



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Protección radiológica en radioterapia intraoperatoria
mediante un acelerador portátil de electrones

Autor:

Francisco Javier García Cases

Directores:

Dr. D. Javier Vijande Asenjo

Dr. D. Domingo Granero Cabañero

Dr. D. Antonio Brugarolas Masllorens

Murcia, mayo de 2016



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO
Programa de Doctorado de Ciencias de la Salud

Protección radiológica en radioterapia intraoperatoria
mediante un acelerador portátil de electrones

Autor:

Francisco Javier García Cases

Directores:

Dr. D. Javier Vijande Asenjo

Dr. D. Domingo Granero Cabañero

Dr. D. Antonio Brugarolas Masllorens

Murcia, mayo de 2016



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

**AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR DE LA TESIS
PARA SU PRESENTACIÓN**

El Dr. D. Javier Vijande Asenjo, el Dr. D. Domingo Granero Cabañero y el Dr. Antonio Brugarolas Masllorens como Directores⁽¹⁾ de la Tesis Doctoral titulada "protección radiológica en radioterapia intraoperatoria mediante un acelerador portátil de electrones" realizada por D. Francisco Javier García Cases en el Departamento de Ciencias de la Salud, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 14 de mayo de 2016.

FDO: JAVIER VIJANDE

FDO.: DOMINGO GRANERO

A. BRUGAROLAS

⁽¹⁾ Si la Tesis está dirigida por más de un Director tienen que constar y firmar ambos.

ÍNDICE

1.	Introducción	11
1.1	La radioterapia, sus fundamentos y su impacto clínico.....	11
1.2	La radioterapia intraoperatoria.....	14
1.3	Métodos de realización de la radioterapia intraoperatoria.....	18
1.4	Los aceleradores móviles en radioterapia intraoperatoria.....	19
1.5	La protección radiológica en los aceleradores móviles para IORT ...	22
1.6	Revisión bibliográfica sobre los aceleradores móviles en IORT	24
1.7	Objetivo de esta tesis.....	30
2.	El Mobetron.....	35
2.1	Características generales.....	35
2.1.1	Características mecánicas.....	37
2.1.2	Características dosimétricas	38
2.2	Modo de utilización clínico	41
2.3	Control de calidad.....	43
2.4	La protección radiológica en el Mobetron.....	45
2.5	Estudios sobre protección radiológica en el Mobetron	47
2.6	El Mobetron en España.....	53
3.	Dosimetría del Mobetron	59
3.1	Caracterización dosimétrica del Mobetron	60
3.1.1	Dosimetría relativa.....	61
3.1.2	Dosimetría absoluta	63
3.2	Dosimetría de área	65
3.2.1	Metodología para fotones y electrones.....	66
3.2.2	Metodología para neutrones.....	73
4.	Estudio Monte Carlo.....	79
4.1	El método Monte Carlo y su aplicación en radioterapia.....	79

4.2	El código Geant4	80
4.3	El código Penelope.....	81
4.4	Simulación de la cabeza aceleradora	82
4.4.1	Descripción de la cabeza de radiación del Mobetron.....	83
4.4.2	Calibración de la simulación y parámetros libres.....	87
4.4.3	Análisis de las incertidumbres en el Monte Carlo	88
4.4.4	Resultados de la simulación Monte Carlo y validación experimental	89
4.5	Simulación del cabezal con sus blindajes estructurales	91
4.5.1	Blindajes estructurales del cabezal.....	91
4.5.2	Metodología de la simulación Monte Carlo	94
4.5.3	Análisis de las incertidumbres en el Monte Carlo	97
4.5.4	Resultados de la simulación Monte Carlo	98
5.	Discusión	103
5.1	Comparación entre los cálculos Monte Carlo y las medidas experimentales.....	104
5.1.1	Simulación sin barreras estructurales.....	104
5.1.2	Simulación con barreras estructurales.....	107
5.2	Dosis debida a neutrones	114
5.3	Cálculo de la carga de trabajo máxima según los cálculos Monte Carlo.....	114
5.4	Futuras líneas de investigación basadas en este proyecto.....	115
6.	Conclusiones	117
7.	Anexo.....	119
8.	Resumen	151
9.	Abstract.....	155
10.	Lista de Figuras.....	159

11. Lista de tablas.....	163
12. Referencias.....	165
13. Publicaciones y Congresos.....	173

1. INTRODUCCIÓN

1.1 LA RADIOTERAPIA, SUS FUNDAMENTOS Y SU IMPACTO CLÍNICO

La radioterapia es una de las principales armas terapéuticas para el tratamiento de la enfermedad oncológica y su fundamento es causar la muerte de las células tumorales mediante el uso de las radiaciones ionizantes.

El camino recorrido por la oncología radioterápica desde el descubrimiento de los rayos X a finales del siglo XIX por W. Röentgen no ha sido fácil. Al año siguiente de su descubrimiento en 1896, se describe la primera aplicación de dichos rayos X en un tumor maligno de mama. En el mismo año H. Becquerel descubre que el uranio emitía unas radiaciones similares a las descritas anteriormente por Röentgen. En 1898 el matrimonio Curie, Pierre y Marie, descubre que las sales de radio emitían el mismo tipo de radiaciones. El efecto biológico de estas radiaciones queda patente para los propios descubridores, sufriendo algunos de ellos quemaduras en su cuerpo al transportar estas sales de radio en su indumentaria.

En los años noventa del siglo XX es, sin lugar a dudas, cuando la radioterapia se consolida como una de las armas terapéuticas fundamentales en el tratamiento de los tumores, tanto cuando éstos son precoces y es utilizada como arma terapéutica única o bien cuando los tumores son avanzados y se utiliza en combinación con la cirugía y la quimioterapia.

El desarrollo de la radioterapia moderna avanza en dos direcciones; por una parte lo que podíamos denominar avances tecnológicos propiamente dichos, como son: sistemas de inmovilización, simulación virtual, radioterapia conformada 3D y 4D, modulación de intensidad de dosis, sistemas de control de calidad (denominados de imagen portal y radioterapia guiada por imagen), braquiterapia de alta tasa de dosis y pulsada, radiocirugía, radioterapia estereotáxica y radioterapia intraoperatoria. La otra vía de desarrollo de la oncología radioterápica, viene de la mano de conseguir la mejora de la ganancia terapéutica. Una de las formas de mejorar ésta, basándose en los conocimientos radiobiológicos actuales, consiste en desarrollar nuevos fraccionamientos que

podrían denominarse alterados y que podemos clasificar como: hiperfraccionamiento, fraccionamiento acelerado, hiperfraccionamiento acelerado continuo; así como del uso de hipertermia, radiosensibilizadores, radioprotectores, quimioterapia, fototerapia, anticuerpos marcados, protones, partículas pesadas y terapias biológicas.

Se estima que el porcentaje de pacientes oncológicos que se van a beneficiar de radioterapia durante la evolución de su enfermedad se aproxima al 60%, ya sea como tratamiento exclusivo (25%), complementario (45%) o paliativo (30%). Debido al aumento de la incidencia de la enfermedad y al diagnóstico precoz de la misma se calcula que en el año 2020 la radioterapia participará en el tratamiento del 70% de los pacientes con cáncer (proyección OMS).

Según los datos comunicados por la sociedad europea para el tratamiento y la investigación del cáncer (EORTC) y la "Cancer Research Working Party", el 50% de los pacientes que padecen cáncer pueden ser curados con los métodos actuales, definiendo por curación la supervivencia a 5 años sin enfermedad. La gran mayoría de estos pacientes curados presentan enfermedad localizada, contexto en el que la radioterapia representa el método terapéutico no quirúrgico más efectivo. De todos los pacientes con cáncer, el 22% son curados con cirugía, el 18% con radioterapia (sola o combinada con otras modalidades, pero con la radioterapia como agente principal) y el 5% con quimioterapia (sola o combinada con otras modalidades).

La forma más común de radioterapia consiste en la aplicación de haces de radiación de alta energía producidos en fuentes externas situadas a cierta distancia del paciente. Esto es lo que conocemos como teleterapia, siendo su máximo exponente el acelerador lineal de electrones.

Los aceleradores lineales de electrones se construyeron originalmente para producir haces de fotones de alta energía capaces de alcanzar las zonas más profundas del cuerpo y llegar así a órganos hasta ese momento inaccesibles. Pero pronto se empezaron a utilizar también los haces de electrones para el tratamiento de tumores superficiales, aprovechando su baja penetración en los tejidos, del orden de algunos centímetros.

Para producir los fotones, el haz de electrones acelerado se hace incidir sobre un material de alto número atómico (tungsteno) en el que los electrones son

frenados con la consiguiente emisión de fotones. En el caso de los electrones, el haz de partida tiene unos dos milímetros de diámetro por lo que necesitamos expandirlo y modularlo para poder aplicarlo sobre un volumen más extenso mediante dos láminas dispersoras metálicas, la primera muy cercana a la ventana de salida que es la encargada de aumentar su apertura, y la segunda encargada de ecualizar el haz, produciendo un perfil de radiación más homogéneo.¹

Además, en el caso de los haces de electrones, debido a su gran dispersión en cualquier medio, incluido el aire, resulta necesario realizar una colimación adicional próxima a la piel del paciente mediante unos accesorios llamados aplicadores. Estos aplicadores se construyen de diversas formas y materiales dependiendo del fabricante y su diseño contribuye en gran medida a la calidad del haz terapéutico de electrones.

La principal ventaja de la irradiación externa frente a otras terapias es que no requiere de una intervención quirúrgica, realizándose generalmente de forma ambulatoria mediante un tratamiento fraccionado. Suelen ser sesiones cortas, de pocos minutos, y tras cada sesión el paciente puede volver a su vida normal, sin necesidad de permanecer ingresado en el hospital, salvo que su estado general así lo aconseje.

Por el contrario, su principal inconveniente es la dificultad que presenta la irradiación en ciertas localizaciones anatómicas debido, por lo general, a la proximidad de órganos sanos vitales que pueden ser dañados por la radiación.

Podemos garantizar la esterilización completa de un tumor irradiándolo con una dosis suficientemente alta. La probabilidad del control tumoral sólo es significativa a niveles elevados de dosis y si la dosis es insuficiente no da lugar a un beneficio terapéutico. Sin embargo, existe un límite para la dosis total que viene dado por el nivel de daño aceptable para los tejidos sanos que resultan irradiados con el tumor.

La radioterapia requiere de una gran precisión debido a las altas dosis de radiación necesarias para alcanzar el objetivo terapéutico y a la proximidad de los tejidos sanos que deberán ser preservados. La dosis debe de administrarse de forma precisa y homogénea sobre el tumor, ya que la infradosificación de una zona del tumor puede empeorar el control de la enfermedad, mientras que la

sobredosificación no mejorará la probabilidad de curación y aumentará por contra la probabilidad de efectos tardíos severos de forma innecesaria.

1.2 LA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Muchos han sido los avances tecnológicos realizados en los últimos años que persiguen adaptar la distribución de dosis a la forma del volumen tumoral que queremos irradiar. Desarrollos como los colimadores multiláminas, la modulación de la fluencia del haz de radiación o los haces de protones, son ejemplos de recursos tecnológicos que han mejorado enormemente la aplicación de la radioterapia externa optimizando la administración de la radiación en la zona tumoral de interés y minimizando la irradiación del tejido sano que lo rodea.

Sin embargo, a pesar de estas mejoras, siempre existe una irradiación no deseada del tejido sano que limita la dosis que podemos administrar al tumor.

Por tanto, si se pudieran desplazar los tejidos y órganos sanos y mantenerlos fuera del campo de radiación en el propio acto quirúrgico o en su defecto protegerlos, se evitaría la irradiación de los mismos y se podría hacer una irradiación selectiva de la zona tumoral a dosis más altas, aumentando el control local de la enfermedad. Este es el fundamento de la radioterapia intraoperatoria (IORT).

La IORT es una forma de radioterapia, que consiste en la administración de una dosis de radiación uniforme en una fracción única a un tumor o lecho tumoral, durante un procedimiento quirúrgico mientras el paciente está bajo anestesia. El hecho de realizarse durante la intervención, permite utilizar la incisión quirúrgica para dirigir la radiación directamente sobre el lecho tumoral, con la ventaja técnica adicional de tener control visual del volumen de tratamiento y de los tejidos sanos a excluir.²

Dado que la equivalencia biológica debida al fraccionamiento único, de la dosis administrada con esta técnica es de 2 a 3 veces superior a la misma dosis administrada con fraccionamiento convencional, se consiguen dosis acumuladas más altas que con el uso único de la radioterapia externa convencional.³

Además, la IORT que generalmente se puede administrar en combinación con la radioterapia externa como sobreimpresión, reduce la duración habitual de la misma. Más aún, en algunos casos la radioterapia intraoperatoria sustituye por

completo a la irradiación convencional postoperatoria, de modo que una sesión administrada durante la cirugía equivale a varias semanas de tratamiento diario. Este es el caso de tratamiento de cánceres iniciales de pequeño volumen o de enfermedad irreseccable con propósito paliativo.²

Inicialmente, la IORT empezó a tener un desarrollo floreciente en la comunidad científica y hospitalaria internacional, pensando en los beneficios que se podrían conseguir al poder aumentar la dosis al tumor por el hecho de reducir la irradiación de los tejidos normales.

Sin embargo, otra dificultad añadida de proliferación de la técnica en más hospitales, es que requería la intervención de mucho personal con la necesaria colaboración entre diferentes especialidades y estamentos. Aunque el oncólogo radioterapeuta tiene la total responsabilidad de prescribir y ejecutar el tratamiento, necesita colaborar con el cirujano, el anestesista, el radiofísico, los técnicos de radioterapia y el personal de enfermería. El cirujano no sólo extirpa el tumor, sino que también colabora con el radioterapeuta en la identificación del lecho tumoral y da indicaciones que pueden facilitar el procedimiento de acceso al mismo.^{2,4}

Esta complejidad hacía difícil el establecimiento de la IORT como una técnica terapéutica consolidada, dado que los primeros ensayos con éxito se realizaban para casos clínicos muy concretos y en instituciones aisladas, por lo que era improbable alcanzar una muestra de pacientes suficiente en estas patologías, que fuera representativa de la población general a la que iría destinada esta técnica terapéutica y que permitiera la realización de un ensayo en fases más avanzadas. Quizás la excepción podría ser el cáncer de mama, donde un número significativo de pacientes se estaban tratando en varios centros europeos.⁴

De hecho, el informe de evaluación de tecnologías sanitarias emitido por la agencia evaluadora sanitaria de Galicia en el 2013 sobre el tratamiento del cáncer de mama,⁵ indicaba que existían dudas sobre la posible mejora que suponía la IORT en supervivencia global y toxicidad frente al tratamiento convencional con radioterapia externa, debido a la ausencia de evidencia científica de calidad y la existencia de limitaciones metodológicas en los estudios existentes evaluados.

Sin embargo, aunque no existan estudios que lo refrenden, es incuestionable como mínimo el impacto en la calidad de vida de las pacientes que supondría la sustitución de toda la radioterapia externa convencional por la IORT en el cáncer de mama en estado inicial.

A pesar de todos estos inconvenientes, existen gran cantidad de estudios que han demostrado la utilidad de la técnica en el tratamiento de muchos tipos de cáncer: sarcomas de partes blandas y extremidades, cáncer de mama, colorrectal, de páncreas, de pulmón, carcinoma gástrico localmente avanzado, cáncer ginecológico, de cérvix, de recto, localizaciones en cabeza-cuello, etc.⁶⁻¹² En la gran mayoría de ellos la IORT presentaba una disminución de la morbilidad sobre los tejidos normales y/o una mejora en el control local de la enfermedad y/o en la supervivencia global de los pacientes.

De hecho, en España, la efectividad de la IORT ha sido preconizada en numerosas tesis doctorales. En 1992, Benito Fernández, C.¹³ presentó en la Universidad de Navarra un estudio clínico comparativo de tratamiento con cirugía, IORT y radioterapia externa post-operatoria en el carcinoma gástrico localmente avanzado resecable, concluyendo que la IORT mejoraba el control local y la supervivencia en estos pacientes, aunque reflejaba también un aumento de la morbimortalidad que hacían aconsejable la realización de la técnica tan sólo en centros especializados que realizasen estudios controlados.

También en este mismo año, Santos Ortega, M.¹⁴ presentó un proyecto muy ambicioso de radioterapia intraoperatoria como técnica de sobreimpresión selectiva, en 385 pacientes con 13 tipos de enfermedad neoplásica distintos, mediante un acelerador de electrones convencional mostrando la técnica como simple, versátil y adaptable a todas las situaciones terapéuticas. A pesar de requerir el traslado del paciente del quirófano a la sala de tratamiento, no se identificaron contraindicaciones para la realización de la IORT, tratando incluso ocasionalmente pacientes con alto riesgo anestésico. El análisis sugería que la combinación de la IORT a dosis de 10-15 Gy con radioterapia externa a 40-50 Gy proporcionaba una tolerancia tisular aceptable en cualquier estructura u órgano. Respecto al control local tumoral, los datos analizados sugieren que la IORT como técnica de sobreimpresión selectiva de la radioterapia externa, encontrará su aportación más valiosa en el tratamiento de tumores en estadios intermedios,

candidatos a cirugía de residuo mínimo, con tendencia a desarrollar recidivas loco-regionales o inextirpables.

De nuevo en 1992, Abuchaibe Campo, O.¹⁵ presentó un estudio sobre radioterapia intraoperatoria en el cáncer colorrectal, en el que se destacaba el papel de la técnica en combinación con la radioterapia externa para aumentar la dosis equivalente en la zona pélvica favoreciendo por ello el control local y la supervivencia libre de enfermedad en estos pacientes.

En 1995, Martínez Monge, R.¹⁶ presentó un proyecto sobre la IORT en el tratamiento multidisciplinar del cáncer ginecológico de alto riesgo de recidiva loco-regional, concluyendo que el uso de la técnica en este tipo de tumores es factible y que añade poca toxicidad a la resección quirúrgica radical.

En el año 2000, Azinovic Gamo, I.¹⁷ expuso la efectividad de la IORT como sobreimpresión del lecho quirúrgico en sarcomas de partes blandas de localización central y de extremidades, concluyendo que favorece el control local de la enfermedad permitiendo administrar dosis moderadas de radioterapia externa sin empeorar los resultados.

También en ese mismo año, Aristu Mendioroz, J.¹⁸ publicó un estudio de IORT en cáncer no microcítico pulmonar tratado con quimioterapia neoadyuvante, cirugía y radioterapia intraoperatoria analizando la toxicidad postoperatoria, el control local y la supervivencia.

En el 2002, Díaz González, J. A.¹⁹ presentó su estudio sobre radioquimioterapia neoadyuvante y la IORT en el cáncer de recto localmente avanzado analizando sus efectos locales, el control pélvico y la evolución clínica. Este estudio concluye que la radioquimioterapia preoperatoria combinada con una cirugía con IORT es un tratamiento eficaz y bien tolerado en este tipo de pacientes.

Por último, ya en el 2012, Álvarez de Sierra Hernández, P.²⁰ describió los beneficios del uso de la IORT en el tratamiento de los tumores pélvicos avanzados primarios y recidivados con cirugía extendida. El autor concluía que la asociación de esta técnica a este tipo de cirugía mejoraba la supervivencia global y el control local libre de enfermedad para las neoplasias con invasión de estructuras pélvicas y todo ello con cifras aceptables de morbimortalidad.

1.3 MÉTODOS DE REALIZACIÓN DE LA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

La IORT se ha ido realizando desde sus inicios mediante diferentes procedimientos incluyendo técnicas con braquiterapia de alta tasa, con rayos X de bajo kilovoltaje y con haces de electrones.^{4,21}

Aunque desde principios del siglo XX se fueron realizando diversos intentos para irradiar tumores inoperables apartándolos de los tejidos sanos con evidentes limitaciones técnicas, fue a partir de los años 70, a medida que se fueron instalando los aceleradores lineales de electrones en los servicios de radioterapia de los hospitales, cuando la IORT se fue introduciendo como modalidad terapéutica alternativa. Los tratamientos se llevaban a cabo en los departamentos de radioterapia dentro de las salas blindadas donde están instalados los aceleradores. Como este tipo de equipos producen haces de rayos X de alta energía, estas salas están construidas con gruesos muros de hormigón de alta densidad para garantizar la protección contra las radiaciones ionizantes durante su funcionamiento, para los propios trabajadores que lo manejan, el resto de trabajadores del hospital y el público en general que accede a esas áreas hospitalarias.

Por otra parte, por motivos de seguridad, se recomienda que estas zonas de mayor nivel de dosis estén en lugares poco transitables por personal ajeno a la instalación, teniendo en cuenta que su accesibilidad debe ser inversamente proporcional al riesgo radiológico existente en ellas. Por ello suele estar en los sótanos o semisótanos de los hospitales y en los lugares más inaccesibles de la propia instalación, siendo las salas peor comunicadas con el resto del hospital y por tanto con el área quirúrgica.

Para realizar el tratamiento intraoperatorio los pacientes anestesiados tenían que ser transportados desde el quirófano a la sala blindada donde está instalado el acelerador en el servicio de radioterapia. Al acabar la irradiación, el paciente debía ser transportado de nuevo de vuelta al quirófano para finalizar la cirugía. Este proceso aumentaba tanto el riesgo de infección en las áreas no estériles como el de accidentes que pudieran ocurrir durante el traslado de los pacientes anestesiados fuera del área quirúrgica.^{6,22}

Asimismo, la sala del acelerador debía ser esterilizada para recibir al paciente quirúrgico con el consiguiente tiempo de ocupación de máquina, ya que

para ello la unidad debía estar cerrada antes y después del tratamiento intraoperatorio, interfiriendo con la programación regular de este tipo de unidades y limitando el número de pacientes que podían ser tratados en las mismas.

Además de los inconvenientes citados, todo este proceso implicaba una larga duración del tratamiento y un gran número de personal requerido para su realización.

Intentando evitar los problemas mencionados, en esta fase inicial se buscaron soluciones alternativas instalando aceleradores lineales en quirófanos especialmente blindados o construyendo quirófanos en zonas próximas o en el propio departamento de radioterapia para minimizar o eliminar el transporte del paciente anestesiado.^{23,24}

El problema de estas configuraciones es la rentabilidad de las mismas, pues los costes asociados a los blindajes o quirófanos adicionales son difícilmente amortizables con un uso esporádico de los mismos. Además estas configuraciones no dejaban de interferir en el normal desarrollo de la actividad de los departamentos de cirugía y radioterapia, siendo en algunos casos irrealizables desde el punto de vista económico y arquitectónico.²⁴

1.4 LOS ACELERADORES MÓVILES EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Todos estos inconvenientes antes mencionados frenaban la proliferación de la radioterapia intraoperatoria²² y no fue hasta finales de los 90, cuando irrumpieron en los hospitales los aceleradores de electrones móviles que permitían realizar la irradiación del tumor en el propio quirófano donde se realizaba la intervención quirúrgica. La irrupción de los aceleradores de electrones móviles fue a través de dos fabricantes, la empresa americana Intraop Medical Corp. en California con el Mobetron y la empresa italiana Hitesys que fabricaba el Novac7.^{6,25} Actualmente esta última ha cedido el testigo a otra empresa italiana denominada Sordina IORT Technologies, la cual fabrica los modelos de acelerador Novac11 y Liac 10/12.²⁶

Para poder usar estos aceleradores en quirófano de forma segura, era necesario adecuar el diseño y sus características constructivas minimizando la radiación dispersa que producen. Por ello, estos equipos trabajan exclusivamente

con haces de electrones de baja energía (no más de 12 MeV) que dado su bajo poder de penetración en tejido, permiten tratar tan sólo tumores a unos pocos centímetros de profundidad (hasta unos 4 cm) pero producen sin embargo baja radiación de fuga.

