```

**Figura 2.5.2.2.3.** Fichero *input* para generar un perfil de homogeneidad en sentido X tras la mampara degradadora partiendo del espacio de fase PSD PMMA

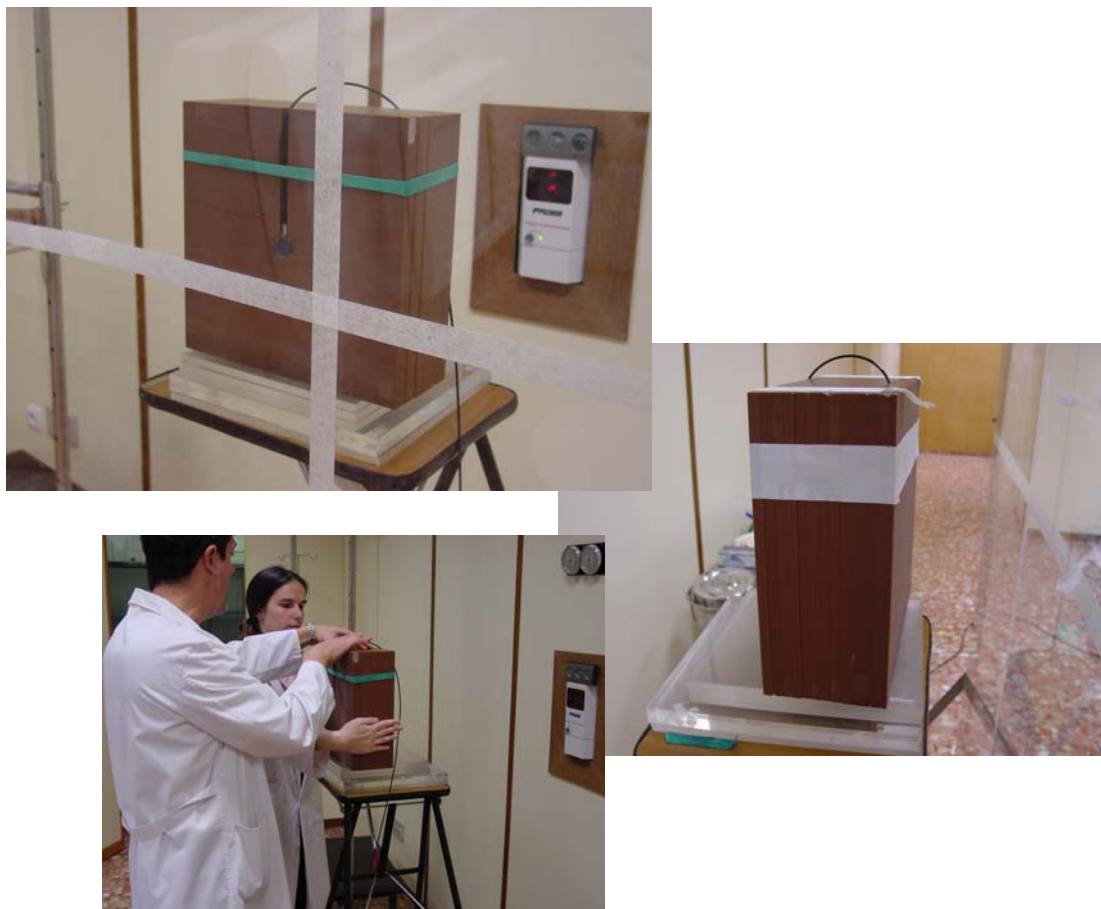
### **2.5.2.3 – EN SUPERFICIE DEL PACIENTE**

Para analizar la calidad del haz y los rendimientos en profundidad a distancia de tratamiento (SSD = 380 cm), con 8 mm de PMMA a 15 cm de la superficie y una única incidencia a 270°, no se puede utilizar la disposición habitual para las situaciones estándar trazando dichas curvas con un diodo o cámara de ionización en una cuba de agua. En nuestro caso, para evaluar los rendimientos en profundidad y la dosimetría absoluta, se utilizaron los diodos semiconductores EDD-2 ó la cámara de ionización NACP plano-paralela respectivamente entre láminas de agua sólida (tal y como se detalló en el **apartado 2.3.2.1**). Manteniendo siempre fija la distancia hasta la superficie del fantoma, gracias a los láseres especialmente ubicados en el *bunker* para este propósito, se fue modificando la profundidad de medida hasta cubrir el rango requerido (**figura 2.5.2.3.1**).

El rendimiento total de cada campo es resultado de la incidencia frontal del mismo, así como de la contribución de los dos adyacentes. Para obtener el campo total se analizó su distribución experimental sobre películas irradiadas con campos a 0°, -60° y +60° (ver **apartado 2.3.2.1**.)

Estas distribuciones experimentales se simularon con MC partiendo de PSD TSET y simulando su deposición de dosis relativa sobre un fantoma de agua para una única incidencia. Para compararlo con la distribución sobre las películas para uno o más campos oblicuos a 0°, -60° y +60°, se simuló su deposición de dosis sobre el TAC del fantoma utilizando el *software* RADIOPLAN (*Leal A et al 2004a*).

El código de usuario DOSXYZ y el *software* de distribución RADIOPLAN desarrollado por nuestro grupo de investigación (Leal A et al 2004a) se utilizó también para simular cada haz y su orientación cubriendo al paciente con los 6 campos, cada 60° sobre el fantoma cilíndrico. Para obtener la distribución de dosis final, se leyeron los ficheros *.3ddose* resultantes de la simulación con el *software* MATLAB (ver **apéndice V**) para hacer un filtrado de mediana con submatriz 3×3, equivalente al realizado sobre las placas radiográficas (ver **apartado 2.4.2.3.**)



**Figura 2.5.2.3.1.** Situación de los equipos de medida durante la dosimetría absoluta a distancia de tratamiento.

### **3 – RESULTADOS**

#### **3.1 – CARACTERIZACIÓN FÍSICA DEL HAZ**

En los apartados anteriores se ha descrito toda la metodología seguida para simular con Monte Carlo de forma teórica el haz clínico apto para el tratamiento de la ICT con electrones. Ahora vamos a analizar los resultados de dicha simulación que, desde un punto de vista físico, no resulta fácil cubrir de forma experimental (*Björk P et al 2002a*).

##### **3.1.1 – ESPECTROS**

Para poder llevar esta técnica de tratamiento a la clínica es necesario verificar la calidad del haz a lo largo de su trayectoria.

Tras las comparaciones entre las simulaciones Monte Carlo y las medidas experimentales para campos estándar, cuyos resultados se expondrán más adelante, se partió de dos situaciones similares en lo que respecta a calidad y homogeneidad del haz, con objeto de analizar la evolución en la espectrometría de los electrones a lo largo de la distancia a recorrer (**figura 3.1.1.1**), además de estudiar los valores máximos y medios valorados con respecto a la energía incidente original  $E_0$  de 6.76 MeV.

Conforme el haz atraviesa los diferentes materiales entre la ventana del acelerador y la superficie de tratamiento, vemos como la energía media disminuye, especialmente tras la mampara de PMMA (**figura 3.1.1.1**). En concreto, se observa una disminución de 3.8 MeV, con respecto a la energía inicial, atribuible principalmente a la pérdida de energía por medio de interacciones de radiación dispersa y de colisiones inelásticas de los



electrones tanto en la mampara degradadora como en el recorrido por el aire.

El espacio de fase generado a distancia de tratamiento arrojaba una energía media de  $E_m$  (MC) = 2.96 MeV. Este resultado hubo de ser verificado con los resultados teóricos del Protocolo Nacional de la *Sociedad Española de Física Médica (SEFM 1984)* y de los Protocolos Internacionales de la *International Atomic Energy Agency (IAEA 2001)* y de la *American Association Physics in Medicine (AAPM 1987)*, donde:

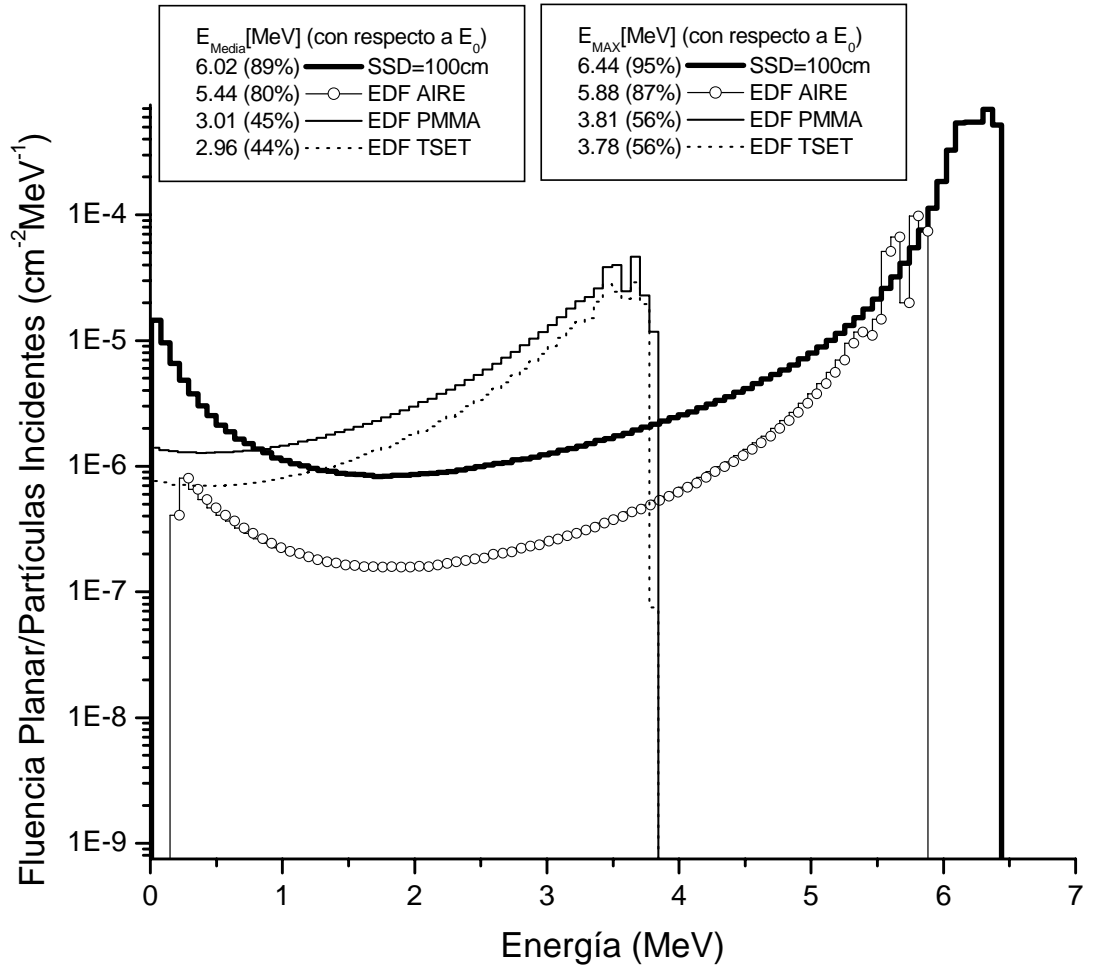
$$E_m = 2.33 \times E_{50}.$$

por lo tanto:

$$E_m = 2.33 \times 1.24 \text{ MeV}$$

$$E_m = 2.89 \text{ MeV}$$

Obtenemos así, una desviación del 2.4 % con respecto al simulado. Esta diferencia incluye las incertidumbres de los resultados experimentales en las lecturas de los rendimientos en profundidad ( $\pm 1$  mm) y en los cálculos (1 de desviación estándar), por lo que las discrepancias entre ambos métodos están dentro del orden de magnitud esperado (*Carrasco E et al 2003a*).



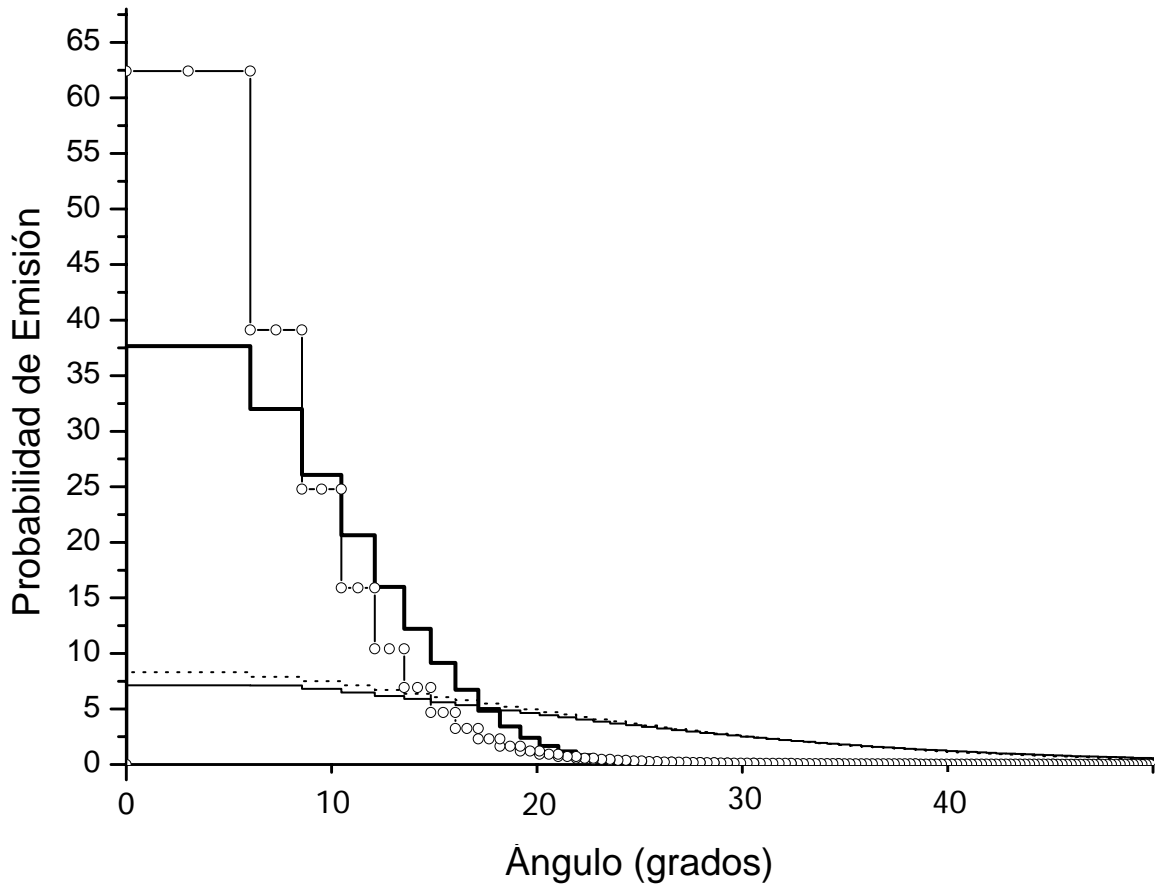
**Figura 3.1.1.1.** Espectros de electrones a distancia SSD = 100 cm para un campo 40 × 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro (—); tras la lámina de aire a SSD = 364.2 cm (—○—), tras la mampara degradadora a SSD = 365 cm (—), a distancia de tratamiento SSD = 380 cm (.....).

### **3.1.2 – FLUENCIA Y DISTRIBUCIÓN ANGULAR**

Como se expresó en la descripción de la metodología, partiendo de la información almacenada en los espacios de fase (posición, ángulo y energía de cada partícula), y haciendo uso del *software* BEAMDP, se analizó la influencia de los diferentes degradadores que caracterizan el haz en términos de distribución angular y espacial.

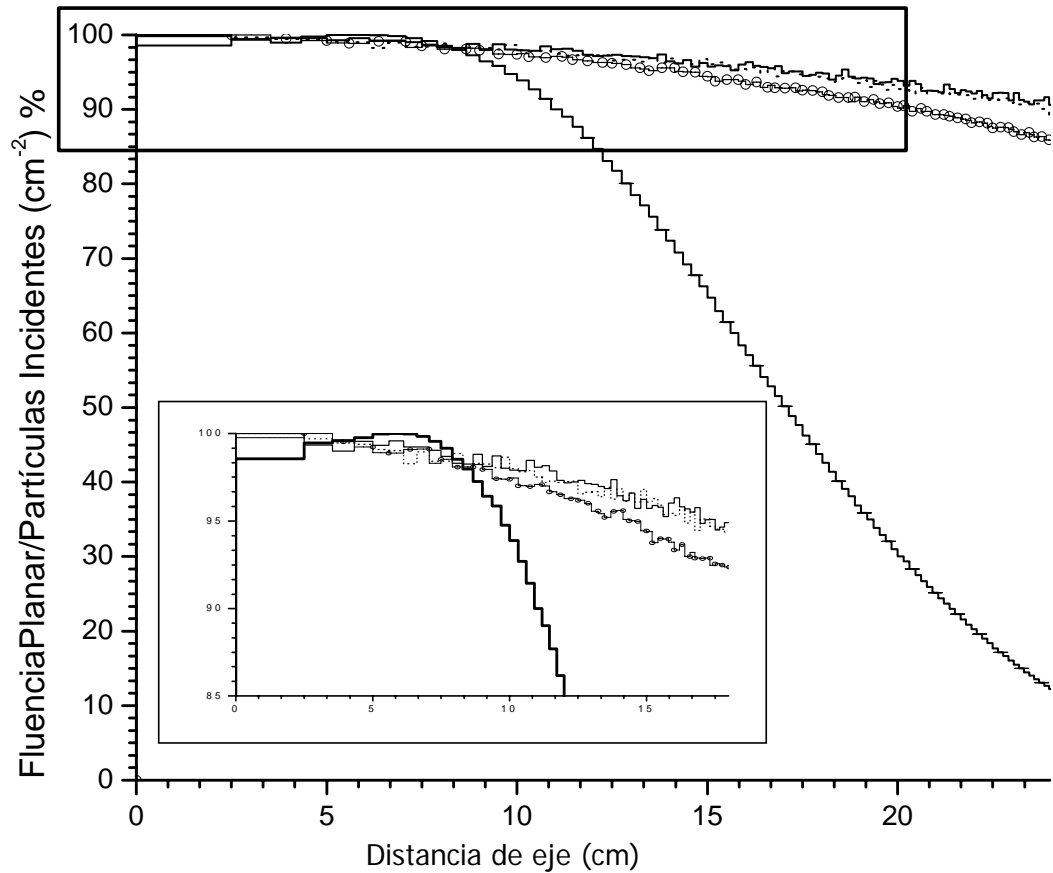
En la **figura 3.1.2.1** vemos como el haz monoenergético incidente sobre la ventana del acelerador para un campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro, está focalizado en la dirección del haz con un FWHM de  $13^\circ$  a su alrededor. El haz se dispersa como consecuencia de las colisiones entre partículas en el recorrido por el aire entre la cabeza del acelerador y la mampara, pero en menor medida que tras la lámina degradadora. Como consecuencia del gran número de colisiones en este material, el haz emergente se dispersa hasta un FWHM de más de  $30^\circ$ .

La influencia de la mampara degradadora para conseguir esta dispersión angular (*Björk P et al 2002b, Ma C and Jiang S 1999*) también se refleja en el comportamiento de la distribución espacial (**figura 3.1.2.2**), gracias a lo cual el perfil dosimétrico del haz se homogeniza para cubrir toda la superficie del paciente. Cabe reseñar la importancia de estos estudios dosimétricos simulados difíciles de obtener de forma experimental que, a su vez, permiten no sólo validar los resultados, como en nuestro caso, sino dilucidar los parámetros físicos más adecuados para la correcta implantación clínica de la técnica, sugiriendo el espesor óptimo de la mampara degradadora, su distancia, o incluso su sustitución por otros materiales para desempeñar mejor el filtrado energético.



**Figura 3.1.2.1.** Distribución angular de electrones a distancia SSD=100cm para un campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro (—); antes de la mampara degradadora (—○—), tras la mampara degradadora (—), a distancia de tratamiento SSD=380cm (.....).

Todos los tratamientos de ICTe necesitan de una mampara degradadora para conseguir unas características geométricas del haz similares a las que hemos observado en este trabajo de investigación, y parece evidente que tanto su espesor como su colocación con respecto a la superficie del paciente, han sido las óptimas, aunque también debemos evaluar su influencia desde el punto de vista energético (ver **apartado 3.1.1**).



**Figura 3.1.2.2.** Distribución de fluencia de los electrones para un campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro (—); tras la lámina de aire de 264.2 cm (—○—), tras la mampara degradadora (—△—), y en la superficie del paciente., a distancia de tratamiento SSD = 380 cm (.....).

Al tratarse de una técnica de tratamiento poco convencional, y por lo tanto poco referenciada en cuanto a su validación con otras técnicas dosimétricas, se investigó la influencia que pudiera provocar un cambio en la densidad del aire al variar la presión atmosférica dentro del *bunker*. Se modificó el fichero patrón *pegs4dat* (ver apartado 2.4.2.1.) con las secciones eficaces de los materiales, de tal modo que se generaron espacios de fase similares a los generados con densidades en aire que oscilaron entre  $1.18$  y  $1.23 \text{ kg/cm}^3$ , siendo estos los valores máximos y mínimos que se

habían observado en Sevilla a lo largo del año 2003 (cedidos por el servicio de meteorología (<http://www.inm.es>). Como se preveía, los resultados no mostraron diferencias significativas, por lo que la influencia en la dispersión angular y espacial del haz, por las condiciones atmosféricas sobre las grandes columnas de aire entre el acelerador y el paciente, resultó despreciable.

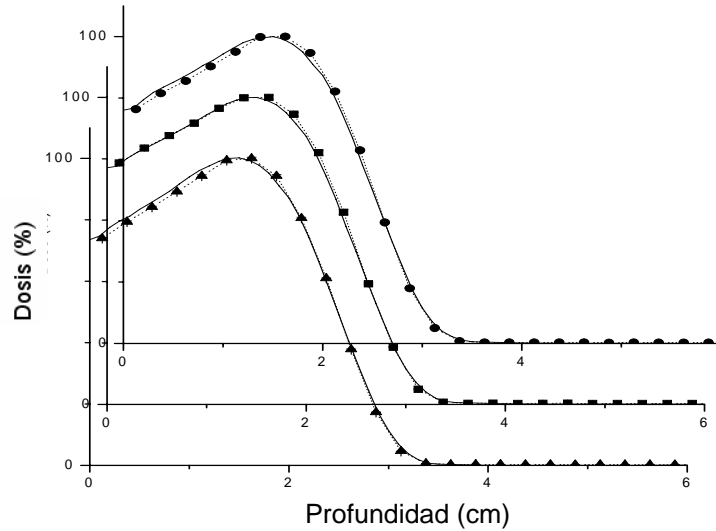
### **3.2 – DOSIMETRÍA FÍSICA RELATIVA**

A lo largo de este trabajo ya se han presentado algunos resultados. La dosimetría con semiconductores, con película e ionométrica, se ha mostrado satisfactoria para garantizar el comportamiento dosimétrico del haz bajo las condiciones descritas. Llegados a este punto, verificamos que dicha dosimetría experimental coincide con las simulaciones.

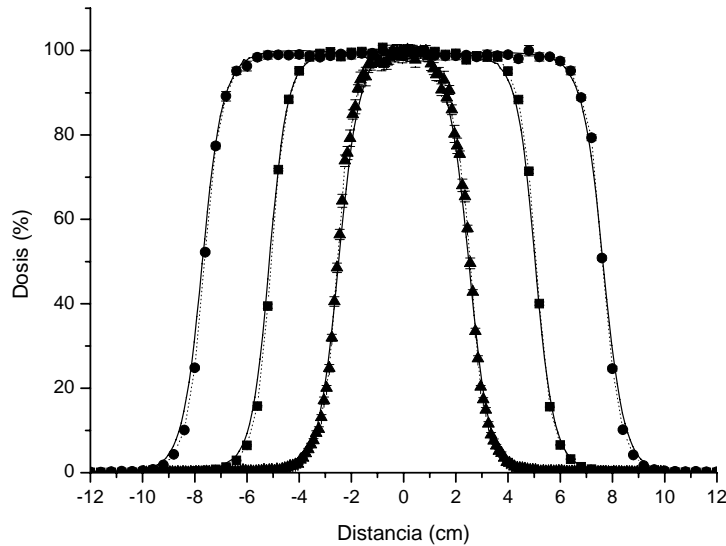
#### **3.2.1. – HACES ISOCÉNTRICOS ESTÁNDAR: $5 \times 5 \text{ CM}^2$ A $25 \times 25 \text{ CM}^2$**

Como ya hemos mencionado, en las simulaciones se partió desde una fuente que se comporta como un haz mono-energético con distribución espectral en forma Gaussiana y una energía media  $E_0$ . Hay estudios que proponen analizar en detalle esta fuente y utilizar otras alternativas, sobre todo para simular campos de electrones a grandes distancias (*Huang V et al 2005*). En cualquier caso, hasta que la descripción completa del haz de electrones inicial esté disponible, es necesario recurrir a aproximaciones (*Björk P et al 2002a, 2002b*). Esto puede derivar en discrepancias con las medidas experimentales y es por ello que dicha energía inicial  $E_0$  es "sintonizada" iterativamente hasta que las curvas dosimétricas que caracterizan el haz (PDDs y perfiles) coinciden dentro de un error aceptado (menos del 2%) con las simulaciones, llegando finalmente al mismo resultado. En nuestro caso, para un haz monoenergético incidente de  $E_0 = 6.76 \text{ MeV}$  y un radio (rabeam) de 0.1 cm, los valores de  $R_{50}$  y  $R_p$  además de los rendimientos en profundidad y perfiles medidos y calculados no diferían en más de un 2%, tal y como muestran las **figuras 3.2.1.1, 3.2.1.2, 3.2.1.3 y 3.2.1.4**. Estas discrepancias coinciden con otras publicaciones, teniendo en cuenta que en todo momento nos referimos

a tamaños de campo muy habituales en la dosimetría clínica diaria y a una distancia estándar de SSD = 100cm (Antolak J et al 2002, Carrasco E et al 2003a, Fadeggon B et al 1998, Ma C and Jiang S 1999, Verhaegen F et al 2001).

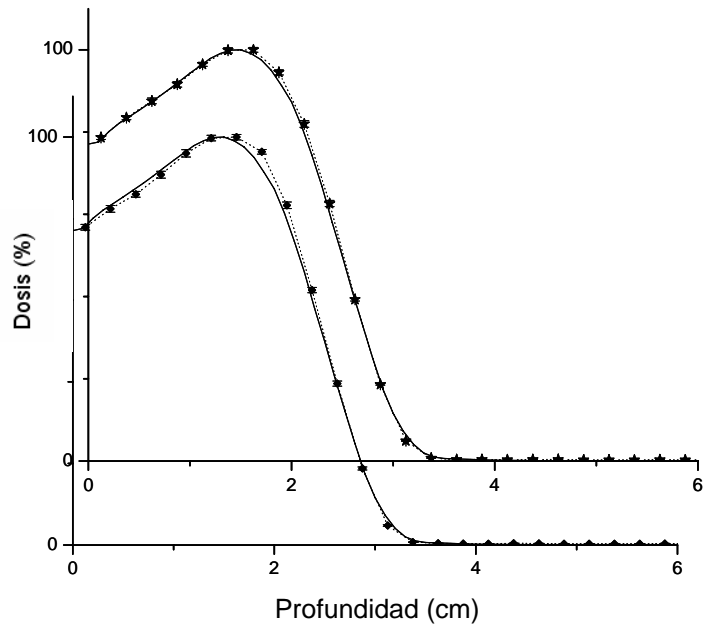


**Figura 3.2.1.1.** Rendimientos en profundidad experimentales (—) a SSD = 100 cm y simulados (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) para los campos  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  (...▲...),  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (...■...), y  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  (...●...)

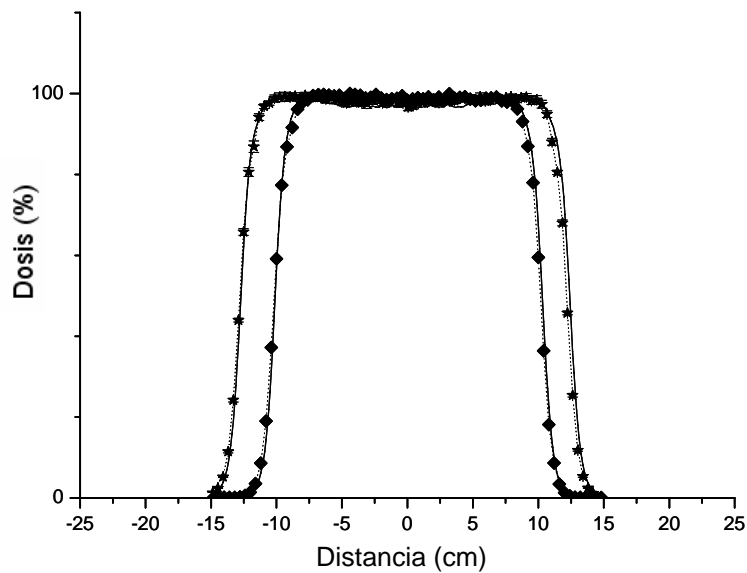


**Figura 3.2.1.2.** Comparación de perfiles experimentales (—) medidos a SSD = 100 cm a una profundidad de  $d_{max}$  y simulados con vóxeles de  $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ cm}^3$  para el campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  (...▲...) y  $0.4 \times 0.4 \times 0.4 \text{ cm}^3$  para los campos  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (...■...) y  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  (...●...)





**Figura 3.2.1.3.** Rendimientos en profundidad experimentales (—) a SSD = 100 cm y simulados (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) para los campos  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  ( $\dots \blacklozenge \dots$ ) y  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  ( $\dots \ast \dots$ )



**Figura 3.2.1.4.** Comparación de perfiles experimentales (—) medidos a SSD = 100 cm a una profundidad de  $d_{\text{max}} = 1.5 \text{ cm}$  y simulados (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.4 \text{ cm}^3$ ) para los campos  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  ( $\dots \blacksquare \dots$ ) y  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  ( $\dots \bullet \dots$ )

Las simulaciones se han realizado utilizando una energía de corte  $AE = ECUT = 700$  keV siguiendo las recomendaciones de la bibliografía reciente. Gracias al *cluster* de computación, se realizó un estudio comparativo con energías de corte de  $AE = ECUT = 521$  keV tal y como muestra la **tabla 3.2.1.1** con los resultados en términos de tiempo de CPU y número de historias necesarias. No se encontraron diferencias significativas en los parámetros finales al comparar los resultados con ambas energías de corte (*Antolak J et al 2002, Bieda M et al 2001, Ma C and Jiang S 1999, Verhaegen F et al 2001*) por lo que, para esta técnica especial podemos concluir que no es necesario simular situaciones por debajo de los 700 KeV.

**Tabla 3.2.1.1.** Mínimo número de electrones recomendado para cada campo frente a número de historias simulada en el Cluster [MC]<sup>2</sup> para las simulaciones realizadas tanto con  $AE = ECUT = 700$  keV como con  $AE = ECUT = 521$  keV

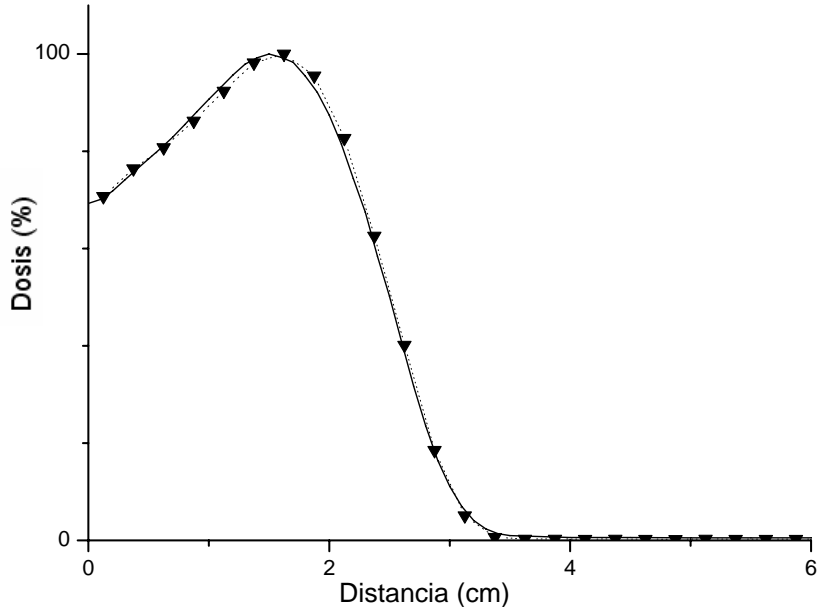
	Nº mínimo de e- en el PSD	Nº electrones en el PSD		Tiempo de cómputo de CPU (minutos) para el cluster [MC] <sup>2</sup> con 47 PCs	