Otro aspecto importante a considerar en su diseño es la movilidad, la cual permite mantener el nivel de operatividad en quirófano, con las menores restricciones posibles de uso para los profesionales en dicha área y multiplicar la capacidad de trabajo diversificándola en diferentes quirófanos.

Hay diferencias significativas entre los dos sistemas de aceleradores móviles que hemos citado: diseño mecánico, metodología de aceleración, dosimetría y sistema de acoplamiento del aplicador con el cabezal de radiación.⁴

Como ya hemos indicado anteriormente, dada la dispersión de los electrones es necesario dirigirlos hacia el área de tratamiento mediante aplicadores, los cuales en el caso concreto de la IORT deben de preservar además la esterilidad del campo quirúrgico.



Fig.1. Sistema de acoplamiento cabezal-aplicador tipo "harddocking".⁴

El sistema de acoplamiento del cabezal con el aplicador situado sobre la zona de tratamiento debe de conseguir un alineamiento perfecto del haz de electrones en el aplicador.

Los aceleradores de los modelos Liac y Novac tienen un sistema de acoplamiento rígido denominado "harddocking" (Fig.1) por el cual el aplicador tiene dos partes que están mecánicamente unidas entre sí y al cabezal. El cirujano y el oncólogo radioterapeuta colocan la parte baja del aplicador sobre el paciente y la flexibilidad y accesibilidad del equipo permite, sin mover la mesa quirúrgica, realizar el acoplamiento entre el cabezal con la parte alta del aplicador y la parte baja del aplicador sobre el paciente.

Por el contrario, el Mobetron se caracteriza por un acoplamiento a distancia denominado "softdocking" (Fig.2) en el que la parte alta del aplicador no entra en contacto directo con el cabezal, de modo que debemos desplazar la mesa con el aplicador colocado sobre el paciente hacia el cabezal para conseguir el alineamiento.



Fig.2. Sistema de acoplamiento cabezal-aplicador tipo "softdocking".⁴

Esta característica requiere del uso de una mesa especial de quirófano mucho más versátil que las convencionales, que facilite la colocación del paciente y su acceso al cabezal, salvando la base del estativo.

El peso del acelerador Liac/Novac es mucho menor (400-600 kg) que el del Mobetron (1250 kg) y su movilidad por tanto es mucho mayor.

En cuanto a las protecciones, el Liac tiene unas protecciones laterales y una base blindada de absorción de la radiación en la dirección del haz que deben de ser situadas de forma manual cuando sea necesario, dependiendo de: la carga de trabajo, la distancia a las barreras, los blindajes estructurales existentes y la ocupación de las zonas colindantes. Sin embargo, el Mobetron lleva incorporada la base blindada en el estativo enfrentada al cabezal. Esta base se mueve de forma solidaria con el cabezal y sirve para atenuar la radiación producida en la dirección del haz que es sin duda la más significativa.

Aunque muchos centros continúan desarrollando la técnica utilizando aceleradores convencionales, los hospitales que disponen de estos aceleradores móviles realizan más fácilmente este tipo de tratamientos, evitando el traslado del paciente anestesiado fuera del área quirúrgica, disminuyendo la anestesia requerida, las infecciones y los riesgos asociados a dicho traslado.²² Además se abarata enormemente la realización de los tratamientos y se reduce de forma significativa su duración en más de dos horas.

1.5 LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN LOS ACELERADORES MÓVILES PARA IORT

A pesar de su diseño optimizado, el uso de este tipo de aceleradores en quirófanos donde no existe ningún tipo de blindaje estructural, representa un problema desde el punto de vista de la protección de los trabajadores frente a las radiaciones ionizantes. Esto es debido a que aunque el equipo sólo emite haces de electrones, también se producen neutrones y rayos X de frenado al interaccionar los electrones con la estructura del acelerador y con el propio paciente.

Al igual que los aceleradores convencionales, estos equipos productores de radiación ionizante con fines médicos constituyen una instalación radiactiva de segunda categoría, la cual requiere de una autorización de funcionamiento específica por parte del ministerio de industria o de la administración territorial autonómica competente y que deberá contar con la valoración y aprobación previa del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).²⁷

Para conseguir esta autorización, es necesario aportar una memoria técnica de la instalación radiactiva, en la que se describen las características técnicas del equipo y de la instalación, especificando las condiciones de utilización previstas y

aportando un estudio de seguridad, en el que se realiza un análisis y una evaluación de riesgos durante el funcionamiento normal del equipo y ante una emergencia o accidente.

Sin embargo, dado que las características de diseño y de funcionamiento de estos equipos son diferentes a las de los aceleradores lineales convencionales, la elaboración de los estudios de seguridad de estos equipos es compleja y no siempre es fácil de realizar debido a las pocas referencias bibliográficas existentes al respecto.

Además, en dicha memoria se incluirá una descripción de las pruebas y del plan de mantenimiento previsto para comprobar que el desarrollo de esta técnica se realiza de forma segura, detallando los métodos de trabajo y las medidas de protección radiológica aplicables. Se incluirá también la relación prevista de personal con su cadena de responsabilidad, el plan de emergencia y las previsiones de clausura de la instalación con las debidas condiciones de seguridad radiológica.

Por tanto, es necesario en la fase previa de diseño del proyecto, que el futuro usuario realice un análisis completo de la protección radiológica que conllevará el funcionamiento del equipo en el área quirúrgica, planificando la carga de trabajo máxima admisible, las limitaciones de la ocupación de las áreas colindantes al quirófano durante la irradiación o la necesidad de interponer blindajes adicionales.

En estos aceleradores móviles es de vital importancia estudiar cuidadosamente los espacios más idóneos para el almacenamiento del equipo y para el desarrollo de la técnica, valorando si fuera necesario el uso del equipo de forma sistemática en varios quirófanos para multiplicar la carga máxima de trabajo. También se deben de tener en cuenta las fases necesarias de caracterización dosimétrica, mantenimientos y control de calidad que requieren de tiempos adicionales de irradiación prolongados, en los que debemos adoptar medidas de protección radiológica adicionales.²⁸

Es conveniente detallar un procedimiento de actuación claro con las funciones de todo el personal que participe en el tratamiento, así como establecer un programa de formación en protección radiológica, especialmente para todo el personal de quirófano sin conocimientos previos en esta materia.²⁹

1.6 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA SOBRE LOS ACELERADORES MÓVILES EN IORT

En el 2006 se publicó el "Report of Radiation Therapy Committee TaskGroup No.72"⁴ de la asociación americana de física médica (AAPM) que constituye un informe muy completo de referencia sobre el uso de los aceleradores móviles en radioterapia intraoperatoria. En este informe se hace una revisión de todos los modelos de aceleradores móviles existentes en el mercado, analizando sus diferencias de diseño y operativas, describiendo la logística para la utilización de los mismos en quirófano y detallando los aspectos más relevantes a tener en cuenta en las fases de aceptación, caracterización dosimétrica y del control de calidad de estos equipos.

En dicho informe se destacan las ventajas dosimétricas de este tipo de aceleradores frente a los convencionales sobre todo en lo que respecta a la mayor dosis en superficie y a la mejor uniformidad de los perfiles a la profundidad del máximo, lo que constituye una característica de gran utilidad clínica, pues debemos de suministrar la dosis de radiación de forma uniforme en todo el campo quirúrgico en una sola irradiación.

Por otra parte, se alerta a los usuarios que dadas las altas tasas de dosis características de estos aceleradores, los detectores utilizados en la dosimetría deben de tener factores de recombinación bajos, dentro de niveles aceptables, que se vean menormente afectados ante posibles fluctuaciones de las tasas de dosis durante procesos de medida prolongados. Además para evitar sobrestimaciones en dicho factor se aconseja el método basado en el uso de los dos voltajes de colección sólo para aquellos aceleradores con dosis por pulso más baja, como es el caso del Mobetron. Para los modelos de aceleradores Novac y Liac con dosis por pulso más altas, se recomienda la estimación de dicho factor por métodos alternativos. Este aspecto queda también recogido en el documento sobre la garantía de calidad en radioterapia intraoperatoria del Instituto Superior de Sanidad Italiano.²

También se analiza la importancia dosimétrica del sistema de acoplamiento del cabezal con el aplicador. Este sistema es diferente en los distintos modelos de aceleradores y el estudio refleja el riesgo de que se produzca un mal alineamiento del haz de electrones con el aplicador, recomendando a los usuarios la realización

de un análisis previo de las posibles repercusiones dosimétricas que podrían derivarse de un mal alineamiento.

Respecto a los parámetros dosimétricos de dosis y energía, se destaca la importancia que tiene en este tipo de equipos el control de la constancia de los mismos antes de la realización de los tratamientos, dado que estos aceleradores se ven sometidos con bastante frecuencia a transportes y cambios de configuración que por su diseño podrían modificar estos parámetros. Tengamos en cuenta que la energía depende en gran medida de la potencia de la radiofrecuencia y del acoplamiento de las secciones aceleradoras. En el caso del Mobetron la estabilidad de estos parámetros ha sido analizada en diferentes condiciones de uso (Beddar, 2005).³⁰

Además el informe reconoce como poco estudiados los efectos dosimétricos de gap, bolus, unión de campos y heterogeneidades del tejido. Hay que tener en cuenta que dada la gran variabilidad de la superficie del campo quirúrgico a irradiar, podemos encontrarnos en muchas ocasiones con estos condicionantes. El máximo tamaño de aplicador disponible de 10 cm de diámetro puede obligar a la necesidad de realizar más de una irradiación para cubrir un área de tratamiento dada, pudiéndose producir sobre o infradosificación en la unión de campos. También a pesar de disponer de un amplio conjunto de aplicadores con diferentes tamaños y angulaciones en su extremo, puede ocurrir que no se pueda colocar todo el extremo del aplicador en contacto directo con el paciente quedando algún espacio de aire entre ambos, lo cual puede representar un cambio significativo en la dosis y en su distribución. También el efecto de las heterogeneidades es especialmente importante en radioterapia intraoperatoria, pues a veces es necesario proteger órganos de riesgo que no podemos apartar del campo de radiación y tenemos que usar protecciones de distintos materiales que se introducen en el campo quirúrgico y de las que debemos de conocer cuál es el efecto sobre la distribución de dosis que producen. Todos estos aspectos antes mencionados son analizados en profundidad para distintos tipos de aceleradores móviles por diferentes autores en otras referencias.³¹⁻³³

En lo que respecta a la protección radiológica, en el informe mencionado de la AAPM,⁴ se indica que la radiación producida por estos equipos se debe fundamentalmente a la radiación de fuga de los fotones que se generan en el cabezal, la radiación de frenado en el propio paciente y la contaminación de rayos

X del haz de electrones. Por ello estos aceleradores vienen equipados con una base blindada, que en el caso del Mobetron está en el propio estativo y en otros equipos en cambio, se coloca de forma manual por el usuario antes de realizar la irradiación.

Referente a la radiación dispersa de electrones se comenta que tiene un alcance limitado de modo que las paredes existentes en un quirófano normal deben de ser suficientes para atenuar este tipo de radiación.

En este informe se recomienda que además del mapa tridimensional de la radiación de fuga y dispersa alrededor de este tipo de aceleradores que suministra el propio fabricante, el usuario debe de realizar una verificación in situ mediante dosimetría de área en todos los quirófanos donde se vaya a utilizar el equipo y para las condiciones más desfavorables de máxima energía y máximo tamaño de aplicador. Esta verificación se realizará en la configuración de tratamiento más habitual y en cualquier otra configuración clínica extrema que pudiera suponer alguna variación en los índices de ocupación de alguna de las barreras. Estos mapas de dosis de radiación dispersa producidos por estos equipos permitirán estimar a priori el número máximo de tratamientos que se puedan realizar con arreglo a las condiciones específicas de protección radiológica de la instalación.

En cuanto a las seguridades que impidan la irradiación, habituales en los aceleradores de electrones de uso clínico, se recalca que dado el carácter de irradiación única que tienen este tipo de tratamientos y que difícilmente puede ser pospuesta o repetida, es conveniente que estas seguridades sean estrictamente las que puedan suponer un peligro para el paciente, el personal involucrado o que puedan ocasionar algún daño a la máquina. En el caso de que algunas seguridades no sean tan críticas, como por ejemplo las relacionadas con alguna pequeña desviación del alineamiento del aplicador-cabezal (habitual en tratamientos de pulmón a causa de la respiración del paciente), convendría que existiese la posibilidad de poder suprimirlas a voluntad, conociendo con detalle el efecto causado sobre la distribución de dosis en el volumen de tratamiento, pero permitiendo la realización del mismo.⁴

Ya hemos mencionado el protocolo de control de calidad en radioterapia intraoperatoria italiano,² que aunque no está referido exclusivamente a los

aceleradores móviles, si recoge todos los aspectos a tener en cuenta en el manejo de estos equipos. Como detalle singular de este protocolo, mencionar que en lo referente a la protección radiológica, aunque cita como la componente más importante la radiación de frenado generada sobre el paciente y que justifica el uso de bases blindadas en la dirección del haz, también recomienda tener en cuenta la radiación de neutrones generada si se utilizan haces de electrones de energía superior a 10 MeV.

Respecto a la componente de neutrones, existen pocas referencias que estudien la importancia de esta componente en este tipo de aceleradores. Sin embargo, en coherencia con la recomendación establecida por el organismo sanitario italiano, varios autores de centros hospitalarios italianos han estudiado esta componente en los modelos de acelerador móvil que producen haces de electrones por encima de 10 MeV.³⁴⁻³⁶ De las medidas realizadas se concluye que para los aceleradores móviles la componente de neutrones es poco significativa, siendo unas 10 veces inferior a la generada en un acelerador convencional. El motivo principal del bajo valor de esta componente es la baja contaminación de rayos X de los haces de electrones producidos por estos aceleradores y la gran proporción de materiales ligeros empleados en su diseño.

Además de los estudios sobre la componente de neutrones, existen también estudios sobre las otras componentes de fotones y de electrones presentes en la radiación dispersa generada por este tipo de aceleradores.

Sin mencionar los estudios específicos del Mobetron que analizaremos posteriormente, existen varias referencias que presentan las medidas de radiación de fuga y dispersa para los modelos de acelerador móvil del fabricante italiano.

En el trabajo de Ciocca et al., 2009³⁷ se presenta una dosimetría de área del Liac 10 (Fig.3) con medidas experimentales a 1.5 m y tras las paredes del quirófano. También comparan los resultados obtenidos con datos existentes del Mobetron y justifican las diferencias obtenidas por el diseño diferente de los equipos.

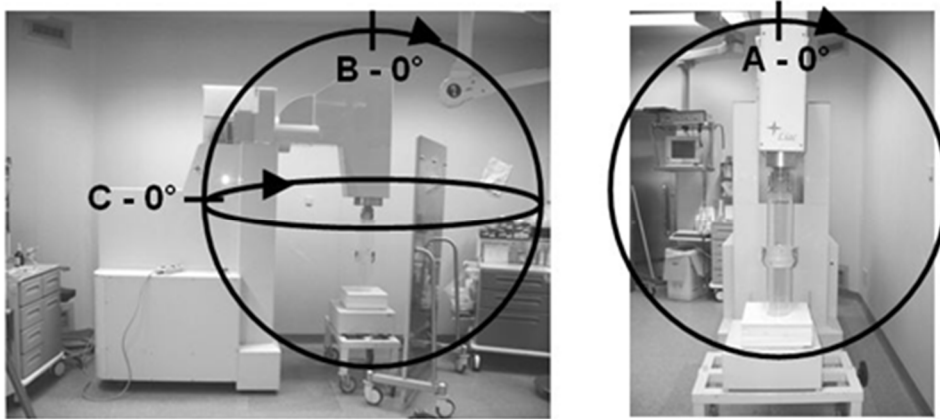


Fig.3. Vista lateral y frontal del Liac 10 con la señalización de los puntos de medida.³⁷

En este trabajo se analizó también el aumento de la radiación dispersa cuando se usan protectores metálicos para proteger estructuras internas dentro del haz. Los blindajes de protección utilizados eran unos discos de 8 cm de diámetro y 8 mm de espesor (4 mm de plomo + 4 mm de aluminio). Para la energía de 10 MeV, como caso más desfavorable, se detectó un incremento del 20% en la radiación dispersa.

De igual forma, Soriani et al., 2010³⁵ realizaron un estudio de la radiación dispersa para el acelerador móvil Liac 12, y dado que este acelerador podía trabajar con la energía de electrones de hasta 12 MeV, midieron también la componente de neutrones.

En este análisis previo cabe destacar también algunas referencias en las que se realiza una caracterización de este tipo de aceleradores móviles mediante la simulación de la cabeza de radiación por el método de Monte Carlo.

Primero, Pimpinella et al., 2007³⁸ caracterizaron dosimétricamente los haces de electrones generados por el acelerador portátil Novac7 (Fig.4a) con energías desde 3 a 9 MeV mediante la simulación de la cabeza de radiación por el método de Monte Carlo. El fin último que se perseguía con este estudio era comprobar si los parámetros físicos recomendados en los protocolos dosimétricos internacionales podían ser aplicados a las dosimetrías de este tipo de

aceleradores. La simulación se verificó con medidas experimentales y se describieron con detalle los códigos y las características utilizadas en el modelado.

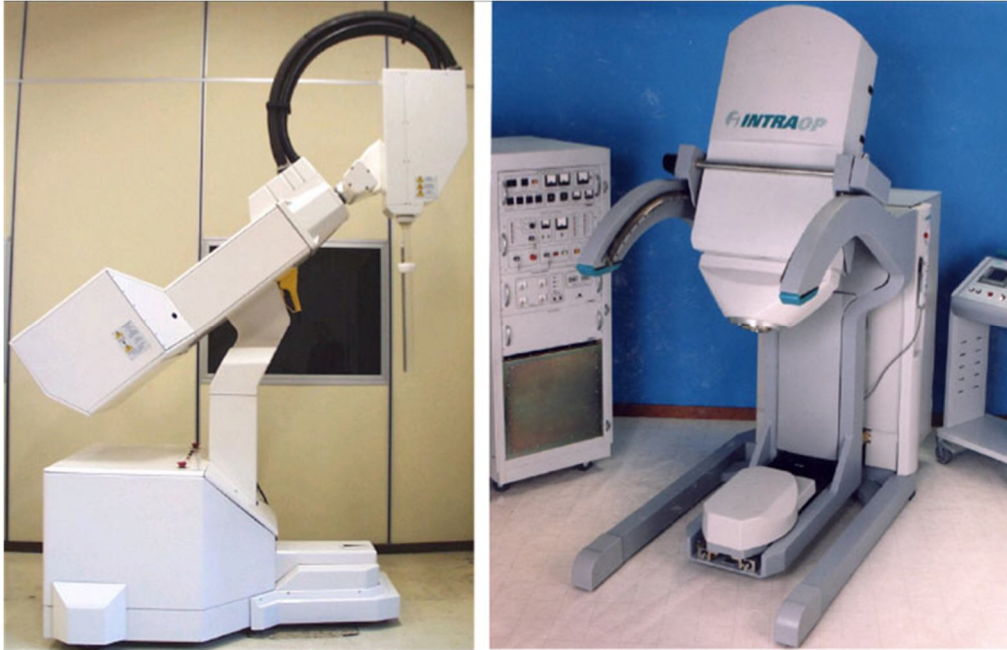


Fig.4. (a) Acelerador portátil Novac7. (b) Mobetron.⁶

Del mismo modo, Janssen et al., 2008³⁹ elaboraron una simulación por el método de Monte Carlo del Mobetron (Fig.4b), con el objetivo de diseñar un aplicador de tamaño superior a los 10 cm del aplicador máximo suministrado por el fabricante, para tratar lesiones de mayor tamaño. Los autores lo refieren como el primer estudio de Monte Carlo para el Mobetron.

También, en los trabajos de Iaccarino et al., 2011⁴⁰ y Soriani et al., 2012⁴¹ se realizó la caracterización dosimétrica de los haces de electrones generados por el acelerador Liac mediante simulación con Monte Carlo, con dos objetivos diferentes, uno con el propósito de facilitar la fase de aceptación y caracterización dosimétrica del acelerador y el otro con el fin de diseñar y construir un sistema de conformación del haz de tratamiento.

Recientemente, en la tesis doctoral de Herranz, 2013³³ se realizó una simulación Monte Carlo de un acelerador ficticio para radioterapia

intraoperatoria con haces de electrones de 6 y 12 MeV, a partir de medidas de dosis obtenidas experimentalmente, con el objetivo de desarrollar un sistema de planificación para los tratamientos de radioterapia intraoperatoria.

Como característica común de todos estos trabajos, la simulación por Monte Carlo se ha utilizado con el objetivo de analizar aspectos dosimétricos de implementación de la técnica en la clínica, nunca desde el punto de vista de las repercusiones en el campo de la protección radiológica.

Por último, citar también el estudio realizado por un grupo multidisciplinario de la asociación italiana de física médica sobre el análisis de riesgos de la IORT mediante aceleradores móviles, con el objetivo de prevenir las exposiciones accidentales con esta técnica.⁴² En el citado estudio se recalca el carácter de “disparo” único de la IORT frente a la radioterapia convencional en la que el fraccionamiento permite alguna forma de compensación de dosis en caso de detectar un error durante el tratamiento. Además la planificación del tratamiento en la IORT normalmente no está basada en imágenes obtenidas y analizadas previamente y los parámetros de tratamiento (tamaño del aplicador, energía, protecciones, bolus, etc.) incluido el cálculo de las unidades monitoras se definen en los minutos previos al tratamiento.

1.7 OBJETIVO DE ESTA TESIS

El problema planteado en este trabajo es la protección radiológica para los trabajadores y público en general que suscita el uso de los aceleradores de electrones móviles dentro del área quirúrgica, durante la realización de tratamientos oncológicos con radioterapia intraoperatoria.

A pesar de que en nuestro proyecto se tratan aspectos generales de todos los modelos de aceleradores móviles utilizados en radioterapia intraoperatoria, nos centramos principalmente en la protección radiológica del acelerador de electrones Mobetron, el cual está instalado en nuestro hospital.

Dado que las características de diseño y de funcionamiento de estos equipos son diferentes a las de los aceleradores lineales convencionales, la elaboración de los estudios de seguridad es compleja, no pudiéndose realizar a partir de los programas de cálculo de barreras de los aceleradores convencionales y disponiéndose de pocas referencias bibliográficas al respecto.