		ECUT=700 keV	ECUT=521 keV	ECUT=700 keV	ECUT=521 keV
20×20 cm <sup>2</sup>	4×10 <sup>6</sup>	8.2×10 <sup>6</sup>	7×10 <sup>6</sup>	6 min	34.2 min
25×25 cm <sup>2</sup>	6.25×10 <sup>6</sup>	11×10 <sup>6</sup>	10.5×10 <sup>6</sup>	9 min	28 min
40×40 cm <sup>2</sup>	16×10 <sup>6</sup>	31×10 <sup>6</sup>	29×10 <sup>6</sup>	21 min	1 hr 19 min
TSET 100×100 cm <sup>2</sup>	100×10 <sup>6</sup>	102×10 <sup>6</sup>	-----	2 hr 5 min	-----

### **3.2.2. – HAZ EXTENSO: 40 × 40 CM<sup>2</sup> EN EL ISOCENTRO SIN APLICADOR**

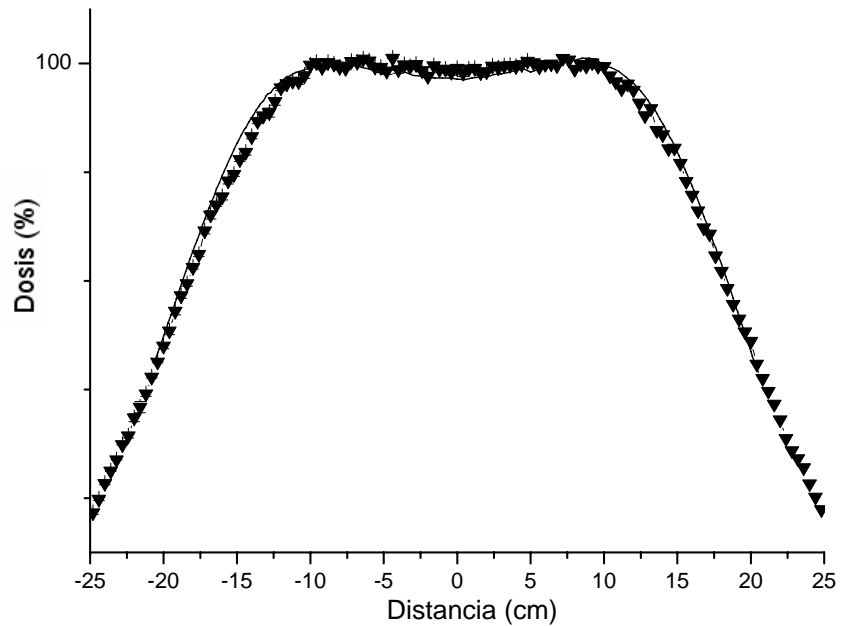
El objetivo principal de este proyecto de investigación fue determinar que la simulación MC es apta para validar las medidas experimentales esenciales que permitan poner en marcha la técnica de irradiación cutánea total con electrones. En este apartado y en adelante, se presentan los resultados que corroboran dicha afirmación.

Cuando estamos simulando las múltiples interacciones elásticas e inelásticas que sufren los electrones en el medio antes de llegar al espacio de fase final, y por lo tanto al fantoma donde depositarán su energía, hemos de ser conscientes de que delimitar un campo 40 × 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro sin aplicador no es la configuración clínica ideal. Esta consideración se vuelve trascendental por el hecho de que los parámetros físicos seleccionados para simular el haz son determinantes a la hora de obtener resultados satisfactorios (*Battum LJ et al 2003, Huang V et al 2005, Verhaeggen F et al 2001*). Algunos autores mencionan en la bibliografía más reciente el efecto que este espacio de fase, en concreto de 40 x 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro sin aplicador, puede tener en la modulación de energía (*Fadeggon B et al 2005*).

En el apartado 2.4.2.1.3 se ha detallado un estudio geométrico inicial realizado en la fase inicial de este trabajo, para garantizar que la composición de materiales y distancias entre componentes de la cabeza del acelerador eran correctas. Los resultados están avalados por el resultado final de las simulaciones tal y como muestran las **figuras 3.2.2.1 y 3.2.2.2**, donde se puede observar que los resultados de las simulaciones coinciden con las dosimetría experimental.



**Figura 3.2.2.1.** Rendimientos en profundidad experimentales (—) a SSD = 100 cm y simulados (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) para el campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  (...▲...)



**Figura 3.2.2.2.** Rendimientos en profundidad experimentales (—) a SSD = 100 cm y simulados (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) para los campos  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  (...▲...)

### **3.2.3. – A DISTANCIA DE TRATAMIENTO**

Se detallan ahora los resultados obtenidos con los diferentes equipos dosimétricos y de simulación a distancia de tratamiento, donde se comprueba finalmente si, en su conjunto, se puede utilizar esta técnica para poner en práctica clínica este complejo tratamiento terapéutico.

En primer lugar analizamos la deposición de dosis para una única incidencia a 0°. Bajo estas condiciones se obtuvieron medidas dosimétricas tanto con película como con diodos semiconductores.

La energía media del haz tras atravesar la columna de aire inicial y la mampara degradadora se redujo hasta 2.96 MeV a distancia de tratamiento (ver **figura 3.1.1.1**). Se observó una disminución en más del 50 % con respecto a la energía media del haz antes de atravesar la mampara degradadora y una pérdida de 3.8 MeV con respecto a la energía incidente en la ventana del acelerador. Es destacable que las características físicas de este haz (**tabla 3.2.3.1** y **figuras 3.2.3.1.** y **3.2.3.2.**) se diferencian considerablemente de las obtenidas a distancia SSD = 100 cm para un campo de 40 × 40 cm<sup>2</sup>.

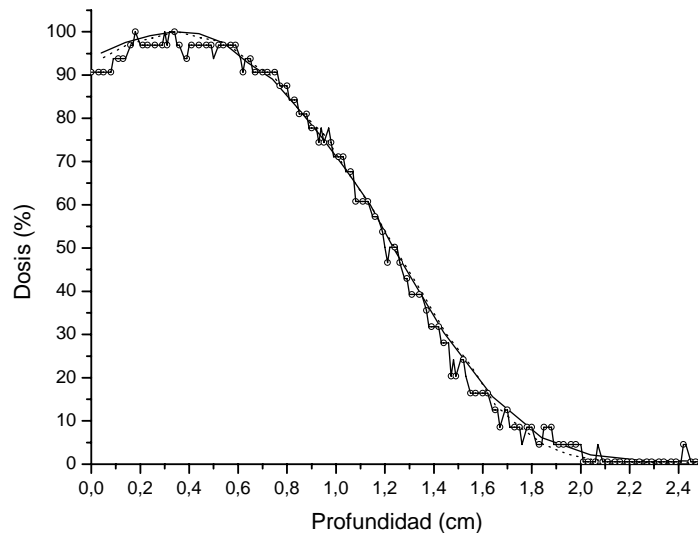
**Tabla 3.2.3.1.** Parámetros físicos característicos medidos y calculados de los rendimientos en profundidad para los diferentes aplicadores, campo abierto sin aplicador a SSD = 100 cm y su proyección a distancia de tratamiento tras la mampara degradadora a SSD = 380 cm

Field	$R_{100}$ (cm)		$E_0$ (MeV)		$R_{85}$ (cm)		$R_{50}$ (cm)		$R_p$ (c)
	Diode	MC	Diode	MC	Diode	MC	Diode	MC	Diode
5 × 5 cm <sup>2</sup>	1.4	1.40	5.9	5.94	2.0	2.04	2.5	2.55	3.2
10 × 10 cm <sup>2</sup>	1.5	1.50	5.7	5.76	2.0	2.02	2.5	2.47	3.1
15 × 15 cm <sup>2</sup>	1.5	1.48	5.8	5.85	2.0	2.06	2.5	2.51	3.2
20 × 20 cm <sup>2</sup>	1.5	1.58	5.8	5.83	2.0	2.09	2.5	2.50	3.2
25 × 25 cm <sup>2</sup>	1.5	1.58	5.8	5.85	2.0	2.08	2.5	2.51	3.2
40 × 40 cm <sup>2</sup>	1.5	1.60	5.8	5.85	2.0	2.01	2.5	2.51	3.2
TSET	0.38	0.39	2.89	2.96	0.80	0.81	1.24	1.25	1.8

Se llevaron a cabo las siguientes comparaciones a distancia de tratamiento:

a) El rendimiento en profundidad del campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  proyectado a distancia de tratamiento medido de forma experimental con diodos frente a los resultados de simulación (**figura 3.2.3.1 y tabla 3.2.3.2**)

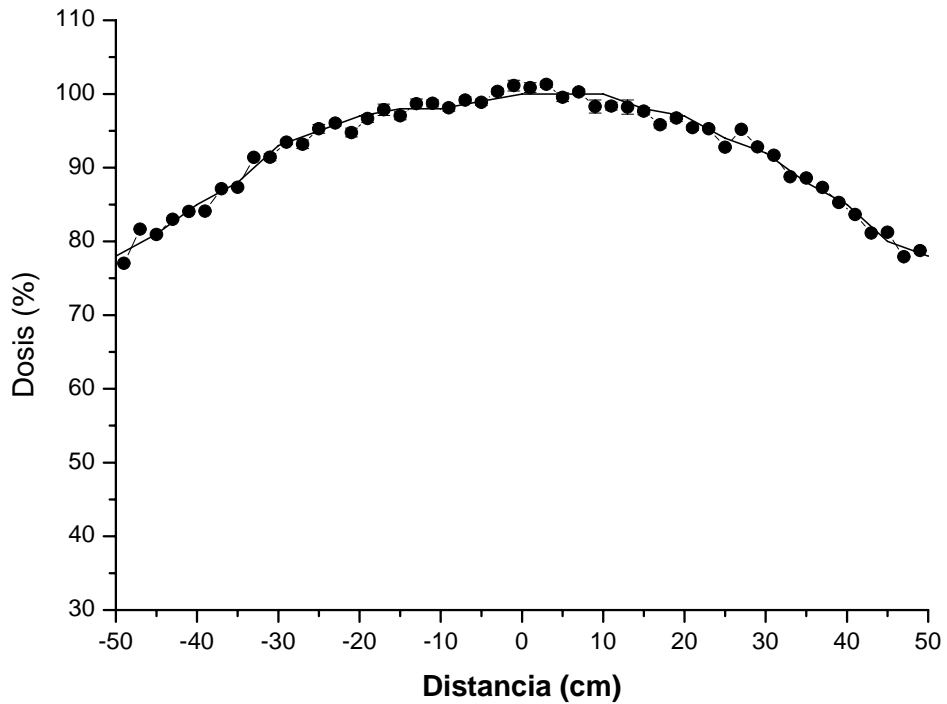
b) El perfil de homogeneidad obtenido con diodos semiconductores adheridos a la parte posterior de la mampara degradadora frente a la fluencia del espacio de fase PSD PMMA equivalente (**figura 3.2.3.2 y tabla 3.2.3.2**).



**Figura 3.2.3.1.** Rendimientos en profundidad experimental de una única incidencia a  $SSD = 380 \text{ cm}$  sobre película escaneada con una resolución de 200 ppi (—○—) comparado con el resultado obtenido con diodos semiconductores entre láminas de agua sólida (····) y simulado con Monte Carlo sobre un fantoma de agua (vóxeles  $0.4 \times 0.4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) partiendo de 35 millones de electrones en el espacio de fase TSET (····△····)

**Tabla 3.2.3.2.** Valores de los rendimientos en profundidad experimental a SSD=380 cm y simulado (vóxeles  $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ cm}^3$ ) para la proyección del campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro a SSD = 380 cm

Experimental /Diodods		Monte Carlo		
Profundidad (cm)	% Dosis	Profundidad (cm)	% Dosis	Diferencia
0.04	95.0970	0.05	94.0550	-0.3016
0.14	98.1760	0.15	97.1210	-0.2646
0.24	99.6180	0.25	98.6260	-0.2204
0.34	100.0000	0.35	100.0000	-0.0709
0.44	99.1034	0.45	98.6090	0.0622
0.54	97.4123	0.55	97.4870	0.0651
0.64	92.8498	0.65	92.9270	0.4169
0.74	89.0705	0.75	89.3330	0.7123
0.84	82.6126	0.85	81.8640	1.0347
0.94	75.8030	0.95	76.2750	0.4357
1.04	68.1307	1.05	67.3760	0.1744
1.14	59.9932	1.15	59.0040	0.1510
1.24	49.5176	1.25	48.9880	0.4755
1.44	30.4619	1.35	39.7870	0.6537
1.64	15.5941	1.45	30.1550	0.6679
1.84	6.1510	1.55	22.9670	0.4979
2.04	2.1677	1.65	13.6990	0.4799
2.24	0.9193	1.75	8.59740	0.312
2.44	0.7150	1.85	4.48200	0.4241
2.94	0.7037	1.95	2.24600	0.5482
3.94	0.6583	2.05	1.05170	0.7600
		2.15	0.64316	0.2795
		2.25	0.36555	0.5888
		2.35	0.28348	0.5505
		2.45	0.30061	0.3713
		2.55	0.31500	0.3336
		2.65	0.32859	0.5673
		2.75	0.30013	0.4062
		2.85	0.34735	0.4025
		2.95	0.41600	0.4657
		3.05	0.35398	0.8326
		3.15	0.28421	0.6757
		3.25	0.14888	0.5239
		3.35	0.27780	0.2851
		3.45	0.29778	0.2526
		3.55	0.24249	0.5240
		3.65	0.28637	0.4829
		3.75	0.36998	0.4115
		3.85	0.26897	0.5364
		3.95	0.41197	0.4305
		4.05	0.28731	0.5759



**Figura 3.2.3.2.** Comparación del perfil experimental (—) medido tras la mampara con diodos semiconductores a SSD = 365 cm con el perfil simulado (vóxeles  $2.0 \times 2.0 \times 1.0 \text{ cm}^3$ ) para la proyección del campo  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  en el isocentro tras la mampara degradadora (·····)

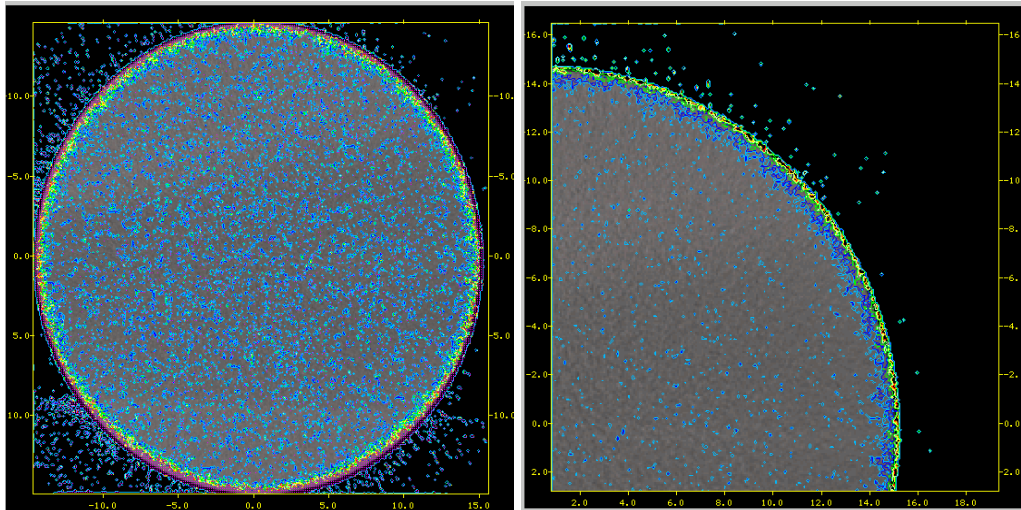
A continuación evaluamos la deposición de dosis para el tratamiento total que resulta de la incidencia a  $0^\circ$  y la contribución de los campos adyacentes a  $300^\circ$  y  $60^\circ$ . Bajo estas condiciones se obtuvieron medidas dosimétricas con película.



**Tabla 3.2.3.3.** Valores de los perfiles laterales obtenidos experimentalmente con diodos semiconductores y por simulación a distancia de tratamiento.

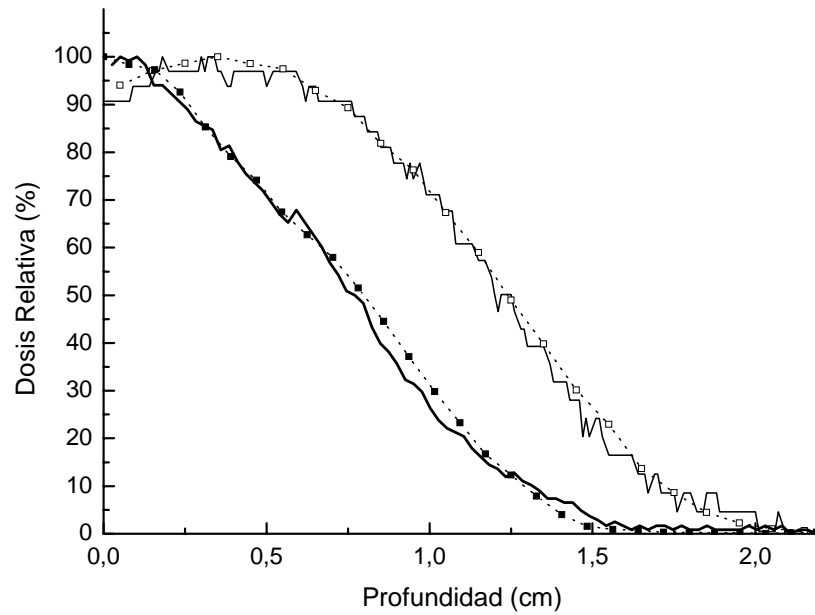
<b>Experimental /Diodods</b>		<b>Monte Carlo</b>		
<b>Profundidad (cm)</b>	<b>% Dosis</b>	<b>Profundidad (cm)</b>	<b>% Dosis</b>	<b>Diferencia</b>
-50.00	78.0000	-51.00	76.4130	0.0226
-45.00	81.0000	-49.00	77.0170	0.0397
-40.00	85.0000	-47.00	81.6650	0.0285
-35.00	88.0000	-45.00	80.9290	0.0339
-30.00	93.0000	-43.00	83.0000	0.0467
-25.00	95.0000	-41.00	84.0520	0.0411
-20.00	97.0000	-39.00	84.0990	0.0700
-15.00	98.0000	-37.00	87.1450	0.1165
-10.00	98.0000	-35.00	87.3230	0.1527
-5.00	99.0000	-33.00	91.3860	0.1897
0.00	100.0000	-31.00	91.4230	0.4719
5.00	100.0000	-29.00	93.4410	0.3042
10.00	100.0000	-27.00	93.1730	0.5819
15.00	98.0000	-25.00	95.2720	0.5902
20.00	97.0000	-23.00	96.0510	0.3800
25.00	94.0000	-21.00	94.7740	0.6035
30.00	92.0000	-19.00	96.6560	0.5417
35.00	88.0000	-17.00	97.8560	0.7800
40.00	85.0000	-15.00	97.0440	0.5397
45.00	80.0000	-13.00	98.6800	0.6325
50.00	78.0000	-11.00	98.7300	0.4688
		-9.00	98.1100	0.4349
		-7.00	99.1800	0.4041
		-5.00	98.8720	0.4484
		-3.00	100.3460	0.4182
		-1.00	101.1410	0.7216
		1.00	100.8600	0.6868
		3.00	101.3110	0.4238
		5.00	99.5500	0.5997
		7.00	100.2740	0.4050
		9.00	98.3030	0.8843
		11.00	98.3480	0.5300
		13.00	98.2200	0.9660
		15.00	97.6600	0.4907
		17.00	95.8200	0.4338
		19.00	96.7440	0.4718
		21.00	95.4270	0.3667
		23.00	95.2690	0.1854
		25.00	92.7690	0.1638
		27.00	95.1800	0.1004
		29.00	92.8180	0.0423
		31.00	91.6770	0.0469
		33.00	88.7750	0.0352
		35.00	88.6110	0.0329
		37.00	87.3010	0.0359
		39.00	85.2660	0.0359
		41.00	83.6530	0.0128
		43.00	81.1240	0.0195
		45.00	81.2500	0.0149
		47.00	77.9060	0.0155
		49.00	78.7500	0.0156
		51.00	77.4080	0.0197

En la **figura 3.2.3.3** observamos los resultados gráficos de la simulación con MC.



**Figura 3.2.3.3.** Visualización gráfica realizada con el DOSXYZ Dose Visualization Tool tras rotar e irradiar el fantoma cilíndrico para simular el tratamiento total de ICTe-.

Los rendimientos en profundidad obtenidos con película y Monte Carlo mostraron grandes similitudes con diferencias inferiores al 3% o menos de 1 mm, tal como muestra la **figura 3.2.3.4**. (*Piermattei A et al 2004*).



**Figura 3.2.3.4.** Rendimientos en profundidad experimental de: una única incidencia a SSD = 380 cm sobre película (—■—) comparado con el resultado obtenido con Monte Carlo (...□...); y de 3 incidencias (tratamiento completo) sobre película (—▲—) y simulado con Monte Carlo utilizando el ejecutable Radioplan (*Leal A. et al. 2004<sup>a</sup>*).

### **3.3. – DOSIMETRÍA ABSOLUTA (OF)**

Como parte de la implantación de la técnica, fue necesario realizar verificaciones en términos de factores de campo entre un campo estándar, donde podemos medir con mayor certeza la dosis absoluta, y el campo de tratamiento. Para determinar la dosis absoluta de un haz de radiación se parte de un protocolo de dosimetría como puede ser el de la SEFM (*SEFM 1984*) o de los internacionales de la IAEA (*IAEA 2001*) y de la AAPM (*AAPM 1987*), y se realizan las medidas pertinentes con una cámara de ionización previamente calibrada.

Bajo condiciones de referencia, según el conocimiento de los procesos físicos involucrados en la precisión de las medidas realizadas con este tipo de detectores, la suma de las incertidumbres resulta en un 2%.

Bajo condiciones no estándar, como los tratamientos realizados con campos pequeños (*Sánchez-Doblado F et al 2003*) para la IMRT (*Sánchez-Doblado F et al 2005a, 2005b*) o la Radiocirugía (*Perucha M 2003a, Perucha M et al 2003b, 2002*), o como el que nos ocupa de ICTe-, las incertidumbres pueden ser mayores. En el caso de la ICTe-, donde se unen las incertidumbres por la variación de los poderes de frenado a lo largo del haz ( $S_{w,air}$ ), la fluencia de la proyección del campo de  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  y la circunstancia de la gran distancia del haz final a más de tres metros de la fuente, se hace imprescindible su verificación teórica con un método alternativo.

Hay estudios que relacionan resultados de factores de salida experimentales con simulaciones de MC para campos con SSD > 100 cm, pero no con campos no estándar sin aplicador (*Zhang GG et al 1999*).

Bajo condiciones de referencia, (SSD = 100 cm,  $d_{\max} = 1.5$  cm,  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup>) la dosimetría absoluta resultaba en 0.813 cGy / UM, mientras que bajo condiciones de tratamiento (proyección del campo  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup> tras la mampara degradadota de 0.8 cm de PMMA a SSD = 380 cm) y  $d_{\max} = 0.4$  cm) el resultado era de 0.047 cGy / UM, resultando en un factor de campo de OF = 0.058. Exponer el cable de la cámara de ionización y su conector al gran haz de electrones de la ICTe- introduce señales electrónicas no deseables que pueden arrojar resultados dosimétricos no precisos (Chen Z et al 1998). Se procedió, por tanto, a blindar el máximo posible toda la extensión del cable que está dentro del campo de irradiación.

Los resultados con el método de Monte Carlo se obtuvieron partiendo de los espacios de fase correspondientes y el código de usuarios *cavrznrc* (Rogers D et al 2005) con el que se simuló una cámara de ionización de 0.1 m de radio en un fantoma de agua. A las profundidades de medida de 1.4 cm para el campo  $40 \times 40$  cm<sup>2</sup> a SSD = 100 cm y 0.4 cm bajo condiciones TSET, los resultados de  $2.13 \times 10^{-13} \pm 0.8$  % cGy/partícula y  $1.105 \times 10^{-14} \pm 0.5$  % cGy/partícula resultan en un factor de campo de OF =  $0.052 \pm 1.3\%$  comparada con la ley del inverso al cuadrado dónde:

$$\left(\frac{d_0}{d}\right)^2 = \left(\frac{1}{3.80}\right)^2 = 0.069$$

Podemos ver como hay un incremento en el ratio de las medidas atribuible a la influencia de los electrones dispersos tras las mampara proporcionando que la relación de energía y el factor de salida decrezca. Este efecto ya había sido reportado por otros autores (Zhang GG et al 1999, Kapur A et al 1998).