Aunque el número de referencias en el campo de la protección radiológica para este tipo de aceleradores móviles va aumentando con su uso, todavía siguen siendo escasas y no resuelven la problemática desde un punto de vista teórico. Los estudios de referencia existentes nos suministran mapas de dosis dispersa obtenidos de forma experimental en torno al acelerador, que el usuario debe de extrapolar a su instalación, aplicando sus condiciones particulares de uso y las barreras estructurales existentes.

De hecho, la estimación de la carga máxima de trabajo y el estudio de seguridad para la autorización del Mobetron cuando se instaló en el Hospital San Jaime de Torre vieja en el 2004, se tuvo que realizar a partir de los datos aportados por el fabricante y que estaban referenciados a los únicos estudios existentes hasta ese momento (Daves y Mills, 2001).⁴³

Ante la escasez de datos referenciados y la ausencia de modelos teóricos a aplicar por los usuarios, pretendemos con este proyecto estudiar de forma detallada la radiación dispersa producida por el Mobetron con todas sus componentes (electrones, fotones y neutrones), aportando un análisis teórico validado experimentalmente que pueda ser aplicado por los futuros usuarios.

Dado que es sobradamente conocida la utilidad del método de Monte Carlo para la caracterización dosimétrica de los haces de radiación de los aceleradores en general, hemos decidido utilizar dicha técnica para caracterizar los haces de electrones producidos por el Mobetron pero aplicándola por primera vez en el campo de la protección radiológica.

Inicialmente se simulará por el método Monte Carlo, la radiación producida al interaccionar los electrones con los componentes estructurales de la cabeza de radiación, el aplicador y con el agua del sistema analizador de haces de radiación computarizado utilizado para la obtención de los datos dosimétricos. Como aspecto de interés, singular y novedoso, esta simulación ha sido realizada mediante dos códigos diferentes, Penelope2008 y Geant4, que aportan valor al estudio. Ambas simulaciones serán validadas mediante comparación de los rendimientos en profundidad y de los perfiles en el máximo obtenidos de forma teórica con los obtenidos experimentalmente, para las 4 energías de electrones disponibles; 4, 6, 9 y 12 MeV.

Con el fin de estudiar el efecto que producen las estructuras internas del cabezal sobre la distribución de la radiación dispersa total y analizar la influencia de las principales zonas dispersoras, tanto en el cabezal como en el propio paciente, se realiza una nueva simulación incorporando en el modelado los blindajes estructurales más relevantes existentes en el cabezal, el maniquí de agua sólido donde incide el haz de radiación simulando el paciente y el escudo del autoblandaje. Los resultados obtenidos se compararán con las medidas experimentales "in situ" y las existentes en la bibliografía.

Por último, y con el objetivo de potenciar la aplicación práctica del proyecto, se realiza una simulación del equipo situado en un quirófano tipo, con las barreras estructurales habituales en este tipo de salas, de la cual obtendremos un mapa tridimensional del kerma/dosis debidos a la radiación dispersa producida por el Mobetron, con las contribuciones de fotones y electrones en cada punto por separado. De este modo, el usuario con la información de los materiales que componen las barreras estructurales del quirófano en su instalación, podrá estimar la atenuación producida en cada una de ellas y por tanto, la dosis total en las dependencias contiguas y el número máximo de tratamientos que se puedan realizar sin superar los límites de dosis establecidos.

Sin lugar a dudas, con estos mapas tridimensionales conseguimos el objetivo principal de nuestro proyecto que es el de facilitar a los usuarios una herramienta para la realización del estudio de seguridad imprescindible para la legalización del equipo y para la estimación de la carga de trabajo máxima permitida. Además este estudio servirá de orientación a los posibles usuarios interesados en la implantación de este tipo de aceleradores, con respecto a la evaluación de la idoneidad de sus instalaciones.

De esta forma, también veremos satisfechos los criterios recomendados por las sociedades científicas internacionales sobre la conveniencia de aportar mapas de dosis dispersa producidos por estos aceleradores de electrones móviles.

Otro objetivo importante es el de aportar más datos experimentales en esta materia que, debido a los pocos equipos de este tipo existentes a nivel internacional, son escasos.

Por último, se aplicará el estudio teórico obtenido al Mobetron instalado en nuestro hospital, de acuerdo a su ubicación fija y a las características constructivas

del quirófano en el que se realizan los tratamientos, de modo que nos permita revisar la planificación y el estudio de seguridad realizados durante la fase de legalización del mismo.

2. EL MOBETRON

2.1 CARACTERÍSTICAS GENERALES

El Mobetron es un acelerador de electrones móvil fabricado por la compañía americana Intraop Medical, Inc. y diseñado específicamente para la realización de radioterapia intraoperatoria en quirófano.

El Mobetron ha sido diseñado para trabajar con microondas en la banda-X (10 GHz de frecuencia y 3 cm de longitud de onda) frente a las microondas de banda-S (3 GHz y 10 cm de longitud de onda) con las que suelen operar la mayoría de los aceleradores médicos. Por ello, al reducir el diámetro de las estructuras de aceleración en un factor tres, se puede reducir su tamaño y peso respecto a los de un acelerador convencional.^{32,33,43-45} Además, dispone de ruedas que permiten su movilidad dentro del área quirúrgica, pudiendo ser utilizado en diferentes quirófanos para multiplicar la carga máxima de pacientes.



a)



b)

Fig.5. (a) Modulador. (b) Consola de Control.

Este acelerador móvil está formado por tres componentes principales: el gantry que está anclado al estativo, el modulador y la unidad de control. El modulador (Fig.5a) puede colocarse hasta a 7.5 m de distancia del gantry y la consola de control (Fig.5b) hasta a 13 m del mismo.

El modulador incorpora en un armario móvil, la electrónica que permite realizar todos los ajustes de los haces de radiación. En su parte frontal dispone de un panel donde se pueden seleccionar y controlar los parámetros de irradiación de forma manual y donde existen indicadores luminosos y acústicos de la irradiación. También se muestran en el panel del modulador los parámetros de irradiación seleccionados y las seguridades de máquina activas. El servicio técnico lo utiliza para realizar la sintonización y el ajuste de los haces de radiación.

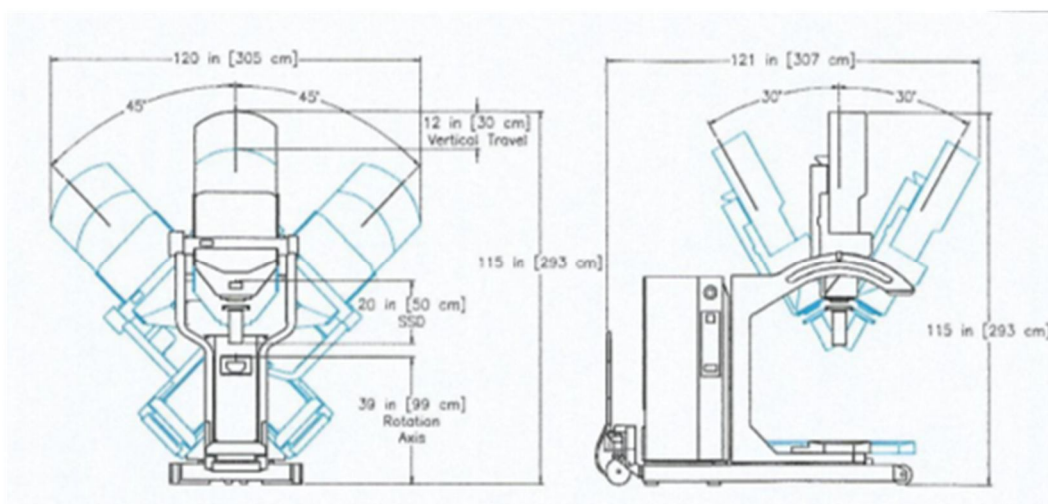


Fig.6. Grados de movilidad del gantry y del cabezal del Mobetron.⁴⁵

Desde la unidad de control el operador selecciona los parámetros de irradiación del haz de electrones y puede dirigir el inicio y la interrupción de la irradiación durante el tratamiento. Esta consola dispone de una pantalla de video que permite visualizar el área a tratar sobre el paciente por dentro del aplicador. Al igual que el modulador, dispone también de indicadores luminosos y acústicos de la irradiación.

2.1.1 Características mecánicas

Las principales características mecánicas del equipo se pueden observar en la Fig. 6.

El cabezal de radiación está montado en la parte superior del gantry y cuando el equipo está en la configuración de transporte, se encuentra anclado en posición horizontal para reducir la altura total del estativo, de modo que se facilita su desplazamiento por los pasillos previniendo colisiones con los dinteles de las puertas y de los ascensores (Fig.7).



Fig.7. Mobetron en configuración de transporte.⁶

Aunque el estativo lleva incorporado un sistema de transporte con elevador y ruedas, dado el elevado peso de este componente (1250 Kg), es conveniente realizar el almacenamiento del Mobetron en un lugar cercano al quirófano donde vaya a utilizarse, de modo que el desplazamiento sea lo más sencillo posible y nunca en zonas de desnivel. Además en su lugar de almacenamiento debe de estar conectado a la corriente eléctrica para mantener el vacío en la zona del target.

En la configuración de tratamiento, el conjunto que forman el gantry con el cabezal de radiación dispone de varios grados de libertad de movimientos,

diseñados para facilitar la colocación del equipo en posición de tratamiento. Todos estos movimientos se controlan de forma manual por el operador, mediante un manipulador situado en el propio estativo. En particular, el gantry puede rotar $\pm 45^\circ$ en el plano transversal y desplazarse lateralmente. Asimismo el cabezal puede inclinarse $\pm 30^\circ$ en el plano radial (Fig.6) y desplazarse en dirección vertical a lo largo del eje del haz.⁴⁵

2.1.2 Características dosimétricas

El Mobetron produce haces de electrones de energías nominales 4, 6, 9 y 12 MeV y su sistema de colimación utiliza aplicadores metálicos cilíndricos terminados en extremo plano o biselado 15° ó 30° , para facilitar su adaptación a cualquier campo quirúrgico. Los diámetros de los aplicadores varían desde 3 hasta 10 cm en incrementos de 0.5 cm. La distancia fuente-piel (SSD) de tratamiento es de 50 cm y la longitud del aplicador es de 30 cm.

La irradiación puede realizarse con dos modos de tasa de dosis diferentes: "Low" (250 MU/min) y "High" (1000 MU/min), que equivalen a 250 cGy/min y 1000 cGy/min respectivamente, para el aplicador de 10 cm de diámetro a la profundidad del máximo, a la SSD de 50 cm para todas las energías ($1 \text{ cGy} \cong 1 \text{ MU}$)¹. La modalidad de baja tasa se usa solo para el calentamiento del equipo y para realizar ajustes dosimétricos del mismo por parte del servicio técnico. La tasa de 1000 cGy/min es la utilizada en el modo clínico.

En lo que respecta a la profundidad de penetración, un haz de electrones se absorbe más rápidamente que un haz de fotones cuando penetra en el cuerpo del paciente y por tanto su alcance terapéutico es menor que el de los haces de fotones. Asimismo, cada haz de electrones tiene una profundidad de penetración que depende de su energía (Fig.8).

¹La relación de unidades monitoras MU frente a cGy depende de la calibración de cada energía, la cual se realiza $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ con el aplicador de 10 cm de diámetro en la profundidad del máximo, a la distancia fuente superficie de 50 cm.

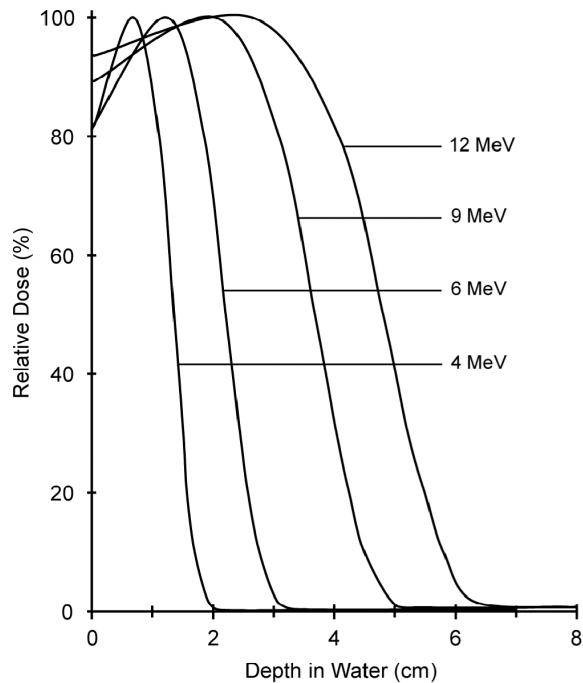


Fig.8. Rendimientos en profundidad típicos del Mobetron.⁶

En el caso del Mobetron cuya energía máxima es de 12 MeV, la profundidad de penetración puede llegar hasta los 4 cm. En general, 1 cm más allá de la profundidad de penetración casi toda la radiación del haz de electrones es absorbida dentro del paciente, reduciéndose la dosis de radiación a mayor profundidad a valores muy pequeños.

En la tabla I se indican los valores típicos de profundidad de penetración para las energías del Mobetron, para el aplicador de 10 cm de diámetro a la SSD de 50 cm.

Considerando estos datos y el tipo de patologías que se suelen tratar con radioterapia intraoperatoria, es lógico que las energías de mayor uso clínico para este tipo de aceleradores sean las más altas, de modo que en la mayoría de los hospitales que trabajan con el Mobetron, al menos el 50% de los tratamientos, se realizan con las energías de 9 y 12 MeV y por contra la energía de 4 MeV tiene una escasa utilidad clínica.

Los haces de electrones tienen una dosis en superficie más elevada que la de los haces de fotones, con una región de dosis efectiva que conocemos como el

rango terapéutico, comprendida desde la superficie hasta la profundidad del 90% del máximo de dosis, existiendo una caída lineal de la dosis en profundidad a partir de ese punto.

Tabla I. Características dosimétricas típicas de los haces de electrones del Mobetron.^{6,30}

Energía Nominal	Dosis Superficie (%)	Profundidad Isodosis 100% (cm)	Profundidad Isodosis 90% (cm)	Profundidad Isodosis 5% (cm)
4 MeV	82	0.7 ± 0.2	1.0 ± 0.2	<1.8
6 MeV	82	1.2 ± 0.2	1.7 ± 0.2	<2.8
9 MeV	89	2.0 ± 0.2	2.8 ± 0.2	<4.7
12 MeV	94	2.6 ± 0.2	3.7 ± 0.2	<6.0

Respecto a la uniformidad y la simetría de los perfiles, ambas se definen en la región de uniformidad, entendiéndose ésta como la región interior en 1 cm a la de la isodosis del 90% a la profundidad del máximo a la SSD, es decir, a 50 cm. Para la uniformidad, la diferencia de intensidad entre los puntos máximo y mínimo debe ser menor del 10% y para la simetría, la diferencia de dosis entre dos puntos equidistantes del centro debe ser menor del 2%.

En cuanto a la contaminación de rayos X existente en el haz de electrones, se determina como la intensidad del haz en agua medida a 10 cm por debajo de la isodosis del 10%. En el caso del Mobetron es menor del 1% de la intensidad máxima.

El Mobetron incorpora un sistema de dosimetría duplicado redundante con dos canales independientes, primario y secundario, para monitorizar la radiación que emite el acelerador. Este sistema dispone de una serie de seguridades que interrumpen la irradiación en cuanto se producen cualquiera de las siguientes circunstancias: se completan las unidades monitoras seleccionadas en cualquiera de los dos canales, se alcanza el tiempo de tratamiento mayor del 30% del esperado, diferencia de dosis entre canales mayor del 10%, asimetría del haz mayor del 2%, excesos y/o defectos de tasa de dosis e inestabilidad en la energía.

2.2 MODO DE UTILIZACIÓN CLÍNICO

Para poder realizar el tratamiento, previamente se deberá haber trasladado el Mobetron desde su posición de almacenamiento hasta el quirófano en el que se vaya a utilizar, encendiendo el acelerador y colocando el cabezal en la posición vertical de tratamiento. El equipo requiere una altura mínima en quirófano de 3 m para evitar posibles colisiones del cabezal con el techo, así como una distancia mínima a la pared de 1.6 m, de modo que se permitan los movimientos laterales del gantry sin riesgo de colisión con las paredes.

Cuando el acelerador está ya posicionado y tras esperar un tiempo para su estabilización, se realiza el control de calidad para la verificación de la estabilidad de la dosis de referencia y de la energía.^{6,30} Todos estos procesos se deben de ejecutar antes de empezar la cirugía e interfiriendo lo menos posible con el normal desarrollo del resto de la actividad en quirófano.

Una vez el cirujano ha despejado el campo quirúrgico, haciendo accesible y visible la zona tumoral a tratar, se coloca el aplicador del tamaño y bisel adecuados orientado sobre dicha zona, sujetándolo a la mesa de tratamiento (Fig.9).

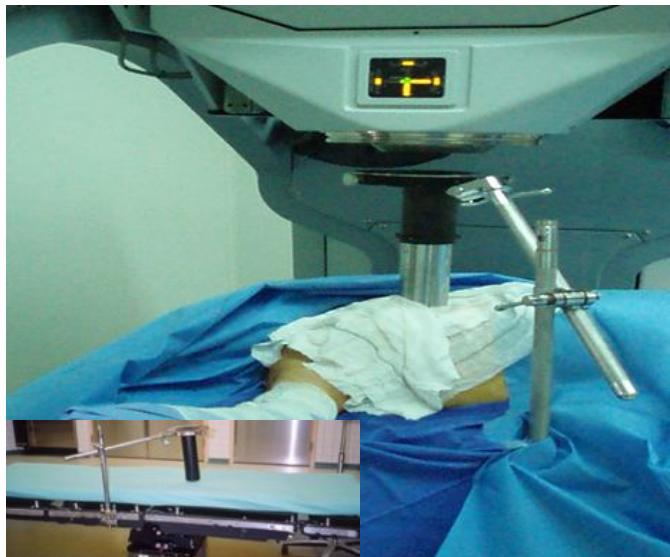


Fig.9. Sistema de sujeción del aplicador a la mesa quirúrgica.⁶

A continuación, se desplaza la mesa con el paciente bajo la cabeza de radiación del Mobetron y el operador ajusta la posición del cabezal hasta alcanzar el llamado «docking». En esa posición el sistema detecta a través de un indicador láser que el cabezal está correctamente alineado con el eje del aplicador y a la distancia de tratamiento adecuada. A medida que se va moviendo el cabezal, el grado de alineamiento se va mostrando en una pantalla LED situada en el cabezal que nos va guiando en el proceso de ajuste.

Como se observa en la Fig.10, el cabezal no está en contacto con el aplicador. Es un alineamiento a distancia,^{4,6} existiendo un espacio de 4 cm de aire entre ambos. Este acoplamiento óptico es seguro para el paciente, de fácil colocación y preserva la esterilidad del campo quirúrgico.



Fig.10. Alineamiento óptico sin contacto entre el cabezal y el aplicador.⁶

Existe una seguridad en el equipo de modo que hasta que no se consigue el alineamiento, el sistema no permite la irradiación. Sin embargo, en ocasiones la respiración del paciente puede hacer que el proceso de alineamiento perfecto sea difícilmente realizable, de modo que el Mobetron permite de forma voluntaria, anular manualmente esta seguridad para poder realizar el tratamiento en dichos casos. En el informe de referencia para radioterapia intraoperatoria de la AAPM TG 72,⁴ se recomienda estudiar el efecto que produce sobre la distribución de dosis en el paciente un mal alineamiento del aplicador con el cabezal. De tal modo

que, esta seguridad pueda ser solamente anulada en circunstancias excepcionales y siempre con pequeñas desviaciones.

Dado que el tratamiento se realiza trasladando la mesa quirúrgica con el paciente hacia el equipo, el fabricante suministra una mesa quirúrgica especial que permite una fácil sujeción del aplicador y que puede realizar desplazamientos longitudinales del tablero sobre su base, mucho mayores que los de las mesas de quirófano convencionales para facilitar la aproximación del paciente debajo del cabezal salvando los soportes del estativo.

Una vez alineado el gantry con el aplicador, el equipo humano que realiza la cirugía abandona el quirófano. El radioterapeuta prescribe la dosis a administrar, indicando la profundidad y el tamaño de campo requerido y junto con el radiofísico realiza la planificación dosimétrica, seleccionando la energía apropiada para cubrir adecuadamente el volumen de tratamiento. A continuación se introducen los datos del tratamiento en la consola de control: energía, tasa y unidades monitoras, y se chequean de forma redundante por ambos.

Mientras tanto, cirujano y oncólogo radioterapeuta verifican el campo de tratamiento a través de la pantalla de video, tras lo cual se procede a realizar el tratamiento accionando el botón de irradiación existente en la consola de control situada fuera del quirófano.

Finalizado el tratamiento, se desplaza el paciente al centro del quirófano y se procede a la retirada de todos los accesorios utilizados para la irradiación del campo quirúrgico. De este modo el equipo de cirugía puede continuar con la intervención y finalizar la misma.

Por último, en el momento más conveniente y que menos interfiera con la finalización de la cirugía, se apaga el Mobetron y se lleva a su posición de almacenamiento.

2.3 CONTROL DE CALIDAD

La estabilidad en el tiempo de los parámetros dosimétricos de dosis de referencia y energía en los aceleradores convencionales es bien conocida. Sin embargo la movilidad que caracteriza a este tipo de aceleradores nos obliga a prestar una atención especial a este aspecto.

Según se detalla en la bibliografía,³⁰ estos pequeños transportes no afectan a la calibración del equipo y tras un periodo de calentamiento el equipo producirá haces de electrones dentro de las especificaciones de funcionamiento y sin variaciones significativas de rendimiento y energía. Sin embargo, es necesario realizar una verificación de estos parámetros dosimétricos antes de proceder al tratamiento.



Fig.11. (a) Dispositivo experimental para la realización del control de calidad. (b) Detalle de los insertos en el aplicador.

Para poder realizar estas verificaciones de una forma rápida y fiable, el Mobetron dispone de un kit de control de calidad compuesto por maniquí cilíndrico de aluminio con una base de plástico que se sujeta directamente a la cabeza de radiación (Fig.11a).

En la base de plástico existe una ranura central donde se colocan unos insertos de plástico en los que se ha practicado un orificio para introducir una cámara farmer de 0.6 cm^3 . La funda de "build-up" habitual de estas cámaras optimizada para Co^{60} es muy gruesa para medir correctamente el haz de 4 MeV, por lo que es necesario mecanizarla previamente.

La posición del orificio en el inserto (Fig.11b) permite situar la cámara a la profundidad de medida adecuada. Para cada energía existen dos insertos, uno que sitúa la cámara a la profundidad del máximo y otro con el orificio colocado de tal forma que la sitúa a otra profundidad de referencia en torno al 50-80%. Las

medidas en la posición del máximo sirven para chequear la constancia de la dosis de referencia, mientras que las medidas a la otra profundidad nos permiten verificar la constancia de la energía.

Este sistema es cómodo y permite un rápido chequeo de la estabilidad de la dosis y la energía, lo que es de gran utilidad desde el punto de vista operativo. Se debe tener en cuenta que durante los controles de calidad es necesario controlar la ocupación de las zonas de alrededor del quirófano, por lo que la rapidez en la realización del control de calidad, permitirá interferir lo menos posible en el normal desarrollo de la actividad en el área quirúrgica.

2.4 LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MOBETRON

Existen una serie de características en el diseño del Mobetron que reducen considerablemente la radiación dispersa producida permitiendo su utilización en el área quirúrgica sin blindajes.

En primer lugar, dado que el Mobetron está diseñado para trabajar únicamente con haces de electrones, se puede reducir sustancialmente la corriente de cañón frente a la requerida por los aceleradores que producen haces de fotones y este hecho hace que se produzca menor radiación de fuga.³²

En cuanto al procedimiento de aceleración de los electrones se usan dos secciones de aceleración colineales ensambladas. En la primera se inyecta un tercio de la potencia de las microondas de alta frecuencia con una potencia constante que acelera los electrones a 4 MeV. Los otros dos tercios de la potencia son variables y se inyectan en la segunda sección. Ajustando dichas fases se modula la potencia que entra en esta segunda sección, variando con ello la energía final. Para aportar la misma dosis salida con todas las energías, la corriente de cañón se reduce en un factor 10 desde la energía de 4 MeV a la de 12 MeV.⁴⁶

Debido a este sistema de aceleración de los electrones, la radiación de fuga en el cabezal se genera principalmente en dos zonas: la superior, en la unión entre las dos secciones aceleradoras, y la inferior, en la lámina dispersora. De modo que la intensidad de la radiación generada en la parte superior se correlaciona con la corriente de cañón y disminuye conforme aumenta la energía. Sin embargo, la radiación generada en la parte inferior está relacionada con la radiación de

frenado que se genera por el haz de electrones y por tanto crece con el aumento de la energía del haz.

Además, este sistema de inyección y de conducción de los electrones en las secciones de aceleración, garantiza espectros de energía estrechos y baja radiación de fuga. De este modo el Mobetron consigue el control de la energía del haz sin necesidad de usar electroimanes (bending magnet) que desvíen el haz primario de electrones desde el final de la sección de aceleración hasta la ventana de salida del haz y que supone una de las principales fuentes de radiación de fuga en los aceleradores convencionales.^{23,32}

Como medida adicional de protección radiológica, el Mobetron lleva incorporado en el estativo, solidario con el gantry, un blindaje a modo de escudo que intercepta la radiación dispersa en forma de fotones generada en la dirección del haz y proveniente del acelerador, aplicador y del paciente. Este escudo sigue automáticamente el movimiento del gantry y del cabezal, de modo que existe un sistema de bloqueo que no permite la irradiación del acelerador si el escudo no está en la dirección del eje y enfrentado al cabezal.

Referente a las seguridades, el funcionamiento del equipo para realizar una irradiación requiere del uso de llaves de acceso y de contraseñas que garantizan que tan sólo personal autorizado puede realizar estas manipulaciones, evitándose el riesgo de irradiaciones accidentales involuntarias.

Como ya hemos comentado anteriormente, aunque la radiación dispersa y de fuga es mucho menor que la de los aceleradores convencionales, es necesario que durante la irradiación, el equipo humano que realiza la cirugía abandone el quirófano y se controle el acceso al mismo y a las áreas adyacentes. Todo ello mediante la vigilancia del personal encargado del tratamiento y con el uso de alarmas luminosas y acústicas que avisen de que el equipo está emitiendo radiación.

La protección radiológica operacional exige también la clasificación y señalización de zonas, por ello, además de tener controlado el acceso al quirófano, es conveniente situar señalización que avise del riesgo radiológico durante los tratamientos.

Además, existen varios interruptores de seguridad convenientemente localizados en los distintos componentes del Mobetron que permiten la interrupción voluntaria de la irradiación en caso de emergencia.

El Mobetron dispone también de conexiones que permiten que el usuario incorpore sistemas de seguridad adicionales relacionados con el corte de corriente del equipo. Estos sistemas están sincronizados con la apertura de puerta del quirófano o con el sistema de alarma de algún monitor de radiación externo.

Un dispositivo fundamental de protección del paciente es su vigilancia durante el tratamiento, en especial por parte del personal encargado de la anestesia, por lo que puede ser necesaria la instalación de cámaras de TV en el interior del quirófano.

Por todos estos condicionantes que hemos ido analizando, es necesario antes de la implementación de la técnica, desarrollar un programa de formación en materia de protección radiológica para todo el personal de quirófano involucrado en la realización de la IORT con el acelerador portátil Mobetron.

2.5 ESTUDIOS SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MOBETRON

Intraop Medical, Inc. nos hizo entrega con la adquisición del equipo de un documento con recomendaciones para la medida de la radiación dispersa.⁴⁷ En este documento se indica que la mayor fuente de radiación producida por este acelerador es la de frenado generada por el paciente, la cual se dirige principalmente hacia adelante. Se propone un espesor de 2.5 cm de yeso como suficiente para absorber la radiación dispersa de electrones de baja energía.

También se recomienda calcular la transmisión del escudo, así como realizar medidas de dosis a 1 m y 3 m del paciente y en la dirección más desfavorable cuando se angula el cabezal y el gantry. Dicho documento aporta medidas experimentales de referencia a 1 m y 3 m.

El estudio realizado por Daves y Mills, 2001⁴³ constituye el primer análisis detallado sobre protección radiológica con el uso del Mobetron, mediante medidas experimentales de la radiación de fuga y dispersa generada a su alrededor, confirmando que este equipo podía trabajar en quirófanos sin blindaje siempre y cuando se establezcan unas restricciones a la carga máxima de pacientes.

En este estudio se describe el sistema de aceleración del Mobetron, destacando las dos zonas principales de radiación de fuga existentes en el cabezal y analizando el tipo de radiación que se genera. Se identifica como la componente principal los fotones de la radiación de fuga desde el cabezal mientras que la dispersión sobre el paciente y el aplicador sólo supone una pequeña contribución a la radiación total. Respecto a la radiación dispersa de electrones, se indica que es de baja energía y que se eliminará con el espesor de las barreras estructurales habituales existentes en los quirófanos. Se concluye que la contaminación asociada a los rayos X para la energía de 12 MeV es menor del 2% de la intensidad máxima.

Las medidas de la radiación de fuga y dispersa alrededor del Mobetron se realizaron en tres planos perpendiculares centrados en el eje del aplicador y a la altura de la lámina dispersora, interponiendo 3.2 cm de yeso entre la fuente y la cámara para atenuar la radiación de electrones secundarios.

En cada plano se identificaban unas zonas de mayor intensidad de la radiación. Así, en el plano X, visto el acelerador desde el techo, la zona de mayor intensidad es la parte delantera del Mobetron y esto es debido a la radiación de fuga en el cabezal. En los planos Y y Z (vista lateral y frontal del equipo) la zona de máxima intensidad se sitúa adyacente al escudo y se debe a la radiación dispersada hacia delante en la dirección del haz de electrones, originada en el aplicador y el paciente, y que no es atenuada por dicho escudo.

En este trabajo se hace también una estimación de la calidad de la radiación generada, mediante el cálculo de las 1ª y 2ª capas HVL y de la capa TVL para plomo en todas las energías. Promediando los datos obtenidos para las cuatro energías, se obtienen los mapas tridimensionales de la radiación generada y las cargas de trabajo máximas en unidades monitoras por semana para mantener los límites de dosis en todas las áreas ocupadas alrededor del Mobetron.

Se verifican estos datos experimentales con la monitorización de áreas en dos quirófanos antes del uso clínico del equipo. Suponiendo los blindajes estructurales habituales, se estima una carga de trabajo máxima de 6000 a 8000 MU/semana, lo que equivale a unos 3 o 4 pacientes a la semana con 20 Gy/paciente, incluyendo la irradiación debida al calentamiento y el control de calidad.

El informe de radioterapia intraoperatoria de la AAPM⁴ que ya hemos mencionado, reconocía la utilidad de esta investigación de Daves y Mills, para el estudio de blindajes y el cálculo de las restricciones de carga de pacientes para cualquier instalación que se vaya a utilizar para la realización de IORT con un acelerador móvil, proponiendo como método de monitorización de áreas el empleado en este trabajo.

A raíz de unas mejoras realizadas en el diseño del Mobetron, Krechetov et al., 2010⁴⁶ llevaron a cabo una revisión de las medidas realizadas por Daves y Mills. En este estudio se describe de nuevo el sistema de aceleración del Mobetron, con las dos áreas de producción de radiación de fuga en el cabezal, haciendo hincapié sobre el blindaje existente envolviendo a la sección aceleradora para reducir esta radiación de fuga y analizando por primera vez la influencia que tiene sobre esta radiación de fuga la energía del haz de electrones y su repercusión sobre la corriente de cañón.

En este caso, los mapas de dosis se obtuvieron a partir de las medidas en cuatro unidades de tratamiento, de los valores de dosis a las alturas de 0, 50, 100, 150 y 200 cm y a 3 m de distancia del eje, cada 22.5°, teniendo el origen de coordenadas en el eje del haz de radiación en el suelo. Estos mapas se utilizan para establecer la carga de trabajo del equipo y los blindajes adicionales necesarios. Los valores obtenidos se reflejan en tres planos: X=0, Y=0, Z=100, que coinciden con los propuestos por Daves y Mills, fijando una altura típica de 1 m habitualmente utilizada en las monitorizaciones de área. El cálculo de la carga máxima de trabajo se hace con el promedio de las medidas de las energías de 6, 9 y 12 MeV, no considerando la de 4 MeV por su escaso uso clínico. Además, se calcularon los valores TVL para hormigón de composición y densidad estándar (2.3 g/cm³) para cada energía, indispensable para la estimación de las exposiciones teniendo en cuenta la importancia de este material, el cual es de composición habitual en las barreras de techo y suelo de cualquier construcción. No hay variaciones significativas en los TVL de hormigón para las tres energías, 6, 9 y 12 MeV. Este hecho fue justificado por los autores debido a las dos zonas de radiación existentes en el cabezal cuya dependencia con la energía es contrapuesta.

Por otro lado, también se detectan en este estudio asimetrías en los valores de dosis debidas a la presencia de elementos en el cabezal que atenúan la

radiación producida por el propio equipo. Primero en el eje X, existe una atenuación en torno al 20% producida sobre la radiación de fuga debida a la presencia del magnetron y del transformador de pulsos montados a la derecha de la sección de aceleración y que actúan como un blindaje adicional. También en el eje Y, existe una atenuación de la medida en la parte posterior del estativo por la presencia del armario.

En este estudio se cuantifica experimentalmente la contribución de los electrones dispersos, comparando las medidas H(0.07) y H(10) en diferentes puntos con los detectores protegidos por yeso o sin protección. Con ello se verifica que en algunos puntos la contribución de la radiación de electrones dispersos de baja energía es del orden de 10 veces la de fotones y que si protegemos los detectores con bloques de 6 cm de yeso se elimina toda la componente de electrones de baja energía.

Las lecturas de dosis registradas a distancias mayores de 3 m, pueden calcularse de forma razonable mediante la ley inversa al cuadrado con la distancia, suponiendo un modelo de fuente puntual. De hecho a distancias mayores de 4 o 5 metros la dependencia con la altura no es significativa. Sin embargo, a distancias menores de 3 m todos los modelos ensayados (puntuales, duales o duales puntuales lineales) no dieron buenos resultados.

También en este estudio se analizaba el efecto que producía sobre las medidas de exposición, la angulación del cabezal y del gantry del Mobetron. Tras el análisis de los mapas de dosis medidas y considerando que tan sólo un pequeño porcentaje de los tratamientos podría requerir una inclinación muy acusada, se considera que la posible angulación del cabezal no tiene efecto sensible sobre el cálculo de barreras, siendo suficiente realizar la verificación de blindajes con el cabezal en posición vertical.

Se verifican también los datos experimentales con la monitorización de áreas en un quirófano real y se estima que en condiciones normales se podrán admitir cargas de trabajo de 5 a 6 pacientes/semana recibiendo 10-20 Gy.

En otro estudio, Ciocca et al., 2009³⁷ realizaron una dosimetría de área en torno al acelerador portátil Liac, comparando los datos obtenidos con los del Mobetron medidos por Daves y Mills. Las medidas en este acelerador portátil Liac no son extrapolables directamente de las del Mobetron dado que ambos

aceleradores tienen importantes diferencias estructurales. Se realizan las medidas interponiendo ante el detector 6 cm de PMMA para eliminar la radiación dispersa de electrones de baja energía.

Los valores obtenidos por el Mobetron promediados para las 4 energías frente a los del Liac son en general más bajos, atribuyéndose esta diferencia al propio autoblandaje del Mobetron, ya que los datos de la HVL del Mobetron de 13.5 mm Pb (promediados para 9-12 MeV) son mayores que los del Liac de 10 MeV que son de 8 mm Pb, quizás debido al endurecimiento de la radiación por el efecto del autoblandaje.

Respecto a la componente de neutrones, ya hemos comentado con anterioridad que el protocolo de control de calidad en radioterapia intraoperatoria del Instituto de Sanidad Italiano² recomienda estimar la contribución de la radiación de neutrones generada para los aceleradores portátiles, únicamente si se utilizan haces de electrones de energía superior a 10 MeV. Sin embargo, en el caso del Mobetron, se ha omitido el estudio de dicha componente en los principales estudios de protección radiológica que hemos citado (AAPM TG-72⁴, Daves y Mills, 2001⁴³ y Krechetov et al., 2010⁴⁶).

Sin lugar a dudas, el trabajo más relevante sobre el análisis de la producción de neutrones del Mobetron es el de Loi et al., 2006.³⁴ En dicho trabajo se destaca como causa principal de la producción de neutrones en un haz de electrones, la absorción de los fotones de frenado con energías superiores a 10 MeV para núcleos ligeros ($A < 40$) y entre 4 y 6 MeV para núcleos pesados, siendo por tanto, la producción neutrónica más importante en materiales de alto Z (plomo y tungsteno) que en los de Z medio como cobre y acero. Respecto a la producción de neutrones por vía directa desde electrones, es como mínimo dos órdenes de magnitud menor que la generada por fotones y por tanto no será relevante.

En este trabajo los autores miden la dosis de neutrones para la energía de 12 MeV del Mobetron en tres planos situados a alturas diferentes: la lámina dispersora, el paciente y el suelo. De las medidas obtenidas, se deduce que la radiación de neutrones es del mismo orden de magnitud a la altura de la lámina dispersora que en el suelo, mientras que a nivel del paciente es la mitad, todo ello debido a que la radiación de frenado que produce neutrones es más alta en la lámina dispersora y en el aplicador metálico, produciéndose en este último una

dispersión fuertemente dirigida hacia delante en la dirección del haz de electrones.

La producción de neutrones en el escudo es despreciable debido a la pequeña contaminación de rayos X de los haces de electrones de estos aceleradores (<1%) y la presencia de plomo dentro del escudo, que actúa como medio difusor hacia fuera y reduce la dosis equivalente en el eje del haz en un factor 10.

Los valores de dosis de neutrones más altos medidos a la altura de la lámina dispersora en la cabeza del Mobetron son del orden de 0.30 a 0.36 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}$ de dosis absorbida a la profundidad del máximo para la energía de 12 MeV. A 100 cm del eje en los planos de la lámina dispersora, paciente y suelo, los valores obtenidos descienden hasta 0.04 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}$. Dada la magnitud de los valores dosis medidos, se concluye que no es necesario establecer medidas de radioprotección adicionales para la contribución de neutrones, no requiriéndose ni que se incremente el blindaje necesario ni que se reduzca la carga de trabajo permitida.

También se comparan los resultados con los de un acelerador convencional, verificando que la componente de neutrones producida por el Mobetron es mucho más baja que la de los aceleradores convencionales. En medidas al nivel del suelo, el valor obtenido en el acelerador convencional es del orden de 40 veces mayor que el obtenido en el Mobetron.

Otros autores (Soriani et al., 2010³⁵) midieron la radiación de neutrones producida en el acelerador móvil Liac, que dispone de una energía de electrones de 12 MeV, y los resultados obtenidos los compararon con los obtenidos por Loi et al., para el caso del Mobetron. Los valores obtenidos en ambos estudios son similares y muy inferiores (unas 5 veces) al los de un acelerador convencional dedicado, como era de esperar debido a los materiales ligeros usados que producen una reducción en la contaminación de rayos X.

Por último, también debemos mencionar en esta revisión, el trabajo de Jaradat y Biggs, 2007⁴⁸ en el que se comparan las dosis de neutrones de Loi et al., con las medidas en un acelerador dedicado a IORT no móvil y las de un acelerador convencional. De esta comparación se concluye como en el trabajo anterior, que las dosis medidas en el Mobetron son menores que las del acelerador dedicado, aunque los autores lo achacan a la ausencia del bending

magnet. A su vez, respecto a la comparación con el acelerador convencional las medidas del Mobetron son mucho menores, diferenciándose en más de un factor 10.

En definitiva, la revisión realizada de todas las referencias sobre la componente de neutrones del Mobetron, constata la poca relevancia de la misma que hace comprensible que no se contemple en muchos trabajos.

2.6 EL MOBETRON EN ESPAÑA

En el año 2004 se instaló en el Hospital San Jaime de Torrevieja (Alicante) el primer acelerador portátil para radioterapia intraoperatoria en España.

Desde el 2002 se disponía en este hospital de un servicio de radioterapia con una instalación radiactiva de segunda categoría autorizada (IRA-2571), la cual incluía un acelerador lineal Clinac 2100 CD con energías de fotones de 6 y 15 MV y de electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV, para la realización de radioterapia externa.

Dado que el equipo oncológico existente en el hospital tenía gran experiencia en la realización de IORT en otros centros, se quiso implantar dicha técnica en nuestro hospital. Sin embargo, la ubicación de la zona quirúrgica muy alejada del servicio de radioterapia, hacía impracticable el desplazamiento del paciente desde el quirófano a la sala del acelerador, por lo que la alternativa más aconsejable era la adquisición de un acelerador portátil para la realización de radioterapia intraoperatoria en la propia área quirúrgica.

De los dos aceleradores portátiles comercializados disponibles en aquel momento, se optó por la adquisición del Mobetron por ser el que disponía de mayor energía (hasta 12 MeV). Para su instalación fue necesario realizar una modificación de la autorización existente, aportando una memoria técnica con su estudio de seguridad correspondiente en el que se realizaba un análisis y evaluación de riesgos con el funcionamiento del equipo.

Por parte del fabricante se nos suministró una guía de implantación del equipo⁴⁹ para que se pudieran analizar de forma pormenorizada todos los requerimientos para su instalación y los condicionantes asociados a su utilización en el área quirúrgica. Además también nos facilitaron una guía con recomendaciones para las medidas de la radiación dispersa del Mobetron⁴⁷ y el

estudio realizado por Daves y Mills en la Universidad de Louisville⁴³ mencionados anteriormente, donde se nos facilitaban mapas de dosis y estimaciones de la carga de trabajo máxima.

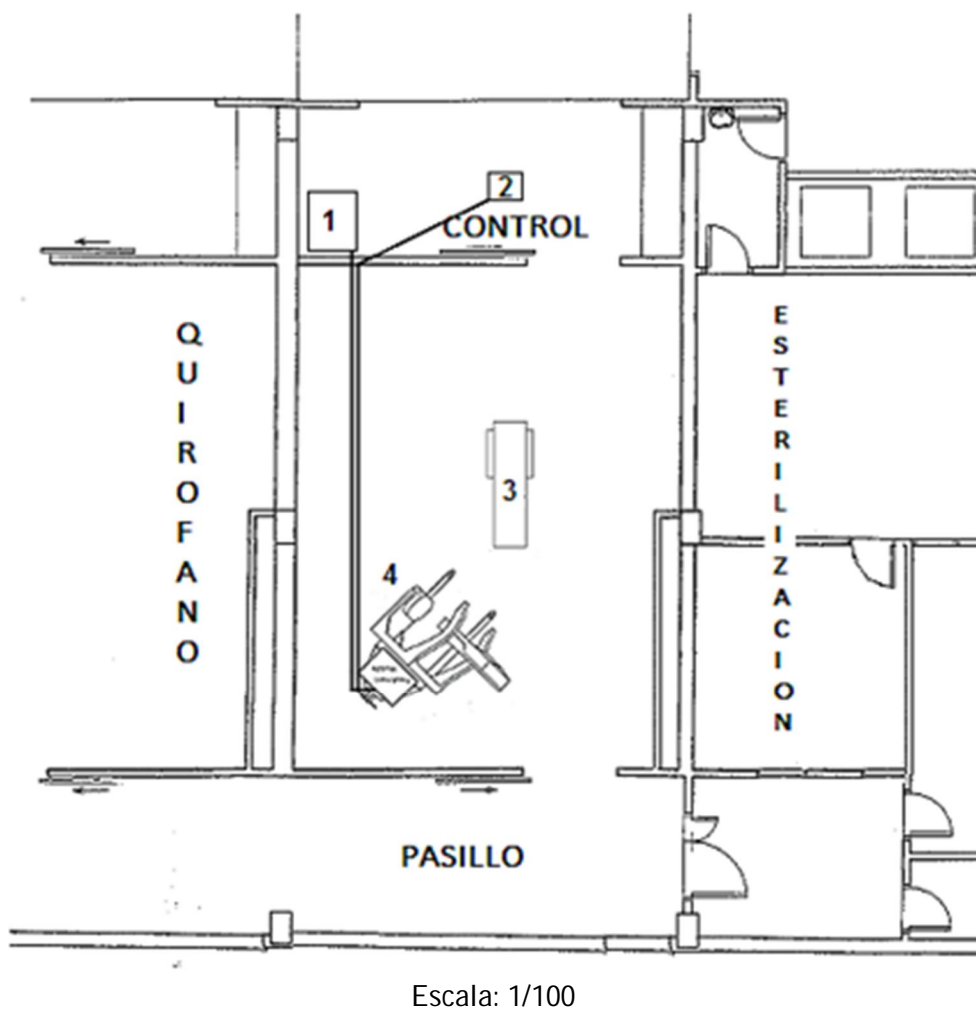
Debido a que por las características específicas de diseño y funcionamiento del Mobetron no eran aplicables los programas de cálculo de barreras existentes para aceleradores convencionales, el estudio de seguridad para la solicitud de autorización se elaboró a partir de esta documentación aportada por el fabricante, teniendo en cuenta nuestra previsión de pacientes a tratar y las barreras estructurales existentes.

Antes de la puesta en marcha del equipo, se realizó una medida de las tasas de dosis estimadas tras cada pared del quirófano, a modo de verificación de blindajes con la máxima energía de 12 MeV y con el máximo tamaño de aplicador de 10 cm de diámetro, obteniendo resultados compatibles con los previamente estimados en el estudio de seguridad. No se verificaron las dosis de neutrones para esta energía. Además durante el primer año de funcionamiento se realizó una verificación de blindajes mensual mediante dosimetría de área.

En nuestro hospital, el Mobetron está almacenado de forma permanente en el quirófano donde se realizan los tratamientos (Fig.12). El equipo se encuentra lateralizado para no perturbar el uso de dicho quirófano con el resto de la actividad quirúrgica habitual. De este modo, se evita la necesidad de transporte del Mobetron antes y después del tratamiento, con la consiguiente inestabilidad asociada al mismo.