El resto de medidas experimentales se compararon con los resultados teóricos para los campos  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  a  $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$  y para un campo  $100 \times 100 \text{ cm}^2$  a  $\text{SSD} = 365 \text{ cm}$ .

## **CONCLUSIONES**

Los resultados obtenidos como consecuencia de este trabajo nos permiten arrojar las siguientes conclusiones respecto a los objetivos iniciales propuestos:

1. Se ha puesto a punto la técnica radioterápica especial de la Irradiación Cutánea Total con electrones (ICTe-) para ser implementada en el Hospital Virgen Macarena con el acelerador Lineal Primus de Siemens. La metodología empleada es extensible a otros aceleradores en condiciones de irradiación similares.
2. La elección del método de Monte Carlo para obtener una solución teórica a los problemas planteados por esta técnica de irradiación, ha permitido confrontar los resultados experimentales con suficiente garantía para su aplicación clínica. Al ser un tratamiento no habitual, fuera de las condiciones de referencia contempladas en los protocolos dosimétricos, las diversas incertidumbres generadas tanto en las distribuciones relativas como en los valores absolutos de la dosis pudieron ser valorados.
3. La evaluación de campos convencionales con la técnica de Monte Carlo han ofrecido resultados coincidentes con las medidas experimentales realizadas, dentro de un margen de error del 2%, corroborando así la configuración del código de simulación.
4. Una vez comprobada la correcta caracterización del haz de electrones de 6 MeV de energía nominal bajo condiciones de referencia, se ha calculado, siguiendo el método de simulación, la distribución de dosis proporcionada por el haz degradado en

condiciones especiales de 40 x 40 cm<sup>2</sup>, a 380 cm de la fuente localizada en un acelerador lineal Primus de Siemens. Esta distribución de dosis responde a una solución teórica que puede ser tomada como referencia para el control de calidad de la técnica de ICTe- bajo las condiciones expuestas. No obstante, con respecto a la dosimetría absoluta, recientes modificaciones sensibles en el código de simulación invitan a un análisis en mayor profundidad. Por ello, una simulación pormenorizada de cada situación sería conveniente, o al menos, la utilización de más de un procedimiento dosimétrico para contrastar.

5. El decremento en la energía media del haz de tratamiento hasta un 56% de la energía nominal generada en el acelerador, ha probado la eficacia de la mampara de PMMA como degradador adecuado para proporcionar la dosis deseada en el paciente situado a 15 cm tras ella.

Como conclusión final podemos decir que:

Se ha demostrado la capacidad del método de Monte Carlo para simular geometrías complejas, convirtiéndose en una herramienta de verificación de la dosis que permita el control de calidad de la ICTe- necesario para llevar a cabo esta técnica compleja de tratamiento en los centros hospitalarios interesados.



**BIBLIOGRAFÍA**

- AAPM (American Association Physics Medicine) 1991 Clinical electron beam dosimetry: Report of AAPM Radiation Therapy Report nº25 *Med. Phys.* **18** 73-109
- AAPM (American Association Physics Medicine) 1987 Total Skin Electron Therapy: Techniques and Dosimetry *Report N°23* (New York: AIP)
- AAPM (American Association Physics Medicine) 1983 A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams Task Group 21 *Med. Phys.* **10** 741-771
- Alonso S, Arráns R, Ortiz M, Sánchez-Doblado F, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 1996 Un método alternativo para la dosimetría de los campos oblicuos en la irradiación cutánea total con electrones *Física Médica* **3** 541-543
- Andreo P 1991 Monte Carlo techniques in medical Radiation Physics *Phys. Med. Biol.* **36** 861-920
- Ahnesjö A, Traneus E, Åsell M 2000 Generation of phase space for electron beam Monte Carlo treatment planning *Radiother. Oncol.* **56** S79
- Antolak J, Bieda M, Hogstrom K 2002 Using Monte Carlo methods to commission electron beams: A feasibility study *Med. Phys.* **29** 771-786
- Antolak J and Hogstrom K 1998 Multiple scattering theory for total skin electron beam design *Med. Phys.* **25** 851-9
- Antolak J, Cundiff J, Ha C 1998b Utilization of thermoluminescent dosimetry in total skin electron beam radiotherapy of mycosis fungoides *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **40** 101-8
- Arráns R, Alonso S, Sánchez-Doblado F, Sánchez-Calzado JA, Leal A, Perucha M 1999a A conformal technique for a ring shaped conjunctive Lymphoma treatment *Radiother. Oncol.* **49** 315-318
- Arráns R, Leal A, Perucha M, Aresté MR, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Carrasco E, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA, Laviana MC, Mesa C

1999b Dosimetría in vivo en tratamientos de irradiación cutánea total  
*Oncología* **3** 21

- Arráns R 1995 Sistema computerizado de dosimetría in vivo y en tiempo real mediante semiconductores *Tesis presentada para optar al grado de Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad de Sevilla*
- Battum LJ, Zee W, Huizenga H 2003 Scattered radiation from applicators in clinical electron beams *Phys. Med. Biol.* **48** 2493-2507
- Bieda M, Antolak J, Hogstrom K 2001 The effect of scattering foil parameters on electron-beam Monte Carlo calculations *Med. Phys.* **28** 2527-2534
- Bielajew A, Hirayama H, Nelson W, Rogers D 1994 History, overview and recent improvements of EGS4 *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0436* (Ottawa:NRCC)
- Bielajew A and Rogers D 1986 PRESTA: The Parameter Reduced Electron-Step Transport Algorithm for Electron Monte Carlo Transport *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0042*; and *Nucl.Instr.Meth.* **B18** 165-181
- Björk P, Knöös T, Nilsson P 2002a Influence of initial electron beam characteristics on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for linear accelerator electron beams *Phys. Med. Biol.* **47** 4019- 4041
- Björk P, Nilsson P, Knöös T 2002b Dosimetry characteristics of degraded electron beams investigated by Monte Carlo calculations in a setup for intraoperative radiation therapy *Phys. Med. Biol.* **47** 239-256
- Briesmeister J 1993 MCNP A general Monte Carlo N-particle transport code Los Alamos National Laboratory Report LA-12625-M (Los Alamos:NM)
- Bunn P Jr and Lamberg S 1979 Report of the committee on staging and classification of cutaneous T-Cell lymphomas *Cancer Treat. Rep.* **63** 725
- Carrasco E, Leal A, Sánchez-Doblado F, Lagares JI, Capote R, Arráns R 2006 Total skin electron therapy treatment: Monte Carlo verification and beam characteristics *1st EWG-MCTP Oral Presentation* **M1.5** 29-30

- Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares JI, Capote R, Roselló J, Arráns R, Perucha M 2004 Terapia cutánea total con electrones: Verificación con Monte Carlo y características del haz *Oncología* **1** 62
- Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Capote R, Lagares JI, Perucha M, Arráns R 2003a Total Skin electron therapy treatment verification: Monte Carlo simulation and beam characteristics of a large non-standard electron fields *Phys. Med. Biol.* **48** 2783-2796
- Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Capote R, Lagares JI, Roselló J, Perucha M, Arráns R 2003b Total Skin electron therapy treatment: Monte Carlo verification and beam characteristics *Radiother. Oncol.* **68** S92
- Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Lagares JI, Capote R, Roselló J 2002a Monte Carlo simulation of a 6MeV beam for non-standard electron treatments. *Radiother. Oncol.* **64** S323
- Carrasco E, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Perucha M, Arráns R, González M 2002b Tele-radiocirugía *Oncología* **25** 63-66
- Cotter GW, Baglan RJ, Wasserman TH, Mill W 1983 Palliative radiation treatment of cutaneous mycosis fungoides: A dose response *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9** 1477-1480
- Cygler JE, Lochrin C, Daskalov GM, Howard M, Zohr R, Esche B, Eapen L, Grimard L, Caudrelier JM 2005 Clinical use of a commercial Monte Carlo treatment planning system for electron beams *Phys. Med. Biol.* **5** 1029-34
- Cygler JE, Daskalov GM, Chan GH, Ding GX 2004 Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning *Med. Phys.* **31** 142-153
- Chang-Ming M and Jiang S 1999 Monte Carlo modeling of electron beams from medical accelerators *Phys. Med. Biol.* **44** R157-R189
- Chen Z, Agostinelli AG, Wilson LD, Nath R 2004 Matching the dosimetry characteristics of a dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for total skin electron therapy *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **59** 872-85

- Chen Z, Agostinelli A, Nath R 1998 On the use of unshielded cables in ionization chamber dosimetry for total-skin electron therapy *Phys. Med. Biol.* **43** 539-46
- Deasy J, Almond P, McEllistrem M 1996 Measured electron energy and angular distributions from clinical accelerators *Med. Phys.* **23** 675-684
- Deng J, Jiang S, Pawlicki T, Li J, Ma C 2000 Electron beam commissioning for Monte Carlo Dose Calculation *The Use of Computers in Radiation Therapy* ISBN:3-540-67176-5 (Springer) 431-433
- Desobry G and Boyer A 1994 An analytic calculation of the energy fluence spectrum of a linear accelerator *Med. Phys.* **21** 1943-52
- Ding GX, Cygler JE, Yu CW, Kalach NI, Daskalov G 2005 A comparison of electron beam dose calculation accuracy between treatment planning systems using either a pencil beam or a Monte Carlo algorithm *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **63** 622-633
- Doucet R, Olivares M, DeBlois F, Podgorsak E B, Kawrakow I, Seuntjens J 2003 Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams *Phys. Med. Biol.* **48** 2339-2354
- Earley L, Moeller J, O'Rear J 1995 A method for total skin electron treatment for infants *Medical Dosimetry* **20** 243-248
- Faddegon B, Schreiber E, Ding X 2005 Monte Carlo simulation of large electron fields *Phys. Med. Biol.* **50** 741-753
- Faddegon B, Balogh J, Mackenzie R, Scora D 1998 Clinical considerations of Monte Carlo for electron radiotherapy treatment planning *Rad. Phys. Chem.* **53** 217-227
- Faiz M 2003 *The Physics of Radiation Therapy* ISBN: 0781730651 (Lippincott Williams and Wilkins)
- Grusell E and Rikner G 1986 Evaluation of temperature effects on a p-type silicon detector *Phys. Med. Biol.* **31** 527-534
- Hartmann-Siantar CL, Bergstrom PM, Chansler WP, Chase L, Cox LJ, Daly TP, Garrett D, Hornstein SM, House RK, Moses EI, Patterson RW, Rathkopf JA, Wittenau AS Lawrence Livermore National

Laboratory's PEREGRINE project *Proceedings of the 12th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy* Medical Physics Publishing (Madison) 19-22

- Hoppe RT, Cox RS, Fuks Z, Price NM, Bagshaw MA, Farber EM 1979a Electron-beam therapy for mycosis fungoides: the Stanford University Experience *Cancer Treat. Rep.* **63** 691-700
- Hoppe RT, Fuks Z, Bagshaw MA 1979b Radiation therapy in the management of cutaneous T-cell lymphomas *Cancer Treat. Rep.* **63** 625-32
- Hoppe RT, Fuks Z, Bagshaw MA 1977 The rationale for curative radiotherapy in mycosis fungoides *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **25** 843-851
- <http://www.ine.es>
- <http://www.inm.es>
- <http://www.kodak.com/>
- <http://www.mathworks.com/>
- <http://www.scanditronix-welhofer.com>
- <http://www.systat.com/>
- Huang V, Seuntjens J, Devic S, Verhaegen F 2005 Experimental determination of electron source parameters for accurate Monte Carlo calculation of large electron therapy *Phys. Med. Biol.* **50** 779-786
- IPEM (Institute of Physics in Engineering and Medicine) 2003 The IPEM code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 4 to 25 MeV based on an absorbed dose to water calibration *Phys. Med. Biol.* **48** 2929-2970
- IAEA (International Atomic Energy Agency) 2001 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry Based Standards of Absorbed Dose to Water Technical Report Series N°398 (IAEA: Vienna)

- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1984a Radiation dosimetry, electron beams with energies between 1 and 50 MeV *Report N°35* (Bethesda, MD)
- ICRU (International Commissions on Radiation Units and Measurements) 1984b Stopping powers for electrons and positrons *Report N° 37* (Bethesda, MD)
- ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1976 Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures *Report N° 24* (Bethesda, MD)
- Jiang SB, Kapur A, Ma C 2000 Electron beam modeling and commissioning for Monte Carlo treatment planning *Med. Phys.* **27** 180-191
- Johns HE and Cunningham JR 1983 The Physics of Radiology *ISBN: 0-398-04669-7* (Thomas, Springfield)
- Kapur A, Ma C, Mok ED, Findley D, Boyer A 1998 Monte Carlo calculations of electron beam output factors for a medical linear accelerator *Phys. Med. Biol.* **43** 3479-3494
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Carrasco E, Rincón M, Arráns R, Bernal C 2004a Monte Carlo Simulation of Complex Radiotherapy Treatments *Computing in Science and Engineering* **6** 60-68
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Capote R, Lagares JI, Carrasco E, Roselló J 2004b MLC leaf width impact on the clinical dose distribution: a Monte Carlo approach *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **59** 1548-59
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Roselló J, Carrasco E, Lagares JI 2003 Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **56** 58-68
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Perucha M, Carrasco E, Núñez L, Roselló J 2002a Radiocirugía: Método de Monte Carlo *Oncología* **25** 63-66
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Capote R, Carrasco E, Lagares JI, Arráns R, Roselló J, Perucha M 2002b Monte Carlo based study of the

influence of double-focusing on dose distribution in IMRT treatments  
*Radiother. Oncol.* **64** 721

- Leal A 2001a Optimización de los tiempos de CPU Mediante procesos distribuidos. Aplicación a los cálculos radioterápicos basados en Monte Carlo *Tesis presentada para optar al grado de Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad de Sevilla*
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Perucha M, Arráns R, Camacho I, Sierra M, Carrasco E 2001b Distributed processing for CPU time optimisation in Monte Carlo simulation *Physica Medica* **4** 84-86
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Rincón M, Arráns R, Carrasco E 2000a PC-Based process distribution to solve iterative Monte Carlo simulations *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications ISBN: 3-540-41795-8 (Springer)* 211-216
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Rincón M, Arráns R, Carrasco E 2000b Monte Carlo Simulation of an Arc Therapy Treatment by means of a PC Distribution model *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications ISBN: 3-540-41795-8 (Springer)* 329-332
- Leal A, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Perucha M, Camacho I, Sierra M, Arráns R, Carrasco E 1999 Parallel processing for Full Monte Carlo time optimisation *Physica Medica* **15** 187
- Lin H, Wu DS, Wu AD 2004 Effects of treatment distance and field size on build-up characteristics of Monte Carlo calculated absorbed dose for electron irradiation *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* **27** 219-23
- Ma C, Li J, Pawlicki T, Jiang SB, Deng J, Lee MC, Koumrian T, Luxton M, Brian S 2002 A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning *Phys. Med. Biol.* **47** 1671-89
- Ma C, Rogers D, Walters B 2000 DOSXYZ00 users manual *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0509(B)revE (Ottawa:NRCC)*
- Ma C and Jiang S 1999 Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators *Phys. Med. Biol.* **44** 157-189
- Ma C and Rogers D 1995 BEAM DP users manual *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0509(C) (Ottawa:NRCC)*

- Marsaglia G and Zaman A 1991 A new class of random number generators *Annals of Applied Probability* **1** 462 - 480
- Mohan R 1997 Why Monte Carlo? *Proceedings of the 12<sup>th</sup> Int. Conf. on The Use of Computers in Radiation Therapy* Medical Physics Publishing (Madison) 16-18
- Nahum A 1992 Monte Carlo: what, why and how *Proceedings of the 1<sup>st</sup> Summer School on Medical Physics* (La Rábida)
- Nelson W and Rogers D 1989 Structure and Operations of the EGS4 Code System *Monte Carlo Transport of Electron and Photons Below 50 MeV* Plenum Press (NY) 287-306
- Nelson W, Hirayama H, Rogers D 1985 The EGS4 Code System Stanford Linear Accelerator Center Report SLAC-265 (California: SLAC)
- Pérez CA and Brady LW 1997 Principles and Practice of Radiation Oncology *ISBN 0-397-58416-4* (Lippincott Williams and Wilkins)
- Perucha M 2003a Evaluación de la dosimetría física y clínica en radiocirugía mediante el método de Monte Carlo *Tesis presentada para optar al grado de Doctora en Ciencias Físicas por la Universidad de Sevilla*
- Perucha M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Arráns R, Nuñez L, Carrasco E 2003b Investigation of Radiosurgical beam profiles using MC method *Med. Dos.* **28** 1-6
- Perucha M, Sánchez-Doblado F, Rincón M, Leal A, Nuñez L, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001a Monte Carlo Physical Dosimetry for Small Photon Beams *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 (Springer) 555-559
- Perucha M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Rincón M, Nuñez L, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Nieto B, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001b Monte Carlo Dose Distributions for Radiosurgery *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 (Springer) 561-564



- Piermattei A, Rossi G, Azario L, Fidanzio A, Balducci M, Valentini V 2004 Electron beam dosimetry of Total Skin Electron Therapy (TSET) *Radiol. Med.* **108** 549-59
- Podgorsak EB, Pla C, Pla M, Lefebvre PY, Heese R 1983 Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation *Med. Phys.* **10** 159-168
- Podgorsak EB and Podgorsak M 1999 Special Techniques in Radiotherapy: Part B\_Total Skin Electron Irradiation *The modern technology of Radiation Oncology* Medical Physics Publishing (Madison) 641-693
- Rikner G and Grusell E 1987 General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry *Phys. Med. Biol.* **32** 1109-1117
- Rincón M, Perucha M, Sánchez-Doblado F, Carrasco E, Leal A, Arráns R, Núñez L, Roselló J 2002 Dosimetría física y clínica en radiocirugía mediante Monte Carlo *Oncología* **25** 53-62
- Rincón M, Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Medrano JC, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001a Monte Carlo Conformal Treatment Planning as an Independent Assessment *Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle transport Simulation and Applications* ISBN: 3-540-41795-8 (Springer) 565-570
- Rincón M, Sánchez-Doblado F, Perucha M, Leal A, Arráns R, Carrasco E, Sánchez-Calzado JA, Errazquin L 2001b A Monte Carlo approach for small electron beam dosimetry *Radiother. Oncol.* **58** 179-185
- Rogers D, Walters B, Kawrakow I 2005 BEAMnrc Users Manual *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0509(A)revK* (Ottawa:NRCC)
- Rogers D, Ma C, Walters B, Ding G, Sheikh-Bagheri D, Zhang G 2000 BEAM00 Users Manual *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0509(A)revE* (Ottawa:NRCC)
- Rogers D, Faddegon B, Ding G, Ma C, Wei J, Mackie T 1995 BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units *Med. Phys.* **22** 503-524

- Rogers D 1991 The role of Monte Carlo simulation of electron transport in radiation dosimetry *Int. J. Appl. Rad. Isot.* **42** 965-74
- Roselló J 2006 Planificación de tratamientos radioterápicos con intensidad modulada basados en la perspectiva de la anatomía que tiene el haz para su conformación y fluencia *Tesis presentada para optar al grado de Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad de Sevilla*
- Roselló J and Sánchez-Doblado F 2005 FAR:Film Analyzer for Radiotherapy ISBN: 84-96377-48-2 (Universidad de Sevilla)
- Salvat F, Fernandez-Varea JM, Baró J, Sempau J 1996 PENELOPE, an algorithm and computer code for Monte Carlo simulation of electron-photon showers *Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas Report CIEMAT-799* (Madrid:CIEMAT)
- Sánchez-Doblado F, Capote R, Roselló J, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann G 2005a Micro Ionization chamber dosimetry in IMRT verification: Clinical implications of dosimetric errors in the PTV *Radiother. Oncol.* **75** 342-348
- Sánchez-Doblado F, Capote R, Roselló J, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann G 2005b Micro Ionization chamber for reference dosimetry in IMRT verification. Clinical implications on OAR dosimetric errors *Phys. Med. Biol.* **50** 959-970
- Sánchez-Doblado F, Andreo P, Capote R, Leal A, Perucha M, Arráns R, Nuñez L, Mainegra E, Lagares JI, Carrasco E 2003 Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams *Phys. Med. Biol.* **48** 2081-2099
- Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Nuñez L, Roselló J, Sánchez-Nieto B, Carrasco E, González A, Medrano JC, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA 2002 Monte Carlo clinical dosimetry *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* **7** 43-51
- Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Roselló J, Carrasco E 2001a Verification of IMRT ISBN: 84-95454-580 (Universidad de Sevilla)
- Sánchez-Doblado F, Arráns R, Leal A, Roselló J, Carrasco E 2001b New trends in Radiotherapy: Intensity Modulated ISBN: 84-95454-599 (Universidad de Sevilla)

- Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Rincón M, Sánchez-Nieto B, Carrasco E, Roselló J 2001c Monte Carlo as a tool for treatment planning verification *Physica Medica* **17** 84-86
- Sánchez-Doblado F, Leal A, Perucha M, Arráns R, Núñez L, Roselló J, Sánchez-Nieto B, Carrasco E, González A, Medrano JC, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA 2001d Physical and clinical dosimetry by means of Monte Carlo using a process distribution tool *Rep. Pract. Oncology Radiotherapy* **6** 57
- Sánchez-Doblado F, Perucha M, Leal A, Rincón M, Arráns R, Núñez L, Roselló J, Carrasco E, Martín G, Medrano JC, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA 2000 Computational methods for treatment verifications: the Full Monte Carlo contribution *The use of computers in radiation therapy* ISBN: 3-540-67176-5 (Springer) 272-274
- Sánchez-Doblado F, Perucha M, Núñez L, Leal A, Rincón M, Arráns R, Carrasco E, Roselló J, Errazquin L, Sánchez-Calzado JA 1999 To what extent does Full Monte Carlo make sense in Radiosurgery? *Physica Medica* **3** S188
- Sánchez-Doblado F, Terrón JA, Arráns R, Sánchez-Nieto B, Errazquin L 1995 Results intercomparison of diodes and TLD systems for TBI in vivo dosimetry *Radiother. Oncol.* **34** 73-77
- Sánchez-Doblado F, Arráns R, Terrón JA, Sánchez-Nieto B, Errazquin L 1994 Computerized semiconductor probe based system for in vivo dosimetry of patients undergoing high energy therapy *Medical & Biological Engineering & Computing* **32** 588-592
- Sánchez-Doblado F, Arráns R, Terrón JA, Sánchez-Nieto B, Errazquin L 1993 Sistema experto para la dosimetría en vivo y en tiempo real mediante semiconductores *Revista Española de Física* **7** 28-37
- Sánchez-Nieto B, Nahum A, Dearnaley DP 2001 Individualisation of dose prescription customisation based on normal-tissue dose-volume and radiosensitivity data *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **49** 487-499
- Sánchez-Nieto B and Nahum A 2000 Bioplan: a software for the biological evaluation of treatment plans *Medical Dosimetry* **25** 71-76

- Sánchez-Nieto B and Nahum AE 1999 The  $\Delta$ TCP concept: a clinically useful measure of Tumour Control Probability *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **44** 369-380
- Sánchez-Nieto B, Sánchez-Doblado F, Terrón JA 1997a A CT-aided PC-based physical treatment planning of TBI: a method for dose calculation *Radiother. Oncol.* **42** 77-85
- Sánchez-Nieto B, Sánchez-Doblado F, Terrón JA, Arráns R, Errazquin L 1997b Computer-based anthropometrical system for total body irradiation *Medical & Biological Engineering & Computing* **35** 291-294
- Sánchez-Nieto B, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Terrón JA, Errazquin L 1997c Lateral scatter correction algorithm for percentage depth dose in a large-field photon beam *Medical Dosimetry* **22** 121-125
- Sánchez-Nieto B, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Terrón JA, Errazquin L 1993 Backscatter correction algorithm for TBI treatment conditions *Medical Dosimetry* **18** 107-111
- SEFM (Sociedad Española de Física Médica) Comité de Dosimetría en Radioterapia 1984 Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1MeV y 50MeV en radioterapia de haces externos
- Shortt K, Ross C, Bielajew A, Rogers D 1986 Electron beam dose distributions near Standard inhomogeneities *Phys. Med. Biol.* **31** 235-249
- Terrón JA, Sánchez-Doblado F, Arráns R, Sánchez-Nieto B, Errazquin L 1994 Midline dose algorithm for in vivo dosimetry *Medical Dosimetry* **19** 263-267
- Terrón JA, Sánchez-Doblado F, Smith FA, Arráns R, Sánchez-Nieto B, Errazquin L 1992 Estudio de la respuesta de diodos semiconductores para la dosimetría con equipos de terapia de media energía (100-300 kv) *Radiología* **34** 653-657
- Traneus E, Ahnesjö A, Åsell M 2001 Application and verification of a coupled multi-source electron beam model for Monte Carlo based treatment planning *Radiother. Oncol.* **61** S102

- Treurniet JA and Rogers D 1999 EGS\_Windows 4.0 Users Manual *National Research Council of Canada Report NRCC-PIRS-0669 (Ottawa:NRCC)*
- Udale M 1988 A Monte Carlo investigation of surface doses for broad electron beam *Phys. Med. Biol.* **33** 939-954
- Udale M 1992 Monte Carlo calculations of electron beam parameters for three Philips linear accelerators *Phys. Med. Biol.* **37** 85-105
- Verhaegen F, Mubata C, Pettingell J, Bidmead AM, Rosenberg I, Mockridge D, Nahum A 2001 Monte Carlo calculation of output factors for circular, rectangular and square fields of electron accelerators (6-20MeV) *Med. Phys.* **28** 938-949
- Ye SJ, Pareek PN, Spencer S, Duan J, Brezovich IA 2005 Monte Carlo technique for scattering foil design and dosimetry in total skin electron irradiation *Med. Phys.* **32** 1460-8
- Zhang GG, Rogers D, Cygler JE, Mackie TR 1999 Monte Carlo investigation of electron beam output factors versus size of square cutout *Med. Phys.* **26** 743-750

## **APÉNDICE**

### **APÉNDICE I – FICHEROS INPUT DE NUEVOS MATERIALES INCLUIDOS EN PEGS4**

#### a) Bronce

##### **84BRASS521ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.521,UE=55.511,AP=0.01,UP=55.    &END
COMP
  &INP
NE=2,RHO=8.410000,PZ=0.605000,0.385000,0.010000,IRAYL=1,IAPRIM=1,&END
84BRASS521ICRU
CU ZN
PWLF
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

##### **84BRASS700ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.700,UE=55.511,AP=0.01,UP=55.    &END
COMP
  &INP
NE=2,RHO=8.410000,PZ=0.605000,0.385000,0.010000,IRAYL=1,IAPRIM=1,&END
84BRASS700ICRU
CU ZN
PWLF
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

#### b) Acero Inoxidable

##### **SST521ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.521,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
NE=6,RHOZ=1.00E-3,7.000E-3,1.800E-1,1.000E-2,7.120E-1,9.000E-
2,GASP=1.0,RHO=8.19,IAPRIM=1,
&END
SST521ICRU
C SI CR MN FE NI
PWLF
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

##### **SST700ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.700,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
```

```
NE=6,RHOZ=1.00E-3,7.000E-3,1.800E-1,1.000E-2,7.120E-1,9.000E-2,GASP=1.0,RHO=8.19,IAPRIM=1,
&END
SST700ICRU
C SI CR MN FE NI
PWL
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

c) Aleación de Plomo

**LEADLOY521ICRU. pegs4inp.txt**