El quirófano seleccionado para estos tratamientos es el que tiene las condiciones de ocupación más favorables dentro del área quirúrgica. Colindantes con el quirófano en cuestión tenemos la zona de esterilización, almacén, pasillo de sucio y control. Además en la planta inferior está situado el almacén con los depósitos de los residuos líquidos de las habitaciones de terapia metabólica, que es de ocupación muy restringida.

Los blindajes estructurales existentes en las paredes son 2 láminas de yeso de 12 mm de espesor cada una, forradas en su parte exterior con una placa cerámica de 12 mm de espesor, que serán suficientes para atenuar la radiación dispersa de electrones de baja energía. En el techo y el suelo existe un espesor equivalente a 12 cm hormigón. Las puertas son de madera de 35 mm de espesor, forrada de chapa de acero inoxidable de 1 mm por sus dos caras.



Escala: 1/100

Fig.12. Plano general del quirófano donde se realizan los tratamientos de IORT con el Mobetron.

Toda la fase de aceptación y establecimiento del estado de referencia del Mobetron, se realizó en una sala blindada disponible en el departamento de radioterapia, trasladándose posteriormente el equipo hasta el área quirúrgica. Tras el traslado se realizó una comprobación del ajuste del equipo y una resintonización para volver al estado de referencia.

Las irradiaciones necesarias en los mantenimientos correctivos y preventivos y durante el control de calidad, se han realizado preferentemente fuera del horario laboral y siempre con el control de la ocupación de las zonas adyacentes al quirófano.

El equipo se encuentra habitualmente en su posición fija en estado de almacenamiento. El día previo al tratamiento por la tarde-noche se enciende el acelerador y a la mañana siguiente, con el equipo perfectamente estabilizado, se realiza una pequeña irradiación de calentamiento y a continuación la comprobación de dosis y energía para las energías previstas a utilizar en el tratamiento. En nuestro caso todas las medidas se han realizado mediante el kit de control de calidad del Mobetron, con una cámara PTW farmer modelo 30011 de grafito de 0.6 cm³, conectada a un electrómetro PTW modelo Unidos E. La cámara se introduce en el orificio del inserto con su funda de "build-up" mecanizada.

En nuestro hospital, la consola de control del Mobetron se sitúa a la entrada del quirófano. Se ha instalado un monitor de radiación con sistema de alarma luminosa y acústica en la puerta de entrada al quirófano. También disponemos para su colocación durante los periodos de irradiación de señalización de riesgo de irradiación de zona controlada y de permanencia limitada en las zonas de pasillo adyacentes y en las dos puertas de acceso al quirófano.

En la Fig. 12 se muestra la disposición aproximada de los distintos componentes del Mobetron: modulador (1), consola (2), mesa quirúrgica (3) y gantry con estativo (4), en el quirófano donde se realizan los tratamientos.

Cuando el personal que realiza la cirugía y el tratamiento abandona el quirófano para realizar la irradiación, la vigilancia del paciente se lleva a cabo a través de la ventana de ojo de buey situada en la puerta de quirófano que permite una buena visibilidad del paciente y de los monitores.

En el aspecto clínico, desde el inicio de actividades en el 2005, se han realizado alrededor de 140 tratamientos, mayoritariamente con la energía de 9 MeV (68%). El resto fueron un 20% con 12 MeV, un 11% con 6 MeV y tan sólo un 1% con la energía de 4 MeV. La patología más habitual, predominante sobre el resto, es la de cáncer de mama con un 32% de los tratamientos. El resto de patologías son de naturaleza muy variada: sarcomas, tumores ginecológicos, cáncer de recto, cáncer de páncreas, cáncer de pulmón, etc.

La carga de trabajo prevista en el estudio de seguridad para la autorización de funcionamiento era de 2 tratamientos de 25 Gy a la semana, teniendo en cuenta las irradiaciones para calentamiento y control de calidad. La carga de trabajo real, durante estos años ha sido en promedio de 17 pacientes/año a 13 Gy/paciente, con un máximo en el 2007 de 26 pacientes a 11 Gy/paciente. A esta carga de irradiación durante el tratamiento, debemos de añadir la necesaria para el control de calidad y calentamiento. En nuestro caso se realiza semanalmente un control de calidad de la dosis y de la energía de los haces de electrones que se vayan a utilizar en el tratamiento. En caso de no haber tratamiento, se realiza de igual forma el control de calidad semanal para 2 energías diferentes. Esto representa una irradiación adicional de 20 Gy/semana para la realización del control de calidad.

3. DOSIMETRÍA DEL MOBETRON

El fundamento de este proyecto es la simulación Monte Carlo de la cabeza aceleradora del Mobetron. En base a esta modelización se realizan diferentes estudios teóricos para valorar aspectos de la protección radiológica con el uso de este acelerador móvil en quirófano. Estos estudios han sido validados con medidas experimentales.

En primer lugar, el ajuste de los parámetros de la simulación de la cabeza de radiación del Mobetron se ha conseguido a partir de los datos experimentales obtenidos en la dosimetría relativa y absoluta realizada durante la fase de aceptación y caracterización dosimétrica del equipo.

Una vez realizado dicho ajuste, se incorporan a la simulación los blindajes estructurales más relevantes del equipo y se realiza un cálculo teórico de la dosis en puntos discretos del quirófano en torno al Mobetron sin barreras estructurales de por medio. Las dosis calculadas que incluyen las componentes de fotones y electrones, se verifican experimentalmente mediante medidas de dosis equivalente alrededor del Mobetron.

A continuación, se repite el estudio teórico pero esta vez interponiendo barreras estructurales con los materiales y espesores de blindaje existentes en quirófano. Estas barreras absorben la componente de radiación debida a los electrones dispersos de baja energía y por tanto, los valores de dosis calculados se comparan con las medidas realizadas en la verificación de blindajes del quirófano y con los datos existentes en la literatura obtenidos experimentalmente excluyendo la componente de electrones de baja energía.

Por último, teniendo en cuenta las recomendaciones de varios autores al respecto,² se han realizado medidas de la dosis debida a la radiación de neutrones producida en el Mobetron cuando se utiliza la energía de 12 MeV.

3.1 CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DEL MOBETRON

A partir de los datos estructurales suministrados por el fabricante,³⁹ se ha realizado un modelado de la geometría y de los materiales que componen la cabeza de radiación del Mobetron, con el fin de caracterizar dosimétricamente los haces de electrones producidos mediante el uso independiente de dos códigos Monte Carlo diferentes: Penelope2008 y Geant4.

El ajuste de los parámetros de la simulación Monte Carlo de la cabeza aceleradora se realiza a través de sucesivas iteraciones, mediante la comparación de los valores teóricos obtenidos con los rendimientos en profundidad y con los perfiles a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm de diámetro a la distancia fuente superficie de 50 cm y para todas las energías disponibles. Además, las medidas de dosis área que se realizan son proporcionales a la cantidad de dosis suministrada y vienen todas expresadas en términos de μSv por Gy de dosis absorbida en el máximo para cada energía. Por tanto, para cubrir estos aspectos es imprescindible llevar a cabo una dosimetría relativa y absoluta del Mobetron, que es la que se realiza en la fase de aceptación y caracterización del equipo.

Para planificar esta fase existen dos importantes aspectos logísticos que debemos tener en cuenta en este tipo de aceleradores móviles. Por un lado, este proceso exige muchas horas de irradiación, las cuales no se pueden llevar a cabo en una estancia sin blindaje. En nuestro caso para realizar la aceptación y la caracterización dosimétrica del Mobetron, se ha aprovechado la existencia de una sala blindada disponible, la cual nos ha permitido realizar el conjunto de medidas necesarias sin limitación en el tiempo de irradiación. En caso de que estas medidas se deban realizar en una sala sin blindaje, es necesario prever que para limitar la irradiación del personal involucrado, habrá que realizar irradiaciones fuera del horario habitual y restringir el tiempo de irradiación diario, por lo que el proceso de caracterización podría alargarse enormemente en el tiempo.

El otro aspecto que debemos de revisar en esta fase de caracterización es la instrumentación. Dado que el Mobetron genera tasas de dosis más altas que las de los aceleradores convencionales, algunos de los equipos de medida habitualmente disponibles en los servicios de radioterapia, podrían no ser apropiados para

trabajar en este rango de tasas de dosis más alto. Por ello se debe analizar con detalle el equipamiento a utilizar chequeando esta circunstancia.

3.1.1 Dosimetría relativa

Para la dosimetría relativa de los haces de electrones que produce el Mobetron, se ha utilizado el analizador de haces de radiación computarizado modelo MP3 de PTW mediante el uso de diodos Scanditronix Wellhöfer AB modelo EFD³⁶ diseñados para medidas de haces de electrones de energía de 1 a 50 MeV.

A pesar de que el certificado técnico del detector no especifica la desviación de la linealidad por encima de 0.6 mGy/pulso⁵⁰ y de que el Mobetron suministra de 4 a 6 mGy/pulso,⁴ este diodo tiene una buena respuesta en las medidas de rendimientos en profundidad y de perfiles.⁵¹ Estos detectores de silicio y pequeño tamaño son adecuados para la realización de estas medidas, ya que dada la razón constante de los poderes de frenado agua/silicio en el rango de energías utilizado, nos ofrece directamente las curvas de dosis en profundidad. Además, debido a su pequeño tamaño (diámetro activo 2.5 mm y espesor de 0.06 mm) y a la alta eficiencia de detección del silicio, presenta una alta resolución espacial, lo cual es de gran utilidad tanto en las medidas en el plano del haz como en las de dosis en profundidad. Se debe tener en cuenta que los tamaños de los aplicadores van desde 3 a 10 cm en incrementos de 0.5 cm, por lo que el uso de estos detectores es aconsejable para las medidas de los rendimientos de los campos pequeños.

El método de medida consiste en la colocación del eje del aplicador perpendicular a la superficie del agua y con su extremo en contacto con el agua, a la distancia fuente superficie de 50 cm.

Para el ajuste de los parámetros de la simulación Monte Carlo, se han utilizado tan sólo los rendimientos en profundidad y los perfiles a la profundidad del máximo del aplicador de extremo plano de 10 cm de diámetro y para todas las energías disponibles 4, 6, 9 y 12 MeV.

De este modo, el principal factor de incertidumbre de la medida viene asociado al posicionamiento del diodo en el agua. Asignamos a las medidas de rendimiento en profundidad por esta razón una incertidumbre típica de ± 1.5 mm en el posicionamiento del detector, en la dirección vertical y transversal.

En la Fig. 13 se representan las curvas de rendimiento en profundidad para el aplicador de 10 cm de diámetro a la distancia fuente superficie de 50 cm, para todas las energías.

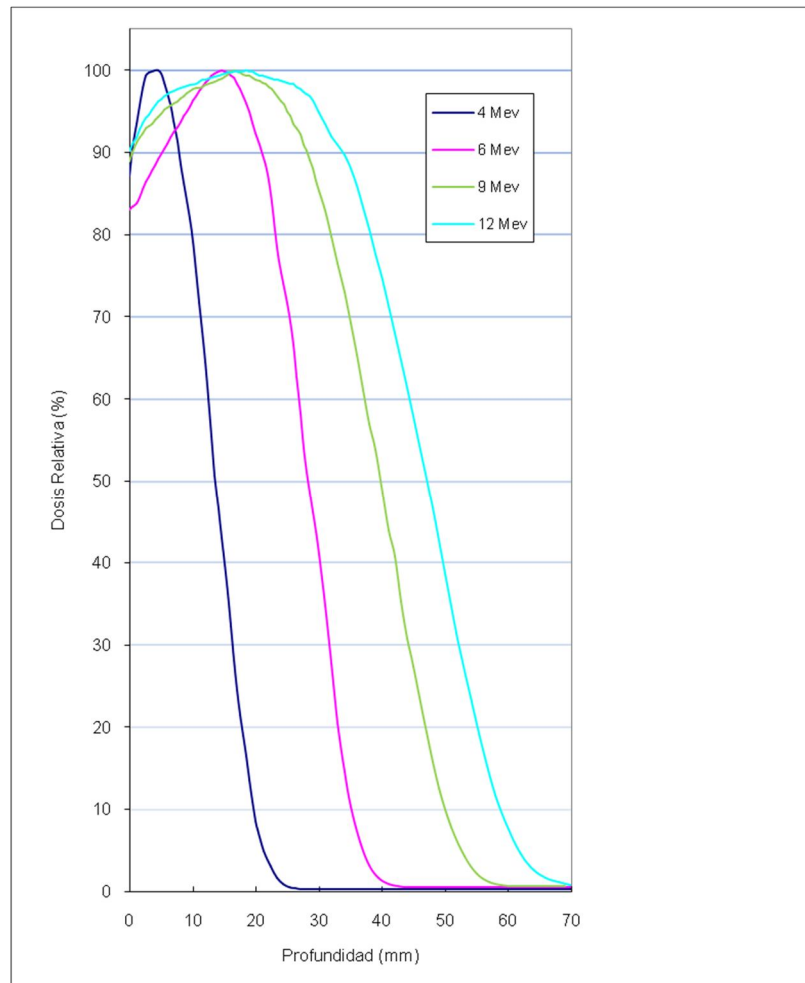


Fig.13. Rendimientos en profundidad experimentales medidos con diodo para el aplicador de 10 cm.

En la Fig. 14 se representan los perfiles en el máximo para el aplicador de 10 cm de diámetro en la profundidad del máximo para todas las energías.

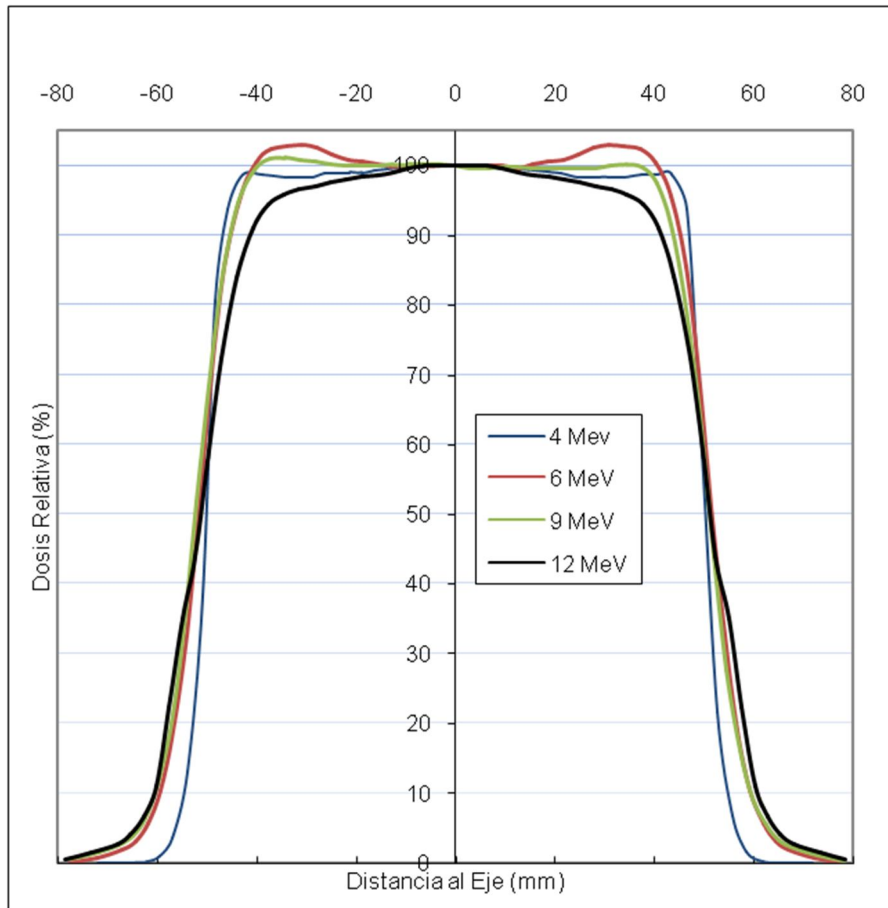


Fig.14. Perfiles a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm medidos con diodo y normalizados en el eje.

3.1.2 Dosimetría absoluta

El acelerador se ha calibrado en dosis absorbida en agua mediante cámara de ionización plano-paralela ROOS (0.35 cm^3) con electrómetro UNIDOS E de PTW con la tensión de polarización en +100 V, para el aplicador cilíndrico de 10 cm diámetro y siguiendo el protocolo TRS-398 de la IAEA,⁵² a la profundidad de referencia z_{ref} definida como, $z_{\text{ref}} = 0.6R_{50} - 0.1$ (gcm^{-2}), siendo R_{50} la profundidad del 50% de la dosis en el máximo para el citado aplicador.

La medida se realiza a distancia fuente-superficie de 50 cm, con el extremo del aplicador en contacto con la superficie del agua. En la fase de aceptación, se

ajustó por parte del fabricante para el aplicador de 10 cm de diámetro, a la profundidad del máximo y para todas las energías, una calibración de $1 \text{ cGy} \cong 1\text{MU}$.

Según se recomienda en la bibliografía,⁴ dado que el Mobetron suministra una dosis por pulso inferior a 10 mGy, calculamos el factor de corrección por recombinación, k_{sat} , con el método de las dos tensiones propuesto en el protocolo TRS-398. Corregimos también las medidas con cámara de ionización por el efecto de polaridad a través del factor de corrección, k_{pol} , definido en dicho protocolo. Asimismo hemos seguido la recomendación de protocolo de la SEFM⁵³ sobre el uso de una cámara plano-paralela para electrones con energías por debajo de 15 MeV. El factor de calibración de la cámara ROOS utilizado es en un haz de radiación gamma de Co-60.

En el documento del TRS-398 se realiza una estimación de la incertidumbre combinada del proceso de determinación de la dosis absorbida en agua para un haz de electrones, mediante una cámara plano-paralela calibrada en la energía de Co-60. En las condiciones de referencia el valor estimado es del 2.1%, suponiendo un factor asociado a la desviación existente en las condiciones geométricas de medida frente a las de referencia, que se cuantifica en el 0.6%. Sin embargo, en el documento sobre incertidumbres de la SEFM (Granados et al., 1997)⁵⁴ se indica que la componente de mayor cuantía en este factor viene asociada a la posición de la cámara en el punto de calibración, la cual alcanza su valor más crítico para electrones de baja energía. De hecho, se realiza una estimación de este factor teniendo en cuenta un error típico de posicionamiento de $\pm 1.5 \text{ mm}$, y para cámaras plano-paralelas y bajas energías de electrones, se asigna una incertidumbre combinada del 1.2%. Por tanto si sustituimos este valor en la estimación anterior del TRS-398, obtenemos que la incertidumbre combinada ($k=1$) en la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de electrones para cámara plano-paralela calibrada en la energía del Co-60 es del 2.4%.

Los valores de las dosis de referencia para las cuatro energías, medidos tras las últimas intervenciones y calibraciones realizadas por parte del Servicio Técnico, se detallan en la tabla II.

Tabla II. Valores de dosis de referencia en el máximo para los haces de electrones del Mobetron.

Energía	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV
Dosis (z_{max})(cGy/MU)	0.784±0.019	0.997±0.024	1.140±0.030	0.966±0.023

3.2 DOSIMETRÍA DE ÁREA

Una vez realizado el ajuste de la simulación Monte Carlo, se incorporan a la misma una aproximación de los blindajes estructurales más relevantes del equipo para analizar la atenuación que producen estos componentes sobre la radiación dispersa generada.

Con esta nueva simulación, se realiza un cálculo teórico de las dosis equivalentes en puntos discretos dentro del quirófano alrededor del Mobetron. Para su verificación, los datos obtenidos se contrastan con las medidas de dosis equivalente en torno al Mobetron, incluyendo las componentes de fotones y electrones.

A continuación se repite el cálculo de dosis a partir de la simulación, pero esta vez en puntos situados tras las barreras estructurales del quirófano, con unos materiales y espesores de blindaje tipo. Estos valores se comparan con las medidas realizadas en la verificación de blindajes tras las barreras estructurales. Dado que estas barreras absorben los electrones dispersos de baja energía, los valores calculados se comparan también con los existentes en la literatura de referencia que excluyen dicha componente mediante la colocación de blindajes adicionales entre el Mobetron y el detector utilizado.

Por último, se han realizado también medidas de la dosis debida a la radiación de neutrones producida en el Mobetron con la energía de 12 MeV. Aunque inicialmente teníamos previsto el cálculo teórico de esta dosis mediante la simulación Monte Carlo con el código Geant4, sin embargo, en nuestras primeras simulaciones se observó que la producción de neutrones era muy pequeña, por lo que se requerían simulaciones con tiempos de cálculo excesivamente largos para poder obtener valores de dosis que se pudieran contrastar experimentalmente, por lo que decidimos abandonar momentáneamente esta vía y centrarnos sobretodo en la parte experimental,

comparando las medidas de dosis de neutrones obtenidas con las existentes en la literatura.

3.2.1 Metodología para fotones y electrones

Tal y como indicamos anteriormente, el informe sobre radioterapia intraoperatoria del TG 72 de la AAPM,⁴ recomienda para los aceleradores móviles que se realice una verificación in situ mediante dosimetría de área en el quirófano donde se vaya a utilizar el equipo, para las condiciones más desfavorables de máxima energía y máximo tamaño de aplicador. Sin embargo, en el caso del Mobetron el escenario más desfavorable no está claramente definido para la máxima energía, debido a que la radiación de fuga generada en la zona alta del cabezal entre las dos secciones de aceleración es máxima para las bajas energías,⁴⁶ por lo que en principio se deberían realizar medidas para todas las energías. Sin embargo, en nuestro caso concreto, no se han efectuado medidas para la energía de 4 MeV dada su poca relevancia en la práctica clínica. Desde la puesta en marcha del equipo, esta energía ha sido utilizada en un porcentaje muy pequeño de tratamientos (menor del 2%).

Por tanto, con el Mobetron en su posición habitual de tratamiento en quirófano, se ha realizado una dosimetría de área para las energías de 6, 9 y 12 MeV, con el aplicador de extremo plano de máximo tamaño 10 cm y con tasa de dosis de 1000 cGy/min. Todas las medidas se han realizado posicionando el gantry y el cabezal verticalmente según se recomienda en el trabajo de Krechetov et al., 2010.⁴⁶

La dispersión sobre el paciente se simuló con un maniquí de 15 cm de espesor, compuesto por 15 planchas de plástico RW3 de PTW⁵⁵ de dimensiones 10 mm x 300 mm x 300 mm. Este plástico está compuesto por poliestireno (C₈H₈) con un 2% de TiO₂. La densidad del plástico es 1.045 g/cm³ y su densidad electrónica es 1.012 veces la del agua. Todas las medidas se realizaron poniendo el extremo plano del aplicador en contacto con este maniquí.

Las medidas de radiación dispersa alrededor del Mobetron se realizan con el monitor de radiación de la marca Fluke Biomedical modelo 451P-DE-SI⁵⁶ con sistema de detección mediante cámara de ionización con un volumen de aire de

230 cm³ presurizado a 6 atmósferas. El volumen activo del detector puede aproximarse a un cilindro de 2.8 cm de radio y 9.35 cm de altura.