```
ENER
  &INP AE=0.521,UE=55.511,AP=0.01,UP=55.  &END
COMP
  &INP
NE=6,RHO=7.8000,PZ=0.9828,0.0025,0.003,0.0007,0.001,0.001,IRAYL=1,IAPR
IM=1,&END
LEDLOY521ICRU
FE PB S P MN C
PWL
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

**LEADLOY700ICRU. pegs4inp.txt**

```
ENER
  &INP AE=0.700,UE=55.511,AP=0.01,UP=55.  &END
COMP
  &INP
NE=6,RHO=7.8000,PZ=0.9828,0.0025,0.003,0.0007,0.001,0.001,IRAYL=1,IAPR
IM=1,&END
LEDLOY700ICRU
FE PB S P MN C
PWL
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

d) Aire pesado

**HEAVY1.226AIR521ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.521,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
NE=4,RHOZ=1.24E-4,7.552E-1,0.2318,12.83E-3,GASP=1.0,RHO=1.226E-3,IAPRIM=1,EPSTFL=1 &END
HEAVY1.226AIR521ICRU
C N O AR
PWL
  &INP  &END
DECK
  &INP  &END
```

**HEAVY1.226AIR700ICRU. pegs4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.700,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
NE=4,RHOZ=1.24E-4,7.552E-1,0.2318,12.83E-3,GASP=1.0,RHO=1.226E-
3,IAPRIM=1,EPSTFL=1 &END
HEAVY1.226AIR700ICRU
C N O AR
PWLf
  &INP &END
DECK
  &INP &END
```

e) Aire ligero

**LIGHT1.182AIR521ICRU.peg4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.521,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
NE=4,RHOZ=1.24E-4,7.552E-1,0.2318,12.83E-3,GASP=1.0,RHO=1.182E-
3,IAPRIM=1,EPSTFL=1 &END
LIGHT1.182AIR521ICRU
C N O AR
PWLf
  &INP &END
DECK
  &INP &END
```