Este monitor ha sido diseñado para la medida de la radiación beta por encima de 1 MeV y de radiación gamma por encima de 25 keV, habiendo sido calibrado en unidades de dosis equivalente (μSv) en el rango de energía del Cs-137 y con un rango de medida de 0 a 500 μSv .

Con este dispositivo experimental, se realizan dos tipos de medidas que se comparan con los datos obtenidos en dos simulaciones diferentes, con y sin barreras estructurales.

Medidas sin barreras estructurales.-

La primera tanda de medidas de dosis se realiza en puntos discretos situados alrededor del Mobetron con el fin de chequear los valores de dosis calculados en la simulación realizada sin barreras estructurales, que incluye las dos componentes de la radiación dispersa de electrones y fotones (Fig.15).



Fig.15. Dispositivo experimental para la medida de dosis área sin barreras estructurales.

Para fijar claramente los puntos de medida, se ha usado un sistema de coordenadas con referencia sobre el propio Mobetron utilizado por Krechetov et al., 2010⁴⁶ con el origen (0, 0, 0) en un punto en el suelo en el eje del haz de radiación y que mostramos en la figura 16.

Los puntos de medida han sido seleccionados con el objetivo de que sean fácilmente reproducibles experimentalmente y distantes de zonas que pudieran contribuir a la incertidumbre de la medida. De hecho, para minimizar el efecto de la dispersión sobre el detector se posiciona en todas las medidas alejado de las paredes y del suelo en más de 50 cm siguiendo las recomendaciones del fabricante⁴⁷.

Las coordenadas de dichos puntos (x, y) en cm son las siguientes:

A (0, -100). B (100, -100). C (100, 0). D (100, 100). E (0, 200).

En cada punto se realizan medidas a tres alturas diferentes: 80 cm, 130 cm y 180 cm. El plano XY a 80 cm de altura es útil para definir el comportamiento de la radiación dispersa en el plano de entrada paciente. Las medidas a 130 cm de altura representan el plano de la segunda lámina dispersora y por último las medidas a la altura de 180 cm representan la exposición al nivel de la zona de unión de las dos secciones de aceleración.

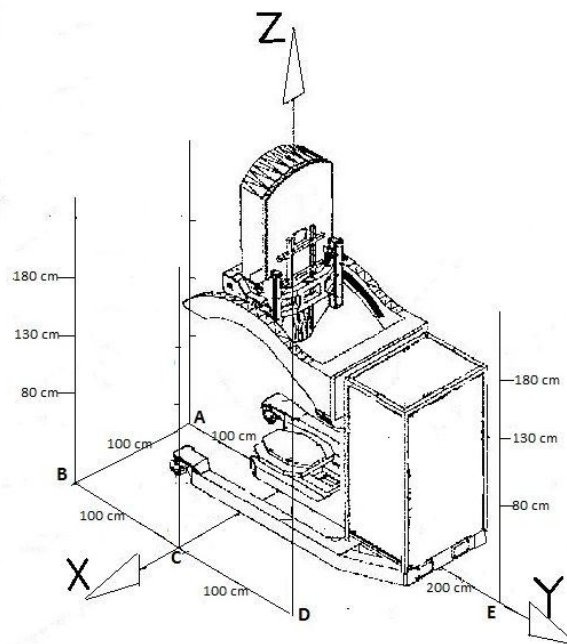


Fig.16. Sistema de coordenadas con los puntos de medida alrededor del Mobetron.

En cada punto se mide la dosis equivalente integrada en μSv por Gy de dosis absorbida a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm, con irradiaciones entre 200 y 500 MU.

Medidas con barreras estructurales.-

En otra fase experimental, se realizan medidas de tasa de dosis equivalente en puntos situados tras las barreras estructurales del quirófano y los resultados obtenidos se comparan con los valores calculados en una nueva simulación que incluya los materiales y espesores de estas barreras. A pesar de que la simulación incluye tanto fotones como electrones, tan sólo se almacena el kerma en aire de los fotones, lo cual es equivalente a eliminar los electrones secundarios del cálculo.

Los puntos de cálculo están situados tras las barreras del quirófano supuestas a 3 m de distancia del eje del aplicador. La altura de dichos puntos se considera la del plano de la segunda lámina dispersora a 130 cm de altura. Cada punto es identificado con el nombre de la barrera donde está situado, de modo que si mantenemos el mismo sistema de coordenadas con referencia sobre el Mobetron, las coordenadas de dichos puntos y los blindajes existentes en sus respectivas barreras son los de la tabla III.

Tabla III. Identificación y características de los puntos de cálculo en la simulación Monte Carlo del Mobetron con las barreras estructurales.

Barrera	Material	Espesor (cm)	Coordenadas del punto (X, Y, Z)(cm)
CONTROL	yeso	3	(330, 0, 130)
ESTERILIZACION	yeso	3	(0, -330, 130)
PASILLO	yeso	3	(-330, 0, 130)
QUIROFANO	yeso	3	(0, 330, 130)
TECHO	hormigón	12	(0, 0, 330)
SUELO	hormigón	12	(0, 0, -30)

Dado que estas barreras absorben los electrones dispersos de baja energía, los valores medidos y los calculados en esta simulación pueden ser comparables a su vez con los existentes en la literatura de referencia, que excluyen la componente de electrones de baja energía de una forma artificial, interponiendo blindajes adicionales entre el Mobetron y el detector utilizado.^{43,46}

De hecho, el objetivo de situar las barreras existentes a la distancia fija de 3 metros del eje del aplicador y no en su posición real, es para facilitar la comparación de los valores de dosis obtenidos en la simulación, con los datos existentes en la bibliografía. Para la comparación de los valores medidos a las distancias reales en nuestro quirófano con los calculados a las distancias fijas, trasladaremos los datos experimentales con el factor $1/r^2$.

En estas medidas tras las barreras a más de 3 m, la importancia de la radiación de fuga para bajas energías en altura desaparece, por lo que teniendo en cuenta el criterio conservador recomendado en la bibliografía^{4,46} se han realizado medidas tan sólo con la energía máxima de 12 MeV. En cada punto se mide la tasa de dosis equivalente en unidades de $\mu\text{Sv/h}$ mediante irradiaciones de 200 a 300 MU.

3.2.1.1 *Análisis de las incertidumbres*

La incertidumbre asociada al factor de calibración del detector en dosis equivalente es del $\pm 3.6\%$ mientras que las asociadas a su exactitud y precisión son del $\pm 10\%$ y del $\pm 5\%$ respectivamente.

También de acuerdo a la estabilidad de la dosis de referencia reflejada en la bibliografía,³⁰ se ha asignado una incertidumbre del $\pm 3\%$ al sistema monitor del acelerador para cada energía.

Respecto a la respuesta con la energía, se ha constatado que este tipo de detectores tienen una respuesta óptima excepto en las bajas energías. Según el estándar 1017-2 de la IEC, la respuesta de estos monitores a la energía de la radiación incidente en el rango de 50 a 150 keV, no diferirá en más de 30% de la respuesta de calibración con el Cs-137.⁵⁷ Asimismo el manual del fabricante, indica que existe una mayor desviación en el rango de energías de 25 a 80 keV⁵⁶, no describiendo el comportamiento del mismo por encima de los 1500 keV. Dado que en la parte principal del espectro energético de los fotones incidentes, el comportamiento del detector con la energía es similar al de calibración, se ha estimado una incertidumbre adicional del $\pm 10\%$ asociada a la dependencia del detector con la energía de la partícula incidente.

No hemos considerado ningún factor de incertidumbre asociado a la dependencia con el ángulo de incidencia, dado que todas las medidas se tomaron

con el detector dirigido con su parte anterior hacía el aplicador y la variación de la respuesta con el ángulo de incidencia de la radiación que refleja el manual del equipo es muy baja entre $\pm 90^\circ$, coincidente con la bibliografía.⁵⁷

En cuanto al error de posicionamiento, se ha verificado experimentalmente que una variación en la posición de hasta 2 cm en las tres dimensiones, no tiene repercusión alguna en la medida.

De la suma de las incertidumbres definidas y estadísticas, y considerando una $k=2$ extraemos una incertidumbre expandida, que es la que recogemos en nuestros datos experimentales. Teniendo en cuenta todos los factores mencionados, la incertidumbre total de las medidas es del orden del $\pm 20\%$.

3.2.1.2 Resultados

Medidas sin barreras estructurales.-

La tabla IV nos muestra los valores de dosis equivalente medida en los puntos descritos alrededor del Mobetron (Fig.16) y expresada en unidades de μSv por Gy de dosis entregada en el d_{max} para cada energía.

La incertidumbre estimada es para medidas de dosis debida principalmente a fotones incidentes y en el rango de energía del Cs-137 en torno a los 662 keV. Sin embargo, en estos haces de radiación existe una componente muy importante de electrones dispersos de baja energía, que hacen que la incertidumbre de la medida sea difícil de cuantificar.

Por tanto, para chequear los valores de dosis de forma experimental, es recomendable eliminar los electrones dispersos de baja energía, atenuando esta radiación mediante la colocación de un material de blindaje entre la fuente y el detector, tal como se realiza en la literatura.^{43,46}

Medidas con barreras estructurales.-

Para la realización de estas medidas se ha utilizado con criterio conservador la tasa máxima de 1000 MU/min, la máxima energía disponible de 12 MeV y el máximo tamaño de campo con el aplicador de 10 cm de diámetro, para maximizar la radiación dispersa producida.

Tabla IV. Dosis equivalente medida en puntos discretos alrededor del Mobetron.

Punto	Z (cm)	Dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)		
		6 MeV	9 MeV	12 MeV
A	80	42 \pm 8	92 \pm 18	102 \pm 20
	130	24 \pm 5	35 \pm 7	32 \pm 6
	180	3.7 \pm 0.7	5.6 \pm 1.1	5.1 \pm 1.0
B	80	19 \pm 4	44 \pm 9	47 \pm 9
	130	13 \pm 3	20 \pm 4	20 \pm 4
	180	4.3 \pm 0.8	6.1 \pm 1.2	6.0 \pm 1.2
C	80	41 \pm 8	87 \pm 17	97 \pm 19
	130	23 \pm 4	34 \pm 7	30 \pm 6
	180	3.5 \pm 0.7	4.9 \pm 1.0	4.6 \pm 0.9
D	80	17 \pm 3	42 \pm 8	44 \pm 9
	130	12.4 \pm 2.4	20 \pm 4	19 \pm 4
	180	3.5 \pm 0.7	5.3 \pm 1.0	5.1 \pm 1.0
E	80	0.000 \pm 0.010	0.000 \pm 0.010	0.29 \pm 0.05
	130	0.18 \pm 0.03	0.30 \pm 0.05	0.25 \pm 0.04
	180	0.28 \pm 0.04	0.39 \pm 0.06	0.32 \pm 0.05

Se supone la calibración en el momento de la realización de la verificación de blindajes de 1 MU = 1 cGy para esta energía.

Para la simulación del paciente se utiliza el maniquí del kit de control de calidad del Mobetron incorporado en el aplicador de aluminio de 10 cm de diámetro, tal como se realiza en la literatura.^{43,46}

Las medidas de tasa de dosis en puntos situados tras las paredes existentes alrededor del Mobetron y en las estancias encima del techo y debajo del suelo, se han realizado con criterios conservadores apropiado para la verificación de los blindajes.

En la tabla V se detallan las tasas de dosis medidas tras cada barrera y los valores de dosis equivalente estimada, expresada en unidades de μSv por Gy de dosis entregada en el d_{max} para 12 MeV.

Tabla V. Tasa de dosis y dosis equivalente en las salas anexas al quirófano, para la energía de 12 MeV.

Barrera	Tasa de Dosis ($\mu\text{Sv/h}$)	Dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$)
Control	121 \pm 22	0.20 \pm 0.04
Esterilización	80 \pm 15	0.13 \pm 0.03
Pasillo	321 \pm 60	0.53 \pm 0.11
Quirófano	122 \pm 23	0.20 \pm 0.04
Techo	7.4 \pm 1.4	0.012 \pm 0.003
Suelo	24 \pm 4	0.038 \pm 0.008

Estos valores de dosis se comparan con los obtenidos en la simulación con las barreras estructurales, teniendo en cuenta las hipótesis conservadoras utilizadas y mediante su extrapolación con la ley inverso al cuadrado de la distancia.^{43,46}

3.2.2 Metodología para neutrones

A pesar de que gran parte de la literatura no estima necesario la valoración de la componente de neutrones generada en estos equipos, dado que el Mobetron dispone de una energía de 12 MeV se ha realizado también la medida de la dosis debida a la radiación de neutrones. Para ello se ha intentado desarrollar el método experimental diseñado por Loi et al., 2006 (Fig.17) el cual constituye el trabajo más relevante de medida de neutrones en el Mobetron.³⁴

Todas las medidas se han realizado con la energía de 12 MeV, con la tasa de dosis de 1000 MU/min y posicionando el gantry y el cabezal en posición vertical. El aplicador utilizado ha sido el de tamaño máximo de 10 cm de diámetro, con su extremo en contacto con el maniquí plástico de RW3 que simula un paciente de 15 cm de espesor y de características ya descritas anteriormente.⁵⁵

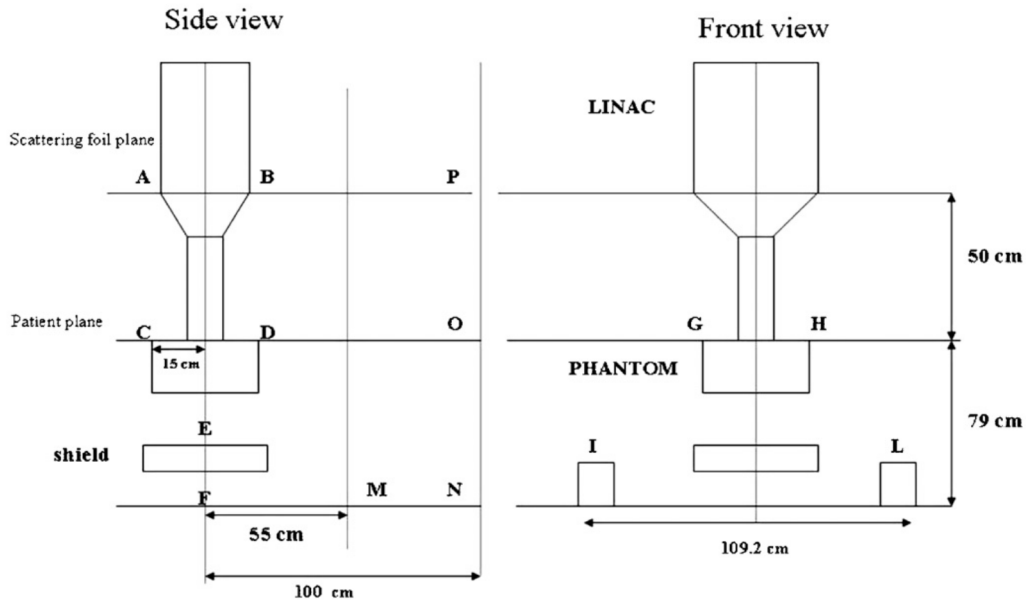


Fig.17. Geometría y distribución de puntos de medida sugerida en el trabajo de Loi et al.³⁴

El equipo utilizado es un dosímetro para neutrones de energías hasta 20 MeV, de la marca BERTHOLD modelo LB6411, cuyo detector consiste en un contador proporcional relleno de He-3 con forma de cilindro de dimensiones 100 mm de longitud y 40 mm de diámetro situado en el centro de un sistema moderador compuesto por una esfera de polietileno de 0.95 g/cm³ de densidad y de 25 cm de diámetro externo. La longitud activa del detector es de 40 mm y su volumen activo es de 45 cm³. El equipo permite la medida de tasa de dosis equivalente para neutrones, en un rango de medida de 30 nSv/h a 100 mSv/h y está calibrado con Cf-252 en unidades de dosis equivalente.

Se han realizado medidas experimentales en puntos discretos y con una geometría similar a la diseñada por Loi et al., para facilitar la comparación de los resultados obtenidos con los existentes en la bibliografía.

Sin embargo, debido al gran tamaño del elemento moderador del detector y al propio dispositivo experimental (Fig.18), algunos de los puntos de medida no se han podido reproducir fielmente. De hecho los puntos A, B, C, D, G y H que están situados a una distancia de 15 cm del eje, se han tenido que trasladar a la mínima distancia posible que permite el detector que es de 30 o 50 cm

dependiendo de la altura del plano de medida. Además el propio dispositivo experimental no permite situar el detector en el eje del aplicador donde se sitúan los puntos E y F (encima y bajo el escudo) y el diámetro del moderador no permite medidas en el suelo como los puntos M y N.



Fig.18. Dispositivo experimental para la medida de dosis de neutrones.

Se realizan medidas a diferentes alturas en dos posiciones diferentes, en el frontal y en el lateral del Mobetron.

La mínima altura posible es con el detector sobre el suelo a 13 cm de altura. Para poder posicionar el detector es necesario separarlo del eje del aplicador, situando el centro del moderador a los 73 cm de distancia.

Cuando se sitúa el detector sobre el soporte de madera, el centro del moderador se encuentra a 47 cm de altura. En este plano se realizan medidas a dos distancias del eje del aplicador de 30 cm y 50 cm.

El comportamiento de la radiación de neutrones en el plano de entrada paciente, se representa con las medidas a 80 cm de altura. Se realizan para ello medidas a dos distancias del eje del aplicador 30 cm y 50 cm.

Por último y como representación del comportamiento de esta radiación en el plano de la segunda lámina dispersora, se realiza una medida a la altura de 130 cm, en el frontal del Mobetron y a 50 cm del eje.

3.2.2.1 *Análisis de las incertidumbres*

La incertidumbre asociada al factor de calibración en dosis equivalente es del $\pm 3\%$ y la asociada a la exactitud es del $\pm 5\%$.

Al no poder monitorizar la tasa de dosis del Mobetron, se ha intentado minimizar la inestabilidad de la misma, controlando el proceso experimental con un prolongado periodo de estabilización (de más de 8 horas) y con un calentamiento previo antes de la realización de las medidas. Para tasas nominales de 1000 MU/min, las tasas registradas han oscilado entre 960 MU/min y 1020 MU/min. La incertidumbre asociada a la tasa y factor de calibración cGy/MU, se estima en un $\pm 4\%$.

Gracias a la geometría esférica del moderador y el contador, la dependencia direccional es menor del $\pm 10\%$ en todo el rango de energías.

La característica de nuestro detector que influye más negativamente en la incertidumbre de nuestras medidas es la dependencia energética entre 50 keV y 10 MeV cuyo valor es del $\pm 30\%$.

De la suma de las incertidumbres definidas y estadísticas, y considerando una $k=2$ extraemos una incertidumbre expandida, que es la que recogemos en nuestros datos experimentales. Teniendo en cuenta todos los factores mencionados, la incertidumbre total de las medidas es del orden del $\pm 38\%$.

3.2.2.2 *Resultados*

Los valores obtenidos de dosis equivalente debida a neutrones por dosis absorbida a la profundidad del máximo para la energía de 12 MeV, se detallan en la tabla VI.

Estos valores de dosis se obtienen a partir de las medidas de tasa de dosis, teniendo en cuenta que la calibración para el aplicador de 10 cm para 12 MeV en el máximo es de 0.966 ± 0.023 cGy/MU, por lo que a la tasa nominal de 1000 MU/min obtendríamos una tasa de dosis máxima de 579.6 Gy/h. Los valores de

tasa de dosis equivalente de neutrones obtenidos se han extrapolado a la tasa nominal del Mobetron de 1000 MU/min.

Tabla VI. Tasa de dosis y dosis equivalente de neutrones alrededor del Mobetron.

Punto	Altura (cm)	Distancia al Eje (cm)	Tasa de Dosis ($\mu\text{Sv/h}$)	Dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$)
1	13	73	160 \pm 60	0.27 \pm 0.10
2	47	30	240 \pm 90	0.41 \pm 0.16
3	47	30	240 \pm 90	0.41 \pm 0.16
4	47	50	190 \pm 70	0.33 \pm 0.13
5	80	30	200 \pm 80	0.35 \pm 0.13
6	80	30	200 \pm 80	0.35 \pm 0.13
7	80	50	180 \pm 70	0.31 \pm 0.12
8	130	50	140 \pm 50	0.24 \pm 0.09

Aunque no se han podido reproducir con exactitud los puntos de medida de la bibliografía (Fig.17), sin embargo el valor de dosis obtenido en el punto n°.8 a la altura de la lámina dispersora, es compatible con los obtenidos en el trabajo de referencia³⁴ de 0.36 \pm 0.10 $\mu\text{Sv/Gy}$.

También los valores de dosis obtenidos en los puntos de medida a 50 cm del eje del aplicador, si los trasladamos con la ley inversa al cuadrado de la distancia a 100 cm, obtenemos valores entre 0.06 $\mu\text{Sv/Gy}$ y 0.08 $\mu\text{Sv/Gy}$ que son del orden de los recogidos en la literatura a todas las alturas.

Además queda reflejado en la bibliografía,³⁴ que pueden existir variaciones en las medidas de dosis equivalente de neutrones en un mismo punto, entre un 20 y un 40% dependiendo del tipo de detector utilizado. Sin embargo, se indica que a pesar de estas discrepancias, el uso de este tipo de detectores puede ser aceptable en radioprotección dado que rara vez es necesaria un alto grado de exactitud en estas medidas.

4. ESTUDIO MONTE CARLO

4.1 EL MÉTODO MONTE CARLO Y SU APLICACIÓN EN RADIOTERAPIA

El método Monte Carlo es un método matemático para modelar sistemas físicos reales basándose en el conocimiento de las probabilidades de que ocurran los posibles procesos involucrados en los mismos.

En el campo de la radioterapia, el problema de la determinación de la dosis mediante un programa de cálculo se basa en modelos de transporte de radiación. Todos los procesos que involucran el transporte de partículas tienen naturaleza estocástica, de modo que no se puede prever qué tipo de interacción se va a producir en cada momento y lugar, sino que solamente se puede asignar una probabilidad a cada uno de los sucesos.

La aplicación del método de Monte Carlo para el problema del transporte de radiación se basa en reproducir el comportamiento de las partículas y su interacción con la materia a nivel microscópico. Para ello, se generan las propiedades (posiciones, trayectorias, energías, etc.) de las partículas individuales mediante números aleatorios que se obtienen de una distribución de probabilidad que gobierna los procesos de interacción de electrones y fotones en el medio.^{33,58}

Cuanto mayor sea el número de historias de partículas simuladas menor incertidumbre tendremos en el cálculo del valor esperado de la magnitud macroscópica a estudio, entendiéndose por "historia" la trayectoria de cada partícula primaria y todos sus productos secundarios. La historia es una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con una interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía y/o genera partículas secundarias. Todo ello dependiendo de las funciones de probabilidad determinadas por las secciones eficaces, dependiendo del medio y de la energía de la partícula. Es por tanto debido a su naturaleza estocástica que es imprescindible calcular un gran número de interacciones para lograr un muestreo adecuado de las variables consideradas y obtener un resultado coherente con la realidad.³³ De hecho, la incertidumbre asociada a un resultado es inversamente proporcional a \sqrt{n} , siendo n el número de historias que se simulan.