**LIGHT1.182AIR700ICRU.peg4inp**

```
ENER
  &INP AE=0.700,UE= 55.511,AP=0.01,UP=55.0 &END
MIXT
  &INP
NE=4,RHOZ=1.24E-4,7.552E-1,0.2318,12.83E-3,GASP=1.0,RHO=1.182E-
3,IAPRIM=1,EPSTFL=1 &END
LIGHT1.182AIR700ICRU
C N O AR
PWLf
  &INP &END
DECK
  &INP &END
```



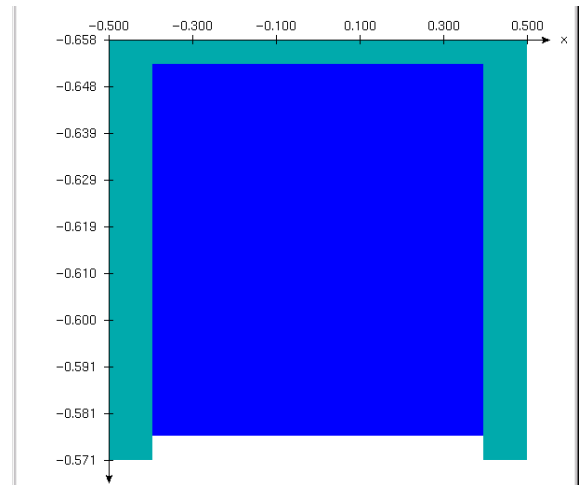
**APÉNDICE II – SECCIÓN DE FICHEROS INPUT Y ESQUEMAS DE LAS SECCIONES SIMULADAS DEL ACCELERADOR CON BEAM**

**Window**

```

***** start of CM FLATFILT with identifier WINDOW *****
0.5, RMAX
Window
-0.65786, ZMIN
3, NUMBER OF LAYERS
1, 0.00508, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
0.39624,
0.39624,
1, 0.0762, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
0.39624,
0.39624,
1, 0.00508, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3
0.39624,
0.39624,
0.7, 0.01, 16, 16,
TI700ICRU
0.7, 0.01, 16, 16,
TI700ICRU
0.7, 0.01, 16, 16,
H2O700ICRU
0.7, 0.01, 16, 16,
TI700ICRU
0.7, 0.01, 16, 16,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 16, 16,
TI700ICRU
    
```

**Figura AII.1** Esquema del CM - Window simulado

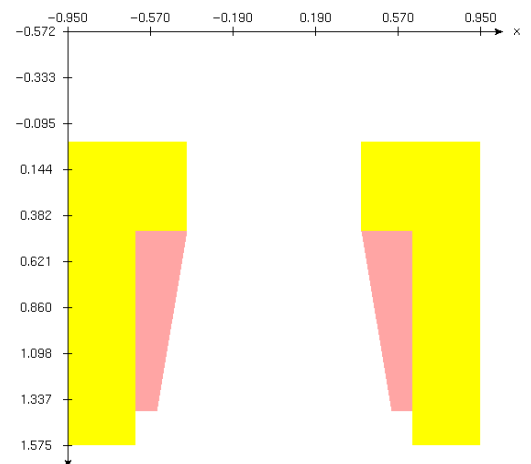


**Primary Foil**

```

***** start of CM FLATFILT with identifier FOIL *****
0.95, RMAX
lry Foil
0, ZMIN
4, NUMBER OF LAYERS
2, 0.462, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
0.401, 0.95,
0.401, 0.95,
2, 0.0, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
0.639, 0.95,
0.639, 0.95,
3, 0.935, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3
0.401, 0.639, 0.95,
0.541, 0.639, 0.95,
2, 0.178, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4
0.639, 0.95,
0.639, 0.95,
0.7, 0.01, 15, 15,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
84BRASS700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
84BRASS700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
84BRASS700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
84BRASS700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 15, 15,
LEDLOY700ICRU
    
```

**Figura AII.2** Esquema del CM - Primary Foil simulado



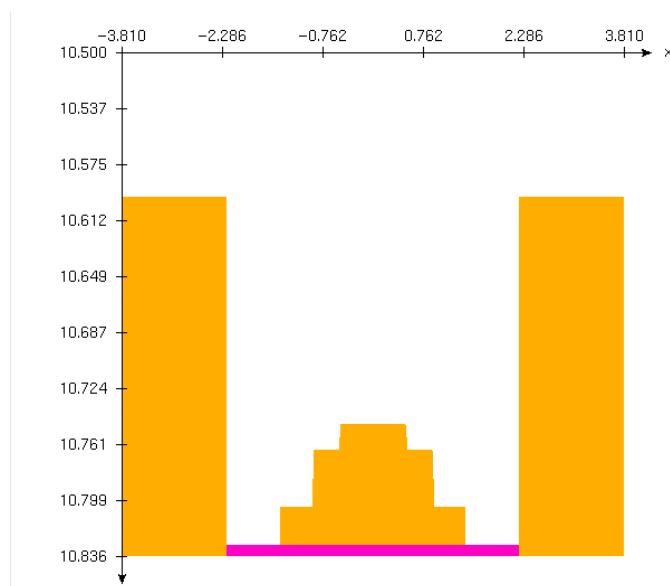
0.7, 0.01, 15, 15,  
 84BRASS700ICRU  
 0.7, 0.01, 15, 15,  
 84BRASS700ICRU  
 0.7, 0.01, 15, 15,  
 AIR700ICRU  
 0.7, 0.01, 15, 15,  
 84BRASS700ICRU  
 0.7, 0.01, 15, 15,  
 84BRASS700ICRU

## Secondary Scattering Foil

```

***** start of CM FLATFILT with identifier 2NDFOIL *****
3.81, RMAX
2ry Foil
10.596, ZMIN
5, NUMBER OF LAYERS
2, 0.1516, # CONES, ZTHICK OF LAYER 1
2.223, 3.81,
2.223, 3.81,
3, 0.0178, # CONES, ZTHICK OF LAYER 2
0.499, 2.223, 3.81,
0.5168, 2.223, 3.81,
3, 0.0381, # CONES, ZTHICK OF LAYER 3
0.899, 2.223, 3.81,
0.9371, 2.223, 3.81,
3, 0.0254, # CONES, ZTHICK OF LAYER 4
1.4, 2.223, 3.81,
1.4, 2.223, 3.81,
2, 0.0071, # CONES, ZTHICK OF LAYER 5
2.223, 3.81,
2.223, 3.81,
0.7, 0.01, 14, 14,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
KAPTON700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
0.7, 0.01, 14, 14,
AL700ICRU
    
```

**Figura AII.3** Esquema del CM Secondary Foil Simulado

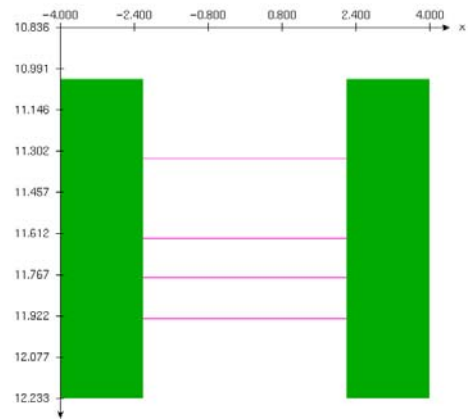


## Electron Ion Chamber

```

***** start of CM CHAMBER with identifier ECHAMBER *****
4.0, RMAX
electron dose chamber
11.03264, ZMIN
0, 17, 0, N_TOP, N_CHM, N_BOT
2.1971, 3.155, 3.165, RADII FOR CENTRAL PART
0.2975, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 1 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
0.0025, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 2 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
KAPTON700ICRU
0.147475, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 3 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
5e-06, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 4 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.0025, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 5 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
KAPTON700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 6 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.14746, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 7 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 8 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.0025, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 9 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
KAPTON700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 10 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.145, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 11 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
2e-05, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 12 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.0025, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 13 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
KAPTON700ICRU
5e-06, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 14 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AU700ICRU
0.152475, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 15 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
0.0025, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 16 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
KAPTON700ICRU
0.2975, 0, ZTHICK, FLAG FOR LAYER 17 IN CENTRAL PART
0.7, 0.01, 13, 13,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 13, 13, chamber wall
SST700ICRU
0.7, 0.01, 13, 13, gap
SST700ICRU
0.7, 0.01, 13, 13, container
SST700ICRU
0, MRNGE
    
```

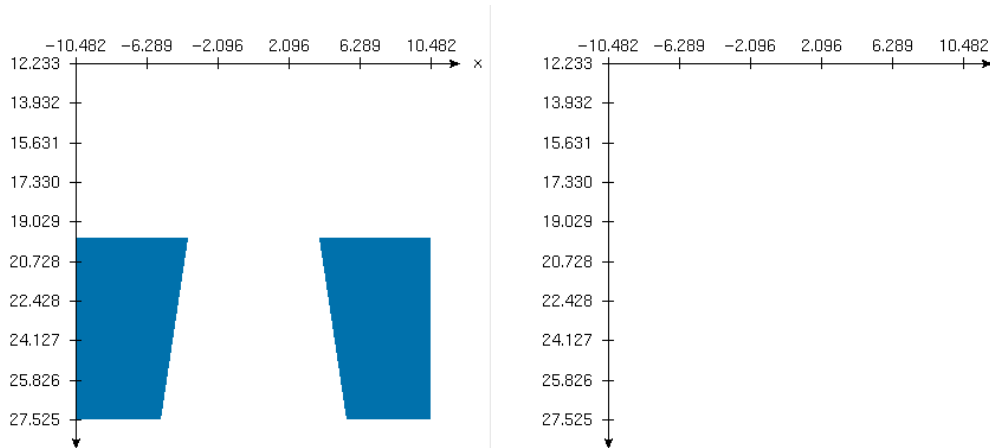
**Figura AII.4** Esquema del CM Electron Ion Chamber simulado



## Mandíbulas o JAWS

```
***** start of CM JAWS with identifier XJAWS *****
10.482, RMAX
X Jaws para 40*40
1, # PAIRED BARS OR JAWS
X
19.734, 27.525, 3.9468, 5.505, -3.9468, -5.505,
0.7, 0.01, 12, 12,
0.7, 0.01, 11, 11,
W700ICRU
```

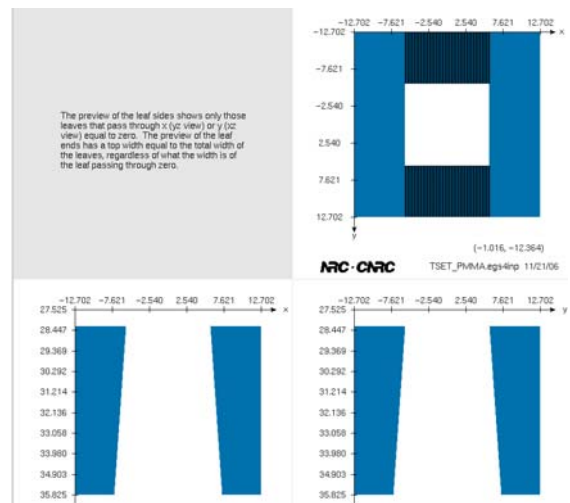
Figura AII.5 Esquema del CM Jaws simulado



## MLC

```
***** start of CM MLC with identifier MLC *****
12.7024, RMAX
Multileaf para 40*40
0, IDMLFC
28.2647, ZMIN
7.56, ZTHICK
82, 11.5866, # LEAVES, TOTAL WIDTH
0, ZFOCUS(1)
0, ZFOCUS(2)
-5.65294, 5.65294, 82
0.7, 0.01, 10, 10,
AIR700ICRU
0.7, 0.01, 9, 9,
W700ICRU
```

Figura AII.6 Esquema del CM MLC simulado

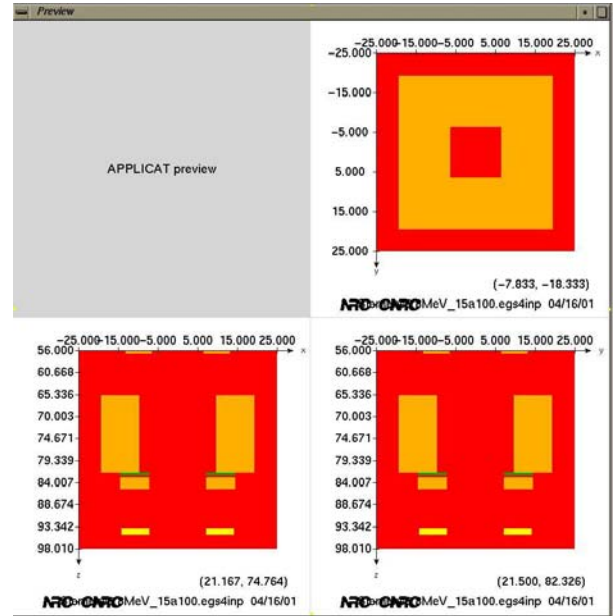


### Aplicador 15 × 15 cm<sup>2</sup> en el isocentro

```

***** start of CM APPLICAT with identifier APPLICAT *****
25.0, RMAX
15*15 Applicat
98.01, ZBACK
5, 0, #SCRAPERS, SQUARE
56.0, 0.632, 8.992, 8.814, 8, 8
65.522, 16.338, 9.69, 0.318, 7, 7
81.87, 0.635, 7.226, 2.781, 6, 6
82.915, 2.515, 7.226, 2.781, 5, 5
93.73, 1.27, 7.125, 2.908, 4, 4
0.7, 0.01, 3, 3,
AL700ICRU
AL700ICRU
SST700ICRU
AL700ICRU
84BRASS700ICRU
    
```

Figura AII.7 Esquema del CM Aplicador 15 × 15 cm<sup>2</sup> simulado

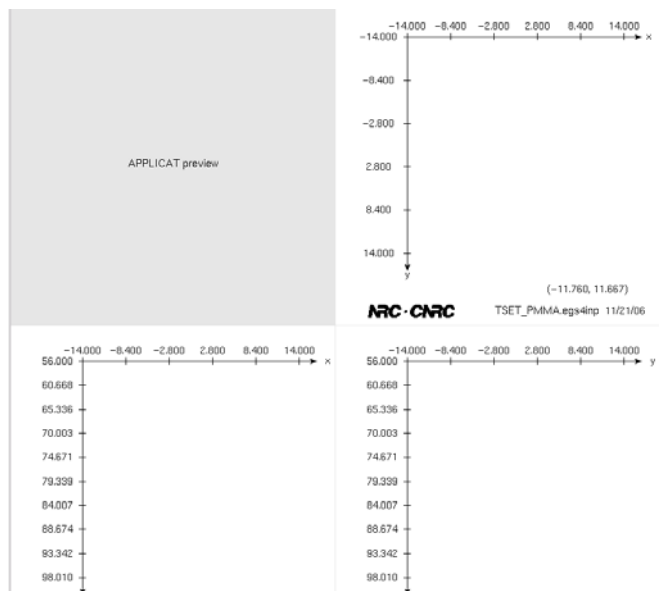


### Aplicador 40 × 40 cm<sup>2</sup> en el isocentro

```

***** start of CM APPLICAT with identifier APPLICAT *****
14.0, RMAX
40*40 Applicat
98.01, ZBACK
5, 0, #SCRAPERS, SQUARE
56.0, 0.632, 8.992, 8.814, 8, 8
65.522, 16.63, 13.259, 0.318, 7, 7
82.162, 0.318, 11.481, 2.781, 6, 6
82.5, 2.54, 11.481, 2.781, 5, 5
93.73, 1.27, 11.875, 2.908, 4, 4
0.7, 0.01, 3, 3,
AIR700ICRU
AIR700ICRU
AIR700ICRU
AIR700ICRU
AIR700ICRU
    
```

Figura AII.8 Esquema del CM Aplicador 40 × 40 cm<sup>2</sup> simulado

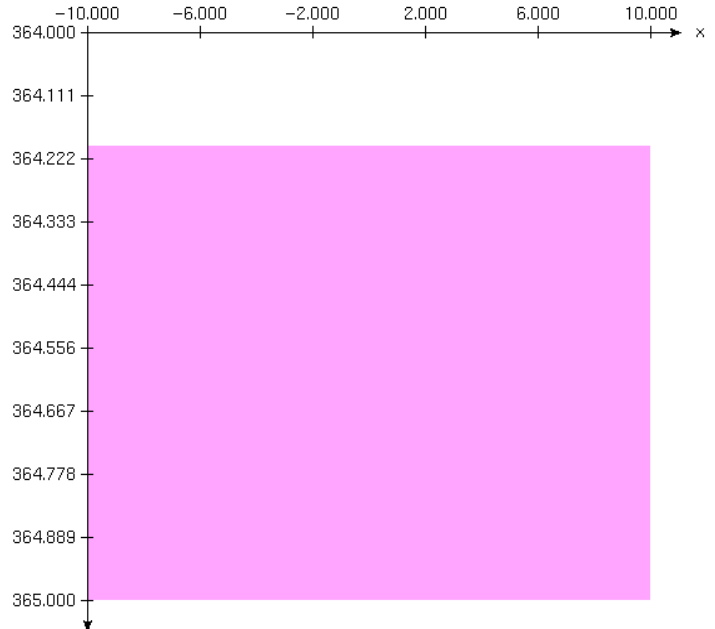


**Aire / PMMA**

```

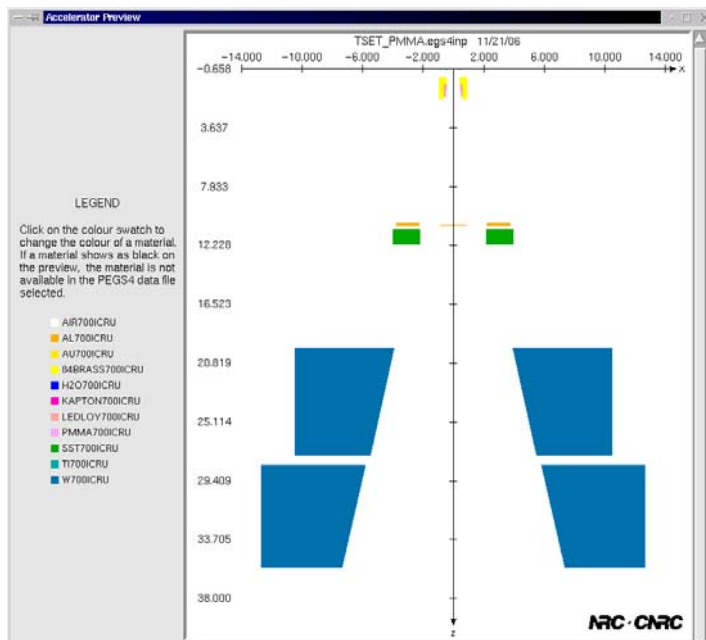
***** start of CM SLABS with identifier AIR *****
50.0, RMAX
AIR
2, NSLABS
364.2, ZMIN
0.8, 0.7, 0.01, 2, 2,
PMMA700ICRU
15, 0.7, 0.01, 1, 1
AIR700ICRU
    
```

**Figura AII.9** Esquema del CM Slabs simulado



**Acelerador completo**

**Figura AII.10** Esquema del acelerador completo con el campo abierto sin aplicador



**APÉNDICE III – FICHERO DETALLADO DE LA GEOMETRÍA DEL ACELERADOR**

\* Parte de este documento ha sido deliberadamente modificado y su contenido eliminado para garantizar su confidencialidad industrial

```

serial
number      30xx615
Assemble your egs4inp file by using the appropriate components for the energy being
simulated:
Component
 photons      photons      electrons electrons      electrons      electrons      electrons      electrons
(Energy)      ****      ****      6      ****      ****      ****      ****      ****
target/ foil  ****      ****      0      ****      ****      ****      ****      ****
tgt/foil      ****      ****
comment
primary coll ****      ****      air      ****      ****      ****      ****      ****      ****
Absorber      ****      ****      none     ****      ****      ****      ****      ****      ****
Flat Filt     ****      ****      none     ****      ****      ****      ****      ****
Comp.         ****      ****      none     ****      ****      ****      ****      ****
2ndary foil   ****      ****      3 STEP   ****      ****      ****      ****      ****
Dose          ****      ****
chamber       ****      ****      Kapton   ****      ****      ****      ****      ****
Mirror        ****      ****      none     ****      ****      ****      ****      ****
mean
energy of
electron
incident on
the target           5.63
Patient Specific Components: Jaws, Wedges, Applicators. Enter the jaw
positions,
select the appropriate accessories.      Reticle can be added if desired.      Jaw type:MLC
    
```

```

Target /
foil:
Target      83 16      (used in 8067,7445,
176         7450)
Layer      Z min      thickness      R1      material 1      R2      material 2
1      0.0000      0.0635      0.396      ****      1.575 SST      all layers are concentric cylinders
2      0.0635      0.0965      0.471      ****      1.575 SST      i.e. R top = R bottom
3      0.1600      0.1778      0.521      ****      1.575 SST      RMAX_CM = 1.575
4      0.3378      0.0457      0.483      ****      1.575 SST
5      0.3835      0.0051      1.575      ****      na      na
6      0.3886      0.0635      0.318      ****      1.575 SST
7      0.4521      1.0160      0.618      ****      1.575 SST
    
```

8 1.4681 0.0051 1.575 SST na na  
 9 1.4732 0.0254 0.483 air 1.575 SST

Primary foils 6 MeV CM = FLATFILT Enter the foil thickness and material according to the DHR entries

Layer	Z min	thickness	R1 top	R1 bottom	material 1	R2 top	R2 bottom	material 2	R3 top	R3 bottom	material 3
	RMAX: 0.950									nominal energy: 6 MeV	
1	0.000	0.462	0.401	0.401	air	0.950	0.950	brass	na	na	na
2	0.462	0.000	0.639	0.639	air	0.950	0.950	brass	na	na	na
3	0.462	0.935	0.401	0.541	air	0.639	0.639	ledloy	0.950	0.950	brass
4	1.397	0.178	0.639	0.639	air	0.950	0.950	brass	na	na	na

(Ledloy composition: Fe = 98.28%, Pb = 0.25%, S = 0.3%, P = 0.07%, Mn = 1%, C = 0.1%)

(SST density is 8.19 g/cc) Stainless steel 303

secondary foil:

Layer	Z min	thickness	R1 top	R1 bottom	material 1	R2 top	R2 bottom	material 2	R3 top	R3 bottom	material 3
1	10.596	0.1516	2.223	2.223	****	3.81	3.81	Aluminum	na	na	na
2	10.7476	0.0178	0.499	0.5168	****	2.223	2.223	air	3.81	3.81	Aluminum
3	10.7654	0.0381	0.899	0.9371	****	2.223	2.223	air	3.81	3.81	Aluminum
4	10.8035	0.0254	1.4	1.4	****	2.223	2.223	air	3.81	3.81	Aluminum
5	10.8289	0.0071	2.223	2.223	****	3.81	3.81	Aluminum	na	na	na

electron dose chamber Wall, gap and container are all SST. Top and bottom parts are absent.

Layer	Z min	thickness	RCYS(1,1)	RCYS(1,2)	RCYS(1,3)	material	RMAX_CM
1	11.0326	4	2.1971	3.155	3.165	air	= 3.175
2	11.3301	4	2.1971	3.155	3.165	Kapton	
3	11.3326	4	2.1971	3.155	3.165	air	
4	11.4801	15	2.1971	3.155	3.165	gold	
5	11.4801	2	2.1971	3.155	3.165	kapton	





Coordinates of center of circular track:	$x_0 = -34.8660626$	(assumes that the point $(x_2, y_2)$	2 solutions for $x_0$ :	50.5720 6262	
(N.B. origin on horizontal track & central axis)	$y_0 = -294.721387$	is farther away from the vertical track)		-	
distance between target and the horizontal track:			$y_0$ corresponding solutions:	34.8660 626	
$z_0 =$	23			299.111 3874	
	4.32666153			-	
distance between jaw points A and B: $H =$	1			294.721	
distance between jaw point A and tip:	4.03608721			387	must use the solution with $y_0 < 0$
$t =$	4	(Note: inner jaw is closer to the target)			
angle between line formed by A and B and jaw face ( $\theta_{PF}$ )=	0.98279372	radians, =	56.3099324	degrees	
angle between line formed by A and T and jaw face ( $\theta_{TF}$ )=	0.83798122	radians, =	48.0127875	degrees	
curved slope of angled track, $t_m(+)$	0.132411				
=	3	$t_m(-) =$	-0.1324113		
curved intercept of angled track, $t_b(+)$	3.261102				
=	963	$t_b(-) =$	3.26110296		
Calibration data and calculations:					
Side of square calibration field 1:	5	$J_{P1} =$	2.5		
Side of square calibration field 2:	35	$J_{P2} =$	17.5		
distance of pivot point from central axis for calib. field 1 =		3.57593735	( = $x_{A1}$ ) ?		
distance of pivot point from central axis for calib. field 2 =		7.07059107	( = $x_{A2}$ ) ?		
Enter desired Jaw position:		Calculated pivot point distances:			
$JP(+)$ = 5	for A2 (Y2) jaw	$x_{A(+)} =$	4.15837964		
$JP(-)$ = 5	for A1 (Y1) jaw	$x_{A(-)} =$	4.15837964		
Point B distances:					
$x_{B(+)} =$	7.87289				
$x_{B(-)} =$	5034				
Angles between pts A and B and the vertical axis:					
$\theta_{PV}(+) =$	1.03237	radians, =	59.15055	degrees	
$\theta_{PV}(-) =$	1898	radians, =	262	degrees	
Actual Divergence angles:		Theoretical divergence angles:	Errors:	Jaw Position errors:	
$\theta_{Da}(+) =$	0.04957	2.840620	2.862405	-	0.011273
	8174	degrees	226	degrees	62
$\theta_{Da}(-) =$	0.04957	2.840620	2.862405	-	0.011273
	8174	degrees	226	degrees	618



SIMULACIÓN MONTE CARLO IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL

21	X109	0.000	X209	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
22	X108	0.000	X208	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
23	X107	0.000	X207	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
24	X106	0.000	X206	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
25	X105	0.000	X205	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
26	X104	0.000	X204	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
27	X103	0.000	X203	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
28	X102	0.000	X202	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869
(target) 29	X101	0.000	X201	0.000	0.000	7.569	7.569	28.300	28.300	35.869	35.869

Note: this CM is only useful for symmetric fields. For irregular shapes, one jaw/ leaf in a pair will have different

values for Zmin and Zmax. (The pairs are designated as (+) and (-) for each jaw layer/ leaf.)

The example above is for a 10x10 field centered at isocenter.

BEAM data : note that we have to break each physical leaf into 0.5 cm (shadow) leaves since the MLC has an odd number

of leaves and we need to have an even number. Hence BEAM leaves 1 to 13 correspond to the physical leaf 29,

BEAM leaves 14 and 15 correspond to physical leaf 28,...BEAM leaves 66 and 67 correspond to physical leaf 2, and

BEAM leaves 68 to 80 correspond to physical leaf 1.