En el campo de los sistemas de planificación en radioterapia, dado que el método Monte Carlo utiliza distribuciones de probabilidad muy cercanas a la naturaleza del problema, está considerado como el método más exacto de cálculo de dosis absorbida en el paciente y el que mejor reproduce fenómenos de geometría compleja. En particular, este tipo de algoritmos son los que mejor reproducen la retrodispersión en materiales de alto número atómico como el hueso, y perturbaciones en la dispersión producidas en cavidades de aire. Tan sólo tienen la importante limitación de que su tiempo de ejecución es muy elevado (horas o incluso días), aunque poco a poco esto se va solventando por las mejoras continuas en los sistemas informáticos.⁵⁸

Su implantación cada vez más amplia en el campo de la radioterapia para el cálculo de la dosis absorbida en el paciente, ha impulsado el desarrollo de diversos códigos Monte Carlo. Y muchos de estos códigos han sido satisfactoriamente aplicados para estudios dosimétricos en el campo de la radioterapia externa y en el de la braquiterapia.⁵⁹⁻⁶⁸

Los códigos Monte Carlo disponibles presentan diferentes modelos físicos, secciones transversales y métodos de seguimiento en el transporte de electrones. A continuación se describen de forma somera las principales características de los códigos Penelope2008⁶⁹ y Geant4 (versión 9.3)⁷⁰, que son los que se han utilizado para todas las simulaciones realizadas en este proyecto. Las secciones eficaces de fotones y electrones de estos códigos están basadas en las librerías EPDL97 y EEDL97 respectivamente.^{71,72}

4.2 EL CÓDIGO GEANT4

Es un código capaz de simular el transporte de todo tipo de partículas en un rango de energía comprendido entre 250 eV y 10 TeV. Es especialmente potente en la reproducción de geometrías complejas y puede ser utilizado en aplicaciones de interés tanto en física de altas energías como en física médica. Requiere que el usuario desarrolle parte del código en lenguaje C++. A diferencia de la mayoría de los códigos su código fuente es totalmente público y abierto lo que proporciona una gran versatilidad y permite que el usuario pueda tener un mayor control en el proceso de simulación.³³

El concepto del proceso de eliminación de la partícula en Geant4, es entendido por producción de secundaria. Dicho método consiste en que al elegir una energía de corte determinada (cutoffs) típicamente de 10 keV, un electrón secundario generado con una energía menor de 10 keV no se transportará, pero sin embargo, si un electrón primario en su desplazamiento alcanza una energía inferior a 10 keV seguirá siendo transportado hasta que se produzca algún proceso que cause su eliminación. También existe la posibilidad de eliminación en la forma habitual de cutoff, además de poderse realizar en rangos de distancia, por ejemplo eliminar los electrones cuyo recorrido medio sea menor de 0.01 mm.

En cuanto a la definición de materiales, Geant4 permite usar diferentes materiales introduciendo estos por su composición por masa o molecular disponiendo además de una biblioteca de materiales estándar.

El código dispone de múltiples modelos para simular los procesos físicos siendo estos optimizables por el usuario, esto es, el usuario puede cambiar parámetros en los modelos que proporcionen diferentes comportamientos en las simulaciones. Dispone de modelos para procesos electromagnéticos y hadrónicos y modelos diferentes para el mismo proceso físico como por ejemplo un modelo del efecto Compton que funcione bien a bajas energías y otro que funcione mejor a energías mayores. Las posibilidades de selección y modificación de los modelos que simulan las interacciones físicas son pues enormes.

4.3 EL CÓDIGO PENELOPE

Es un código abierto de propósito general que simula el transporte de electrones, fotones y positrones, sin considerar reacciones foto-nucleares, en un rango de energías comprendido entre 50 eV y 1 GeV. Por esta razón, uno de sus principales campos de aplicación es la física médica. Los volúmenes que forman la geometría se construyen a partir de la intersección de superficies cuádricas (es decir, superficies generadas por polinomios de segundo orden). La principal ventaja de Penelope radica en su generalidad, pero desafortunadamente esto puede transformarse también en un problema puesto que el diseño de una simulación de sistemas realistas es un proceso complejo a realizar por el usuario. Para solventar esta situación se ha desarrollado penEasy un código de aplicación general diseñado específicamente para Penelope.⁷³ PenEasy permite al usuario

especificar de forma sencilla geometrías y operadores a partir de un código estructurado implementado previamente así como aplicar técnicas avanzadas de reducción de varianza. A partir de este momento, cuando nos refiramos a las propiedades y capacidades de Penelope estaremos haciendo referencia implícita al uso simultáneo de Penelope y penEasy.

El núcleo del sistema es un paquete de subrutinas programado en Fortran (versiones 77, 90 y 95) que genera y sigue las trayectorias de las partículas dentro de los materiales, que son definidos como un número de regiones homogéneas denominadas cuerpos. El camino de una partícula se considera una secuencia de vuelos libres o "saltos". Al final de cada salto la partícula sufre una interacción con el medio en la que pierde energía, cambia de dirección y en algunos casos produce partículas secundarias. Cualquier código de Monte Carlo debe establecer un límite por debajo del cual se detendrá el transporte de las partículas. En el caso de Penelope este proceso lleva asociada una limitación en energía asociada a cada partícula y cada material, una energía de corte o cutoff.

A diferencia de otros códigos Monte Carlo, Penelope lleva a cabo una simulación para todos los mecanismos de interacción, esto es, colisiones elásticas, inelásticas y radiativas. El algoritmo de transporte se controla con una serie de parámetros definidos por el usuario para cada tipo de interacción, los cuales determinarán la precisión y velocidad de la simulación.

Penelope permite el uso de un algoritmo mixto para el caso de electrones y positrones que permite agrupar los procesos "soft" de interacción mientras simula completamente todos los procesos "hard", mucho más importantes desde el punto de vista dosimétrico. Esto requiere la especificación de una serie de parámetros que determinarán el grado de exactitud, y por tanto la merma en velocidad, requerido. En el caso concreto que nos ocupa, para conseguir una incertidumbre estadística del 1-2% en un maniquí que consista en voxels de 0,1-1 cm³ se requiere la simulación del orden de 10⁶-10⁷ partículas del espacio de las fases.

4.4 SIMULACIÓN DE LA CABEZA ACELERADORA

El modelado de la geometría y de los materiales que componen la cabeza de radiación del Mobetron nos permite caracterizar dosimétricamente los haces de

radiación producidos al interaccionar los electrones con los componentes estructurales de la cabeza y el aplicador. Esta simulación de la cabeza aceleradora se realiza de forma independiente, mediante dos códigos Monte Carlo diferentes: Geant4 (versión 9.3) y Penélope2008 (se ha comprobado que los resultados no varían al utilizar versiones subsiguientes de Penelope).

A partir de los datos estructurales de la cabeza de radiación del Mobetron suministrados por el fabricante, se introduce en la estación de trabajo donde se vaya a realizar el cálculo, un modelado de la geometría y de los materiales que componen el cabezal, desde la ventana de salida del haz de electrones hasta el extremo final del aplicador en contacto con el agua.

Tras asignar unos valores iniciales a los parámetros de la simulación (tamaño de la fuente teórica, energía media incidente, espectro de energía incidente, dispersión, etc.) se procede al cálculo de la misma, obteniendo los rendimientos en profundidad y perfiles en el máximo que compararemos con los medidos experimentalmente.

De este modo si el ajuste no es el deseado, se realizan nuevas simulaciones modificando los parámetros hasta que consigamos un ajuste óptimo entre lo calculado y lo experimental.

4.4.1 Descripción de la cabeza de radiación del Mobetron

En primer lugar, para poder realizar la simulación se deben incorporar a la misma, los datos geométricos y de composición de las estructuras de la cabeza de radiación del equipo y del aplicador.

Se ha tomado como referencia el modelo de la cabeza de tratamiento del Mobetron utilizado en una simulación Monte Carlo (Janssen et al., 2008) con el objetivo de caracterizar dosimétricamente los haces de electrones producidos por el Mobetron para diseñar un aplicador de forma rectangular y de mayor tamaño que los suministrados por el fabricante.³⁹

El modelo consiste en una fuente, ventana de salida, primera y segunda lámina dispersora, colimador primario, cámara monitora y aplicador (Fig.19).

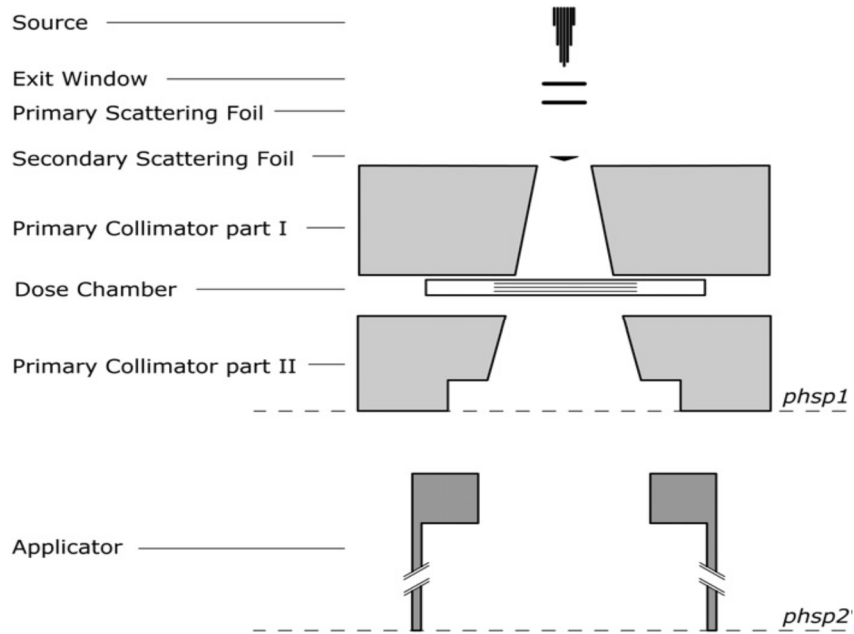


Fig.19. Esquema de la cabeza de tratamiento del Mobetron (no realizado a escala).³⁹

Por parte del fabricante se nos facilitó la descripción de las dimensiones y los materiales de cada elemento, detallando la posición respecto a la fuente y el desplazamiento radial respecto al eje del haz para cada estructura.

Aunque en el Monte Carlo el haz gaussiano está definido en la ventana de salida, si consideramos como foco/fuente del haz la segunda lámina dispersora, con las distancias descritas por el fabricante supondría una distancia desde la fuente al extremo del aplicador de 50 cm coincidente con la SSD nominal. En la Fig.20 se ve un esquema de la geometría simulada a partir de los datos introducidos en el Monte Carlo.

Sobre el esquema base del fabricante, se realizó un análisis más detallado de alguno de los componentes descritos a través de datos extraídos de los esquemas técnicos del equipo y mediante nuevas consultas al fabricante. De esta forma se introdujo en la simulación un análisis pormenorizado de la segunda lámina dispersora y una descripción de la composición exacta de la cámara monitora.

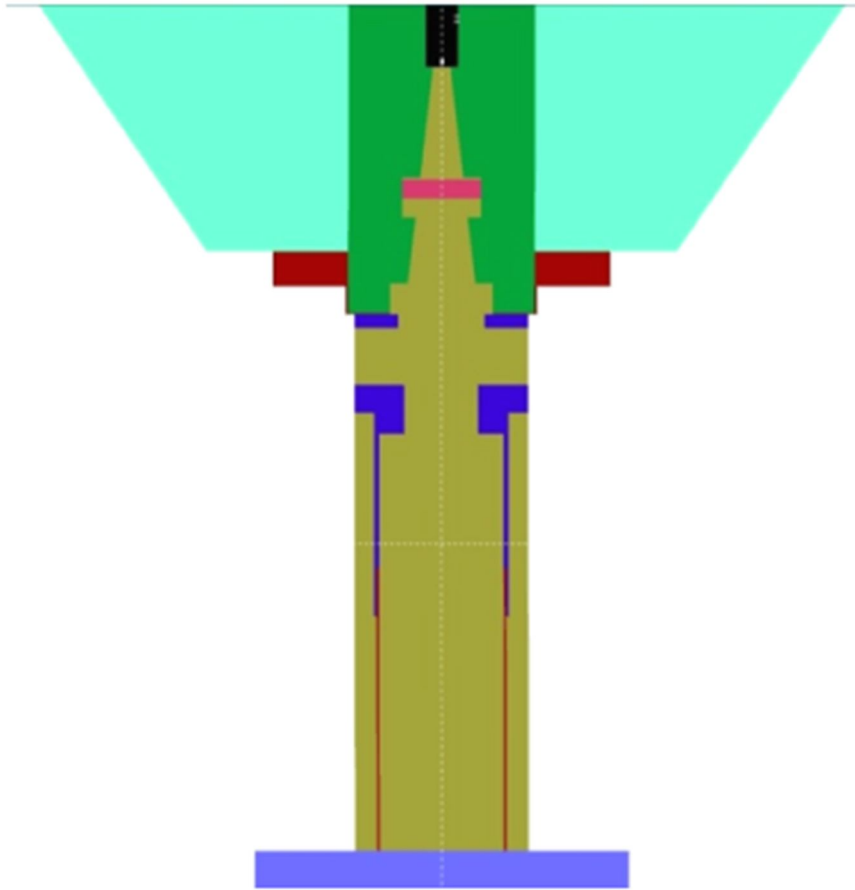


Fig.20. Detalles de la geometría simulada del aplicador y del cabezal del Mobetron (no realizado a escala).

En la Fig. 21 se muestra un detalle de la segunda lámina dispersora la cual tiene una geometría compleja compuesta por 13 cuerpos de espesores y diámetros diferentes.



Fig.21. Detalle de la segunda lámina dispersora (no realizado a escala).

Respecto al aplicador, se han verificado las dimensiones facilitadas por el fabricante con medidas "in situ" de las diferentes piezas que lo componen.

En la Fig.22 se muestra una imagen tridimensional de la modelización del conjunto cabezal-aplicador del Mobetron utilizada con el código Penelope.

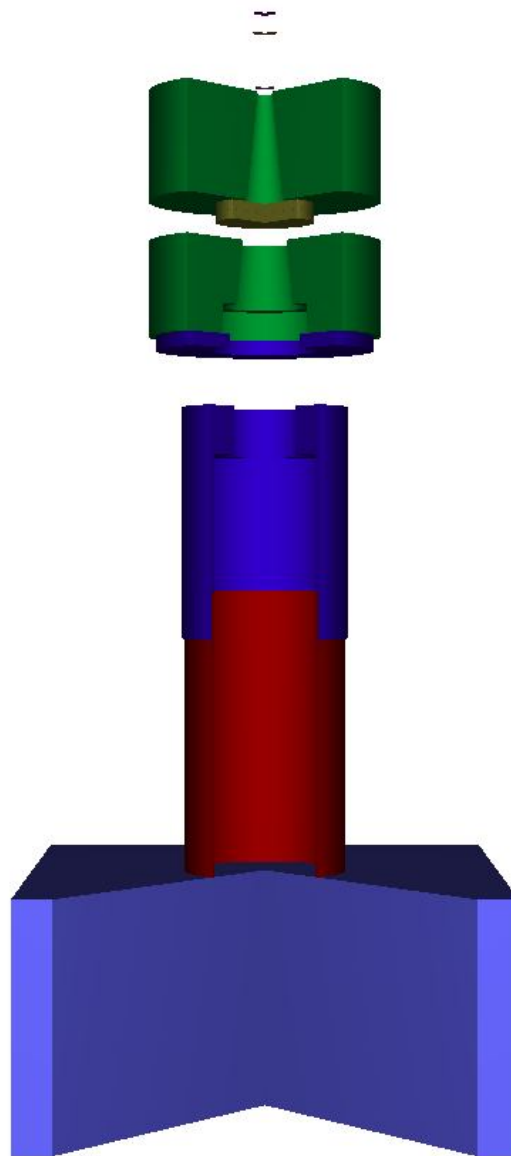


Fig.22. Imagen tridimensional de la modelización del conjunto cabezal-aplicador del Mobetron con el código Penelope (no realizado a escala).

4.4.2 Calibración de la simulación y parámetros libres

El ajuste de los parámetros de la simulación Monte Carlo de la cabeza aceleradora se realiza mediante la comparación de los valores teóricos obtenidos con los rendimientos en profundidad y con los perfiles a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm de diámetro a la distancia fuente superficie de 50 cm y para todas las energías disponibles.

Tras introducir la geometría en el modelado, se asignan valores de partida a los parámetros del Monte Carlo que definen el haz de radiación de electrones para los dos códigos Geant4 y Penélope2008. Se toma como fuente el haz gaussiano de FWHM 1 mm de anchura. En ambos códigos se ha considerado un límite de energía para todas las partículas de 10 keV en todos los materiales. Para obtener la adecuada resolución espacial en coordenadas cilíndricas, las celdas de cálculo en z y r , se han tomado de espesor de 2 mm.

El valor medio y la anchura de la distribución de energía seleccionados en la simulación se obtuvieron a partir de la expresión recogida en la modelización de Janssen et al., 2008³⁹ que relaciona la energía media con la profundidad del 50% de dosis (R_{50}) obtenida a través de un ajuste lineal a partir de los datos de análisis de sensibilidad. Inicialmente se adoptaron para ambos códigos las mismas distribuciones de energía: 3.9 MeV (10% FWHM), 7.3 MeV (25% FWHM), 9.5 MeV (20% FWHM) y 11.8 MeV (20% FWHM), para las energías nominales de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV, respectivamente. Siendo la FWHM la anchura del espectro de energía incidente.

Con estos parámetros se calculan de forma teórica las curvas de rendimientos en profundidad y se comparan con las obtenidas experimentalmente. Si el ajuste entre ambas curvas no es el adecuado, se realizan nuevas simulaciones modificando el valor de los parámetros del Monte Carlo de partida, hasta optimizar dicho ajuste hasta el nivel deseado.

En las primeras simulaciones nos centramos en la modificación de la energía media del espectro de electrones incidente hasta ajustar el máximo de la curva de rendimientos, para posteriormente modificar la FWHM. Tras varias simulaciones modificando los parámetros mencionados, se consigue alcanzar el ajuste deseado de las curvas de rendimiento en profundidad teóricas con las experimentales.

Es conocido que los parámetros de simulación que se requieren para obtener un buen ajuste entre los datos calculados por el método de Monte Carlo y los experimentales, pueden ser diferentes en cada código utilizado debido a los diferentes algoritmos de transporte de radiación, las diferencias en las bases de datos y las diferencias en la implementación del código.⁷⁴ Por ello el ajuste de los valores de energía media y FWHM se ha realizado de forma independiente en cada código, resultando en el ajuste definitivo unas diferencias en los valores de energía media para cada código entre 0.3 y 0.4 MeV (<10%).

Una vez ajustados los parámetros de simulación para conseguir el ajuste de los rendimientos en profundidad para todas las energías, comparamos con esos valores los perfiles en el máximo obtenidos con los experimentales. Como el ajuste no fue el deseado se procedió a cambiar otros parámetros, como el tamaño de fuente y la dispersión angular.

Dado que el propósito de nuestra modelización es el cálculo de magnitudes en el campo de la protección radiológica, la exactitud del ajuste no es tan crítica como si se tuviera que hacer un uso de la misma para dosimetría clínica donde la incertidumbre de las magnitudes debe ser menor.

Tras los últimos ajustes damos por finalizado el proceso de modelización con los parámetros de simulación definitivos detallados en la tabla VII.

Tabla VII. Parámetros definitivos de la distribución de energía para ambos códigos.

Energía Nominal	Energía Media (MeV)		Anchura (FWHM) (%)	
	Geant4	Penelope	Geant4	Penelope
4 MeV	3.7	4.0	60	55
6 MeV	7.6	8.0	20	15
9 MeV	10.2	10.5	30	25
12 MeV	11.9	12.3	25	25

4.4.3 Análisis de las incertidumbres en el Monte Carlo

Para Penelope se define la precisión del Monte Carlo global, como el promedio de la incertidumbre de todos aquellos voxels cuyo valor está por

encima del 50% del máximo. Esa incertidumbre global es del 0.2%-0.4% según la energía. En el caso de voxels concretos, la precisión de aquellos cerca del máximo de dosis en las curvas de profundidad podrá llegar al 1-1.5%.

En el caso de las simulaciones con Geant4 la incertidumbre estadística en el valor de la dosis en los voxels fue menor del 1% en las PDDs y menor del 2% para los perfiles fuera de eje.

4.4.4 Resultados de la simulación Monte Carlo y validación experimental

En la Fig. 23 se muestra una comparación de los rendimientos en profundidad experimentales frente a los calculados a partir de las simulaciones con los códigos Monte Carlo Penelope y Geant4.

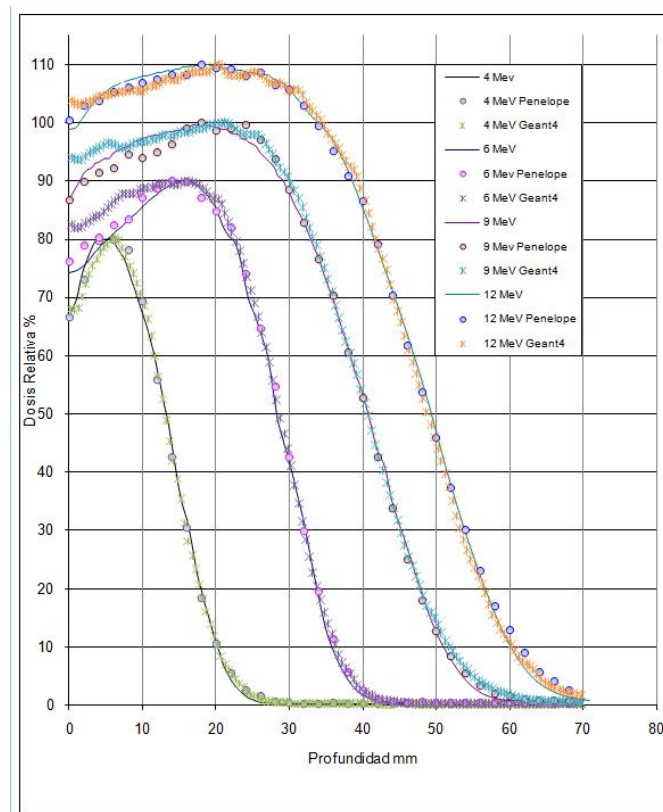


Fig.23. Comparación de los PDD experimentales (líneas) frente a los calculados con Penelope (círculos) y con Geant4 (asteriscos). Para mayor claridad hemos normalizado los de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV al 80%, 90%, 100% y 110% respectivamente, a d_{max} .

En general para los rendimientos en profundidad los datos obtenidos con las simulaciones mediante los dos códigos Monte Carlo, concuerdan con los datos experimentales teniendo en cuenta la incertidumbre de posicionamiento experimental de ± 1.5 mm.