ZMIN has to be calculated based on an average of the ZMIN values of all the (open) physical leaves because of the arc.

The same is true for ZTHICK. The leaf openings below are all based on this.

TWIDTH and NUM\_LEAF are calculated based on the MLC shape to get the minimum values so that the simulation

can run faster.	first open leaf: 30	last open leaf: 51				
FULL leaf	BEAM leaf num	NEG \$MLC	POS \$MLC	leaf open?	leaf #	
1	na	0.000	0.000	0	0	RMAX_CM: 29.7024
2	na	0.000	0.000	0	0	IDMLFC: 0
3	na	0.000	0.000	0	0	ZMIN: 28.2647
4	na	0.000	0.000	0	0	ZTHICK: 7.560
5	na	0.000	0.000	0	0	NUM_LEAF: 22
6	na	0.000	0.000	0	0	TWIDTH: 3.1091
7	na	0.000	0.000	0	0	ZFOCUS(1): 0.0000
8	na	0.000	0.000	0	0	ZFOCUS(2): 0.0000
9	na	0.000	0.000	0	0	Material: ****
10	na	0.000	0.000	0	0	start with FULL leaf # : 30
11	na	0.000	0.000	0	0	end with FULL leaf # : 51
12	na	0.000	0.000	0	0	
13	na	0.000	0.000	0	0	

SIMULACIÓN MONTE CARLO IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL

14	na	0.000	0.000	0	0
15	na	0.000	0.000	0	0
16	na	0.000	0.000	0	0
17	na	0.000	0.000	0	0
18	na	0.000	0.000	0	0
19	na	0.000	0.000	0	0
20	na	0.000	0.000	0	0
21	na	0.000	0.000	0	0
22	na	0.000	0.000	0	0
23	na	0.000	0.000	0	0
24	na	0.000	0.000	0	0
25	na	0.000	0.000	0	0
26	na	0.000	0.000	0	0
27	na	0.000	0.000	0	0
28	na	0.000	0.000	0	0
29	na	0.000	0.000	0	0
30	1	-1.413	1.413	1	30
31	2	-1.413	1.413	1	31
32	3	-1.413	1.413	1	32
33	4	-1.413	1.413	1	33
34	5	-1.413	1.413	1	34
35	6	-1.413	1.413	1	35
36	7	-1.413	1.413	1	36
37	8	-1.413	1.413	1	37
38	9	-1.413	1.413	1	38
39	10	-1.413	1.413	1	39
40	11	-1.413	1.413	1	40
41	12	-1.413	1.413	1	41
42	13	-1.413	1.413	1	42
43	14	-1.413	1.413	1	43
44	15	-1.413	1.413	1	44
45	16	-1.413	1.413	1	45
46	17	-1.413	1.413	1	46
47	18	-1.413	1.413	1	47
48	19	-1.413	1.413	1	48
49	20	-1.413	1.413	1	49
50	21	-1.413	1.413	1	50

SIMULACIÓN MONTE CARLO IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL

51	22	-1.413	1.413	1	51
52	na	0.000	0.000	0	0
53	na	0.000	0.000	0	0
54	na	0.000	0.000	0	0
55	na	0.000	0.000	0	0
56	na	0.000	0.000	0	0
57	na	0.000	0.000	0	0
58	na	0.000	0.000	0	0
59	na	0.000	0.000	0	0
60	na	0.000	0.000	0	0
61	na	0.000	0.000	0	0
62	na	0.000	0.000	0	0
63	na	0.000	0.000	0	0
64	na	0.000	0.000	0	0
65	na	0.000	0.000	0	0
66	na	0.000	0.000	0	0
67	na	0.000	0.000	0	0
68	na	0.000	0.000	0	0
69	na	0.000	0.000	0	0
70	na	0.000	0.000	0	0
71	na	0.000	0.000	0	0
72	na	0.000	0.000	0	0
73	na	0.000	0.000	0	0
74	na	0.000	0.000	0	0
75	na	0.000	0.000	0	0
76	na	0.000	0.000	0	0
77	na	0.000	0.000	0	0
78	na	0.000	0.000	0	0
79	na	0.000	0.000	0	0
80	na	0.000	0.000	0	0

95 cm applicators

25 cm x 25 cm applicator

CM: APPLICAT or BLOCK (if you want to model the rounded corners)

Note all jaw positions are 16 cm (32 x 32)

RMAX: 15.392 Z BACK: 95.010

SIMULACIÓN MONTE CARLO IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL

scraper	ZMIN	ZTHICK	XMIN	YMIN	WIDTHX	WIDTHY	material	corner radius
tray	56.000	0.632	8.992	8.992	6.401	6.401	****	1.270
body	65.522	16.630	13.259	13.259	0.318	0.318	****	0.635
shield	82.162	0.318	11.481	11.481	2.096	2.096	****	2.540
plate	82.490	2.540	11.481	11.481	2.096	2.096	****	2.540
collimator	93.730	1.270	11.875	11.875	2.908	2.908	****	4.115

20 cm x 20 cm applicator  
 Note all jaw positions are 13.5 cm (27 x 27)  
 CM: APPLICAT or BLOCK (if you want to model the rounded corners)

RMAX: 15.392 Z BACK: 95.010

scraper	ZMIN	ZTHICK	XMIN	YMIN	WIDTHX	WIDTHY	material	corner radius
tray	56.000	0.632	8.407	8.407	6.985	6.985	****	1.270
body	65.522	16.338	11.430	11.430	0.318	0.318	****	0.635
shield	81.870	0.635	9.347	9.347	2.400	2.400	****	0.965
plate	82.515	2.515	9.347	9.347	2.400	2.400	****	0.965
collimator	93.730	1.270	9.500	9.500	2.896	2.896	****	1.905

15 cm x 15 cm applicator  
 Note all jaw positions are 11.5 cm (23 x 23)  
 CM: APPLICAT or BLOCK (if you want to model the rounded corners)

RMAX: 15.392 Z BACK: 95.010

scraper	ZMIN	ZTHICK	XMIN	YMIN	WIDTHX	WIDTHY	material	corner radius
tray	56.000	0.632	6.579	6.579	8.814	8.814	****	1.270
body	65.522	16.338	9.690	9.690	0.318	0.318	****	0.635
shield	81.870	0.635	7.226	7.226	2.781	2.781	****	0.635
plate	82.515	2.515	7.226	7.226	2.781	2.781	****	0.635
collimator	93.730	1.270	7.125	7.125	2.908	2.908	****	1.270

10 cm x 10 cm applicator  
 Note all jaw positions are 9.5 cm (19 x 19)  
 CM: APPLICAT or BLOCK (if you want to model the rounded corners)

RMAX: 15.392 Z BACK: 95.010

scraper	ZMIN	ZTHICK	XMIN	YMIN	WIDTHX	WIDTHY	material	corner radius
tray	56.000	0.632	5.994	5.994	9.398	9.398	****	1.270
body	65.522	16.312	7.620	7.620	0.635	0.635	****	0.635
shield	81.845	0.635	5.105	5.105	3.150	3.150	****	0.635
plate	82.490	2.540	5.105	5.105	3.150	3.150	****	0.635
collimator	93.730	1.270	4.750	4.750	2.896	2.896	****	0.635

SIMULACIÓN MONTE CARLO IRRADIACIÓN CUTÁNEA TOTAL

5 cm diameter applicator  
 Note all jaw positions are 6.5 cm (13 x 13)  
 CM: APPLICAT OR BLOCK (tray and body), BLOCK (shield and plate)  
 and CONS3R (collimator); create several XHI\_POINT and YHI\_POINT so that  $XHI^2 + YHI^2 = (\text{radius of opening})^2$

APPLICAT/BLOCK (use BLOCK to include rounded corners)

scraper	ZMIN	ZTHICK	XMIN	YMIN	WIDTHX	WIDTHY	material	RMAX:	15.392		
tray	56.000	0.632	4.572	4.572	10.820	10.820	Aluminum		corner		
body	65.522	14.483	5.436	5.436	0.635	0.635	Aluminum		radius		
										Z BACK:	80.016

BLOCK

scraper	ZMIN	ZTHICK	ZMAX	XPMAX	YPMAX	XNMAX	YNMAX	RMAX:	6.071		
shield	80.016	0.635	80.651	6.071	6.071	6.071	6.071		radius of	block	
									opening	material	
plate	80.661	2.515	83.175	6.071	6.071	6.071	6.071			SST	
										Aluminu	m

create several pairs of XHI\_POINT and YHI\_POINT so that  $XHI\_POINT^2 + YHI\_POINT^2 = (\text{radius of opening})^2$

CONS3R

scraper	ZMIN	ZTHICK	ZCORNE	RCORNER	ZCORNER2	RCORNE	MED1	MED2	RMAX:	5.753
collimator	93.730	1.270	R1	1	95.000	R2	air	Brass		

File prepared by Alfredo Siochi, Ph.D.



**APÉNDICE IV – FICHEROS INPUT PARA DOSXYZ****Fichero input patrón para PDDs campos estándar**

```

PDD5*5a100
#!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 5.0
1, 1, -1
-0.5
0.5
-0.5
0.5
0.0
0.25, 40
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0,
3, 2, 1, 50.0, 0, 0, 0, 0
/home/mcbeam/egs4/BEAM_FullPrimu6MeV/FP_5a100.egs4phsp1
0, 8, 0
1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8,
15000000, 0, 48.0, 36, 49, 100.0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0,0,0,0,0.0

```

**Fichero input patrón para PDDs campos no-estándar**

```

PDD 40*40 a 380
#!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 5.0
1, 1, -1
-0.2
0.2
-0.2
0.2
0.0
0.1, 40
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0,
3, 2, 1, 50.0, 0, 0, 0, 0
/home/mcbeam/egs4/BEAM_FullPrimu6MeV/40a380.egs4phsp1
0, 8, 0
1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8,
15000000, 0, 48.0, 35, 48, 100.0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0,0,0,0,0.0

```

**Fichero input patrón para perfiles campos estándar**

```

PERF10*10 a dmax1.5
#!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 5.0
-1, 1, 1
-15.0
0.40, 75
-0.20
0.20
1.30

```

```
1.70
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
2, 2, 1, 50.0, 0
/home/mcbeam/egs4/BEAM_FullPrimu6MeV/FP_10a100.egs4phsp1
40000000, 0, 48.0, 52, 42, 30.0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0.0
```

**Fichero input patrón para perfiles campos no-estándar**

```
PERF5*5 a dmax1.4
#!GUI1.0
1
H2O700ICRU
0.70, 0.010, 1.0, 5.0
-1, 1, 1
-10.0
0.10, 200
-0.05
0.05
1.35
1.45
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0.0
0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 1
2, 2, 0.0, 0.0, 0.0, 180.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0
2, 2, 1, 50.0, 0
/home/mcbeam/egs4/BEAM_FullPrimu6MeV/FP_5a100.egs4phsp1
40000000, 0, 48.0, 55, 45, 30.0, 0, 0, 0, 0, 0.0, 0, 0, 0
0, 0, 0, 0, 0.0
```

**APÉNDICE V – FUNCIONES DE MATLAB**

Funciones de Matlab utilizadas para leer los ficheros .3ddose y generar curvas dosimétricas y representaciones gráficas de los ficheros.

**Índice**

dd = matriz 2D de dosis  
 cx, cy, cz = coordenadas x, y, z respectivamente  
 ddErr = matriz 2D de dosis  
 p = coordenada de selección en x o en y  
 dose = matriz 3D de dosis  
 vx, vy, vz = Voxel en x, y, z respectivamente  
 vy = Voxel en y  
 isomin = isodosis mínima  
 isomax = isodosis máxima  
 ppp = puntos por pulgada  
 a0, b0, c0 = coeficientes de calibración dosis-nivel de gris  
 Su = tipo de filtro; 1) filtro de media; 2) filtro mediana; 3) filtro de mediana + media;  
 4) filtro de media + mediana  
 a = matriz o vector

**Funciones**

*D = dose100(dd,cx,cy)* ;Gráfico image y surf (normalizado a 100), **D** es **dd** normalizada a 100  
*D = dosegraf100(dd,cx,cy)* ;Igual que dose100 + mesh + contour  
*Dosegraf(dd,cx,cy)* ;Igual que dosegraf sin normalizar  
  
*a=plotcrossplane(dd,cx,cy,p)* ;Perfil de dosis perpendicular al crossplane en el punto p del crossplane  
*a=errorperfil(dd,ddErr,cx,cy,p)* ;Igual que plotcrossplane con barras de error  
*a=plotinplane(dd,cx,cy,p)* ;Perfil de dosis perpendicular al inplane en el punto p del inplane  
*a=errorperfil(dd,ddErr,cx,cy,p)* ;Igual que inplane con barras de error  
  
*pdd=dosepdd100(dose,cx,cy,cz,vx,vy)* ;PDD Normalizado a 100  
*pdd=dosepdd100(dose,doseErr,cx,cy,cz,vx,vy)* ;PDD Normalizado a 100 con error  
*pdd=dosepdd(dose,cx,cy,cz,vx,vy)* ;PDD sin normalizar  
*pdd=dosepddE(dose,doseErr,cx,cy,cz,vx,vy)* ;PDD sin normalizar con error  
*dose3d(dose,cx,cy,cz,isomin,isomax)* ;Isosuperficie 3D entre isodosis max y min  
*dose3d\_selec(dose3d,cx,cy,cz,vz)* ;Isosuperficie 3D seleccionando con el ratón sobre el corte Z

*[dose,doseErr,cx,cy,cz]=leer3ddose('file')* ;Lee el fichero 3ddose

*peliculaplot512(a)* ;Representa la matriz de una película a 512 y 100 niveles de color

*peliculaplot(a)* ;Representa la matriz de una película sin normalizar

*A=film\_dose('file\_film','type',ppp,a0,b0,c0)* ;Representa un film calibrado y en cm

*A=film\_plotcrossplane('file\_film','type',ppp,a0,b0,c0,p,su)* ;Perfil crossplane de un film

*A=film\_plotinplane('file\_film','type',ppp,a0,b0,c0,p,su)* ;Perfil inplane de un film

*Isodosis(a,zini,zfin)* ;Genera un gráfico cambiante de isodosis en isodosis entre un z inicial y un z final

*Y=isonivel(a,isomin,isomax)* ;Perfil convierte los valores de a 0 fuera del rango y a 1 dentro de este

*a=cortarsup(a,z)* ;Iguala a z todos los valores de a mayores de este

*A=filtrodosemedia(a)* ;Filtra con el valor medio de la matriz 3×3 en cada valor

*A=filtrodosemediana(a)* ;Filtra con la mediana de la matriz 3×3 en cada valor

*B=negativo(a)* ;Da el negativo de una imagen

*A=normal(a)* ;Normaliza la matriz a entre 0 y 1

## **GLOSARIO DE ACRÓNIMOS:**

<b>AAPM</b>	-	American Association Physics in Medicine
<b>CM</b>	-	Component Module
<b>CPU</b>	-	Central Processing Unit
<b>DFM</b>	-	Distancia Fuente Mampara
<b>DO</b>	-	Densidad Óptica
<b>EC Films</b>	-	Enhance Contrast Films
<b>EGS</b>	-	Electron Gamma Shower
<b>FMC</b>	-	Full Monte Carlo
<b>IAEA</b>	-	International Atomic Energy Agency
<b>ICRU</b>	-	International Commission of Radiation Units
<b>ICTe-</b>	-	Irradiación Cutánea Total con electrones
<b>IMRT</b>	-	Intensity Modulated Radiation Therapy
<b>Linac</b>	-	Linear Accelerator
<b>MC</b>	-	Monte Carlo
<b>PDD</b>	-	Percentage Depth Dose
<b>PMMA</b>	-	Polimetilmetacrilato
<b>pp</b>	-	plano paralela
<b>ppi</b>	-	pixels per inch
<b>PSD</b>	-	Phase Space Data
<b>RNG</b>	-	Random Number Generator
<b>SEFM</b>	-	Sociedad Española de Física Médica
<b>SSD</b>	-	Source to Surface Distance
<b>TBI</b>	-	Total Body Irradiation
<b>TLD</b>	-	Thermoluminescent dosimeter
<b>TSER</b>	-	Total Skin Electron Radiation
<b>TSET</b>	-	Total Skin Electron Therapy
<b>UM</b>	-	Unidades Monitor