La mayoría de los puntos analizados se encuentran dentro del criterio gamma de desviación del 3%/3mm, utilizado habitualmente en evaluaciones clínicas.⁷⁵ Las discrepancias existentes respecto al criterio considerado se producen fundamentalmente en algunos puntos en las zonas próximas a la superficie en los primeros milímetros de profundidad para la energía de 6 MeV y para el código Geant4.

Del mismo modo, en la Fig. 24 se muestra una comparación de los perfiles experimentales en el máximo para el aplicador de 10 cm frente a los calculados a partir de las simulaciones con los códigos Monte Carlo Penelope y Geant4.

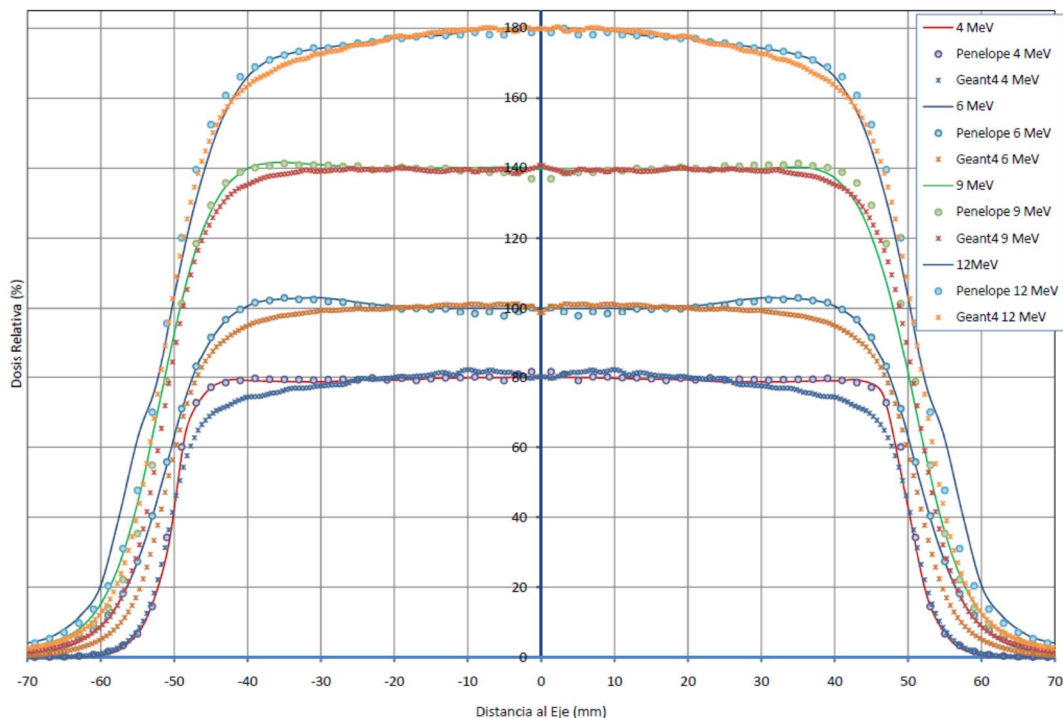


Fig.24. Comparación de los perfiles experimentales (líneas) frente a los calculados con Penelope (círculos) y con Geant4 (asteriscos). Para mayor claridad hemos normalizado los de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV al 80%, 100%, 140% y 180% respectivamente, en el eje.

En este caso también se ha conseguido con ambos códigos utilizados, un buen ajuste entre los valores teóricos y experimentales para las 4 energías disponibles. Teniendo en cuenta la incertidumbre de posicionamiento de ± 1.5 mm, la mayoría de los puntos del ajuste se encuentran dentro del criterio gamma de desviación del 3%/3mm. Tan sólo se encuentran fuera de este criterio algunos puntos en la zona de los "hombros" para las energías de 4 MeV y 6 MeV y para el código Geant4.

Los mejores resultados de la simulación se han obtenido con las energías más altas. Las discrepancias existentes en el ajuste final, se podrían achacar a una posible combinación de inexactitud en la geometría/fuente,⁷⁶ a errores de la simulación asociados al transporte de la radiación y a la propia incertidumbre experimental. No obstante, no se ha profundizado más en la modelización, debido a que el grado de aproximación obtenido en los ajustes en los rendimientos y los perfiles, es admisible para nuestro propósito de uso de la modelización en este proyecto, en el campo de la protección radiológica.

Los resultados obtenidos en estas simulaciones con ambos códigos se han presentado en forma de póster al congreso internacional de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) celebrado en el 2014.⁷⁷

4.5 SIMULACIÓN DEL CABEZAL CON SUS BLINDAJES ESTRUCTURALES

Una vez ajustada la simulación Monte Carlo de la cabeza de radiación, se incorporan a la misma una aproximación de los blindajes estructurales más relevantes existentes en el cabezal, el maniquí plástico de material RW3 de PTW que simula paciente y el escudo de autoblandaje. Con esta nueva simulación se pretende analizar la atenuación que producen estas estructuras sobre la radiación dispersa generada y los valores de dosis calculados se validan con las medidas de dosis experimentales "in situ" y con las existentes en la bibliografía.

4.5.1 Blindajes estructurales del cabezal

Para diseñar este esquema, se recopilan las características de los materiales, sus densidades y las dimensiones de algunas de las principales estructuras de blindaje existentes en el cabezal del Mobetron y en el escudo del gantry.

Hemos prestado especial atención al análisis de la composición y dimensiones del escudo incorporado en el propio equipo y de las estructuras y los blindajes existentes en la zona de intersección de las dos secciones de aceleración, que en la bibliografía se recoge como una zona de gran producción de radiación dispersa.^{43,46} En lo referente al escudo se ha realizado un análisis pormenorizado de la composición y dimensiones del mismo, incluyendo en la simulación las planchas de plomo existentes en el mismo a partir de los esquemas facilitados por el fabricante. Y respecto a los blindajes estructurales del cabezal, a partir de la información disponible del fabricante y por motivos prácticos de cara a la modelización del Monte Carlo, se ha introducido en la simulación tan sólo una aproximación de los mismos que se detalla en la Fig. 25.

La caja que constituye la parte externa del cabezal, en nuestra modelización se ha supuesto rellena de un material equivalente al de las placas de la circuitería electrónica integrada, cuya densidad ha sido estimada a partir de la de sus componentes.⁷⁸ No obstante, dado que existe gran cantidad de huecos/espacios entre toda la electrónica distribuida en el cabezal, se ha estimado una mezcla de aire al 50%, asignándole una densidad resultante de 1.393 g/cm³. Además, en el interior de la caja, como estructuras de importancia en cuanto a la producción de la radiación de fuga, se han incorporado las secciones de aceleración (supuesto cobre) y las planchas de plomo de 2.0 cm de espesor que las recubren, con el objetivo de reducir la radiación de fuga generada habitualmente desde la guía.

También hemos introducido dentro de la caja como un elemento de autoblindaje relevante, una estructura que se ha diseñado en forma de prisma rectangular y que simula el magnetrón. Esta estructura se ha situado a la derecha de la intersección de las secciones de aceleración (vista frontal) y se ha realizado una estimación grosera de sus dimensiones y densidad, considerándola compuesta de material equivalente a hierro con densidad de 3 g/cm³.

En esta primera aproximación al problema, tan sólo se requiere valorar su posible influencia en la atenuación de la radiación de fuga producida en el cabezal. Una vez analizada su influencia se procedería a nuevas simulaciones con una reproducción más exacta del modelado del cabezal, introduciendo nuevas estructuras solicitando una información más precisa al fabricante.

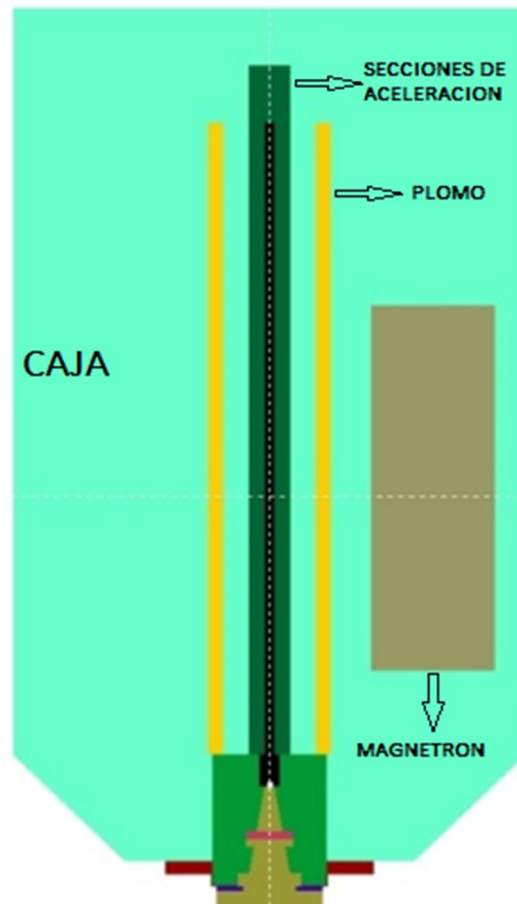


Fig.25. Detalle de los blindajes estructurales del cabezal introducidos en la simulación (no realizado a escala).

Con las dimensiones y densidades de las estructuras que se han introducido en la modelización se ha realizado una estimación del peso resultante del cabezal y se han obtenido valores compatibles con los reales indicados en las especificaciones del equipo.

En definitiva, se trata de analizar si la presencia de diversas estructuras en el cabezal del Mobetron supone un apantallamiento de la radiación de fuga generada en la misma tal como se recoge en la literatura (Krechetov et al., 2010),⁴⁶

donde se describe una asimetría del 20% en la radiación de fuga en los laterales del Mobetron, debido a la atenuación producida por la existencia del magnetron y del transformador de pulsos.

También se ha introducido en nuestra modelización el armario situado en la parte posterior del estativo, para analizar el apantallamiento que produce dicha estructura sobre la radiación dispersa producida en la parte posterior del Mobetron. En este armario existen diferentes componentes del acelerador, siendo el más relevante el sistema de refrigeración por agua. Se ha considerado macizo y formado por material equivalente a hierro con densidad de 3.0 g/cm^3 .

4.5.2 Metodología de la simulación Monte Carlo

A partir de la modelización establecida previamente de la cabeza aceleradora, se ha realizado una nueva simulación con el código Geant4, introduciendo en la modelización todas las estructuras de blindaje mencionadas.

En la figura 26 se muestra una representación tridimensional de la geometría de la modelización del Mobetron con los blindajes estructurales. En ella se aprecia la estructura del Mobetron con el cabezal en posición vertical y de color verde figura el armario situado en la parte posterior del estativo y el escudo.

Se sitúa el Mobetron en la configuración de tratamiento, con el gantry y el cabezal posicionados verticalmente, con el aplicador de extremo plano de 10 cm de diámetro y con tasa máxima de dosis de 1000 MU/min. La dispersión sobre el paciente se simula con el maniquí plástico RW3 de PTW con 15 cm de espesor ya descrito anteriormente. Se supone el extremo plano del aplicador en contacto con el maniquí.

Los valores teóricos estimados serán validados a partir de medidas experimentales con el monitor de radiación Fluke 451P-DE-SI⁵⁶ que dispone de un volumen activo del detector de 230 cm^3 y que podemos aproximar a un cilindro de 2.8 cm radio y 9.35 cm de altura. Se adoptan como celdas de cálculo cubos de 10 cm de lado.

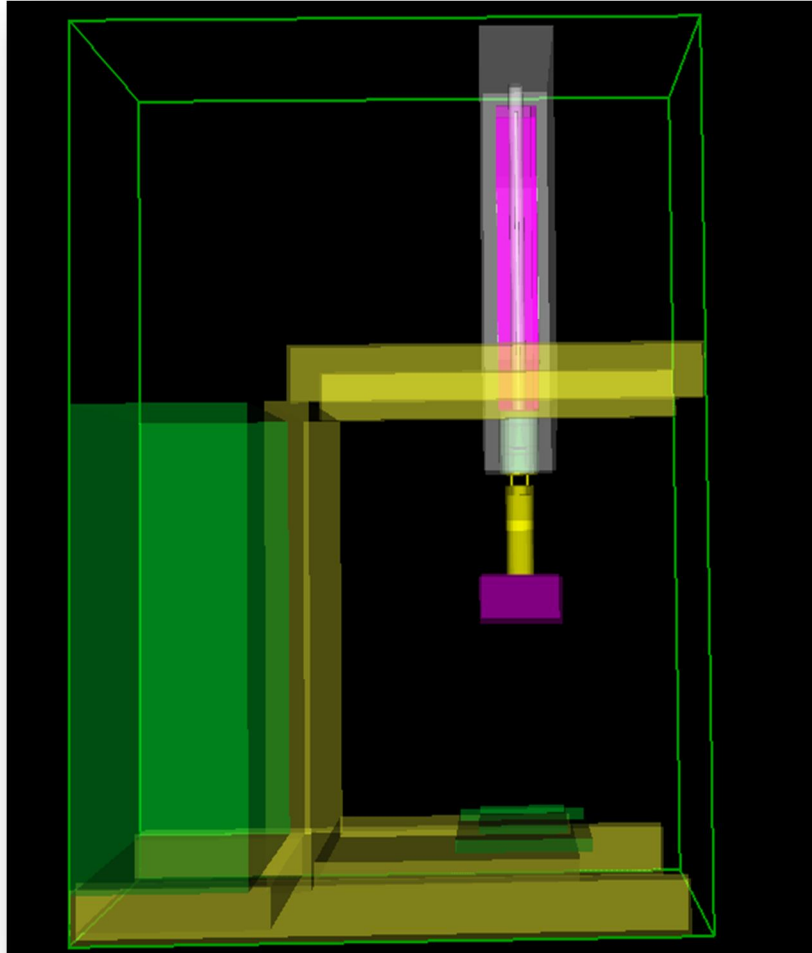


Fig.26. Detalle tridimensional de la geometría de la modelización del Mobetron con los blindajes estructurales (no realizado a escala).

4.5.2.1 Simulación sin barreras estructurales.

En la primera simulación con los blindajes del cabezal incorporados, se calcula la dosis equivalente en puntos alrededor del Mobetron dentro del quirófano, incluyendo fotones y electrones. A esta simulación la denominamos "sin barreras estructurales".

Los puntos de cálculo A, B, C, D y E, son los anteriormente descritos en la Fig.16 en el sistema de coordenadas con referencia sobre el propio Mobetron con el origen (0, 0, 0) en un punto sobre el suelo en el eje del haz de radiación. Al igual que en el método experimental se calcula en cada punto la dosis a tres alturas 80 cm, 130 cm y 180 cm, representativas del plano entrada-paciente, lámina dispersora y unión de las secciones de aceleración, respectivamente.

Los valores de dosis equivalente se calculan en μSv por Gy de dosis absorbida a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm para las energías de 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV.

Para analizar la importancia de las aproximaciones en cuanto a la densidad de los materiales introducidos en el modelado, se han realizado diferentes simulaciones variando las densidades de los materiales que componen la caja que engloba el cabezal (entre 0.5 g/cm^3 y 5.0 g/cm^3), la caja que simula el magnetrón (entre 2.0 g/cm^3 y 8.0 g/cm^3) y el armario de la parte posterior del estativo (entre 1.0 g/cm^3 y 6.0 g/cm^3).

Dado que el monitor de radiación utilizado en las medidas de dosis ha sido diseñado para la medida de radiación beta por encima de 1 MeV, tomamos este valor como la energía de corte nominal para electrones en la simulación. No obstante, se han realizado otras simulaciones Monte Carlo con diferentes energías de corte de los electrones, para cuantificar la importancia de este parámetro en los valores de dosis calculados.

4.5.2.2 Simulación con barreras estructurales.

Con la modelización con los blindajes estructurales del cabezal se ha realizado una nueva simulación calculando el kerma en aire en puntos situados en el exterior del quirófano, tras unas barreras estructurales con materiales y espesores de blindaje tipo.

Las coordenadas de dichos puntos y los blindajes existentes en sus respectivas barreras son los anteriormente descritos en la tabla III.

Dado que estas barreras absorben los electrones dispersos de baja energía, los valores de kerma calculados en esta simulación pueden ser comparados con los medidos en la monitorización de áreas tras las barreras estructurales y con los existentes en la literatura de referencia, que excluyen la componente de electrones

de baja energía de una forma artificial, interponiendo blindajes adicionales entre el Mobetron y el detector utilizado.^{43,46}

De hecho, el objetivo de situar las barreras existentes a la distancia fija de 3 metros del eje del aplicador y no en su posición real, es para facilitar la comparación de los valores de kerma calculados en la simulación, con los numerosos datos existentes en la bibliografía.

Los puntos de medida están detrás de cada pared a la altura de 130 cm, que puede ser una altura habitual de medida en las verificaciones de blindajes. Además hay dos puntos adicionales correspondientes al suelo y techo.

Los valores de kerma en aire se calculan en μSv por Gy de dosis absorbida a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm para las energías de 4, 6, 9 y 12 MeV.

4.5.3 Análisis de las incertidumbres en el Monte Carlo

Además de la incertidumbre estadística asociada al propio método Monte Carlo, que es menor del 5% en los puntos de interés para el estudio, tenemos una incertidumbre sistemática difícil de cuantificar, debida al alto grado de aproximación en la estimación de los blindajes por el desconocimiento exacto de la composición del cabezal y por la necesaria aproximación desde el punto de vista práctico de la introducción de la simulación Monte Carlo de acuerdo a los objetivos que se persiguen. Al no poder simular al detalle todos los componentes existentes, tan sólo se ha intentado hacer una prueba con los más significativos para ver el posible efecto que se produce sobre la atenuación de la radiación dispersa que ha sido observado experimentalmente.⁴⁶ Otro aspecto a considerar es que el Monte Carlo no tiene en cuenta la radiación de fuga en la cabeza de radiación.

Por todo lo anterior, al añadir a la incertidumbre estadística la incertidumbre sistemática asociada, estimamos una incertidumbre global del Monte Carlo del 20% a imagen y semejanza de la incertidumbre de nuestras medidas experimentales.

4.5.4 Resultados de la simulación Monte Carlo

A continuación se detallan los resultados obtenidos con las simulaciones realizadas con el código Geant4 de la modelización de la cabeza aceleradora del Mobetron incluyendo los blindajes estructurales más relevantes.

4.5.4.1 Simulación sin barreras estructurales.

En la tabla VIII se muestran los valores de dosis equivalente calculada en los puntos descritos alrededor del Mobetron (Fig.16) expresados en unidades de μSv por Gy de dosis absorbida en el d_{max} para cada energía. Se compararán en el punto 5.1 de la discusión los resultados teóricos obtenidos con las medidas experimentales.

Tabla VIII. Dosis equivalente calculada en los puntos discretos alrededor del Mobetron.

Punto	Z (cm)	Dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)		
		6 MeV	9 MeV	12 MeV
A	80	67 \pm 13	99 \pm 20	96 \pm 19
	130	43 \pm 9	51 \pm 10	42 \pm 8
	180	12 \pm 3	11.8 \pm 2.4	12 \pm 2
B	80	32 \pm 6	44 \pm 9	44 \pm 9
	130	24 \pm 5	29 \pm 6	24 \pm 5
	180	9.4 \pm 1.9	11.9 \pm 2.4	9.6 \pm 1.9
C	80	43 \pm 9	60 \pm 12	62 \pm 12
	130	31 \pm 6	38 \pm 8	30 \pm 6
	180	8.8 \pm 1.8	8.4 \pm 1.7	9.5 \pm 1.9
D	80	32 \pm 6	44 \pm 9	44 \pm 9
	130	24 \pm 5	27 \pm 6	25 \pm 5
	180	9.2 \pm 1.8	9.9 \pm 2.0	8.9 \pm 1.8
E	80	0.16 \pm 0.03	0.50 \pm 0.10	0.22 \pm 0.04
	130	0.19 \pm 0.04	0.11 \pm 0.02	0.42 \pm 0.08
	180	1.20 \pm 0.24	1.4 \pm 0.4	1.4 \pm 0.3

En la tabla IX se muestran los valores de dosis equivalente calculada en diferentes simulaciones variando las densidades de los materiales que componen

la caja que engloba el cabezal, la caja que simula el magnetrón y el armario de la parte posterior del estativo. Sus densidades nominales en la modelización son 1.393 g/cm³, 3.0 g/cm³ y 3.0 g/cm³ respectivamente.

Tabla IX. Dosis equivalente calculada para 12 MeV en función de las densidades de las estructuras.

Estructura	Densidad (g/cm ³)	Altura (cm)	Dosis (μSv/Gy)				
			A	B	C	D	E
Caja Cabezal	0.5	80	97±19	44±9	63±13	44±9	0.24±0.05
		130	43±9	26±5	30±6	25±5	0.24±0.05
		180	12.3±2.4	10±2	8.4±1.6	9.2±1.8	1.24±0.25
Caja Cabezal	5.0	80	97±19	44±9	63±13	44±9	0.19±0.04
		130	42±9	26±5	31±6	25±5	0.21±0.05
		180	11.9±2.4	9.2±1.8	8.4±1.6	8.4±1.6	1.20±0.24
Magnetron	2.0	80	95±19	44±9	62±13	43±9	0.26±0.05
		130	42±9	25±5	31±6	24±5	0.31±0.06
		180	12.1±2.4	9.6±1.9	8.2±1.6	9.4±1.8	1.17±0.23
Magnetron	8.0	80	97±19	45±9	62±13	44±9	0.17±0.03
		130	42±9	26±5	30±6	24±5	0.24±0.05
		180	12.2±2.4	9.7±1.9	8.2±1.6	9.0±1.8	0.93±0.19
Armario Estativo	1.0	80	97±19	44±9	62±13	44±9	0.23±0.05
		130	42±9	25±5	30±6	24±5	0.28±0.06
		180	12.4±2.5	10±2	8.3±1.6	9.2±1.8	1.05±0.21
Armario Estativo	6.0	80	96±19	44±9	62±13	44±9	0.21±0.05
		130	41±9	25±5	31±6	24±5	0.26±0.06
		180	12.4±2.5	9.4±1.9	8.0±1.6	9.1±1.8	0.97±0.19

En cada simulación que se realiza variando las densidades de una de las tres estructuras, se mantienen las densidades del resto con los valores de densidad nominales introducidos en la modelización.

Las variaciones observadas en los valores de dosis calculados en virtud de los cambios de las densidades de las estructuras están dentro de las incertidumbres del cálculo.

En la tabla X se muestran los valores de dosis equivalente calculada en diferentes simulaciones variando las energías de corte para los electrones.

Tabla X. Dosis equivalente calculada para 12 MeV en función de la energía de corte para electrones.

Energía de Corte	Altura (cm)	Dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)				
		A	B	C	D	E
25 keV	80	136 \pm 27	64 \pm 13	93 \pm 19	65 \pm 13	1.7 \pm 0.3
	130	94 \pm 19	48 \pm 10	68 \pm 14	47 \pm 9	2.2 \pm 0.4
	180	31 \pm 6	22 \pm 4	22 \pm 4	20 \pm 4	4.3 \pm 0.9
1 MeV	80	96 \pm 19	44 \pm 9	62 \pm 13	44 \pm 9	0.22 \pm 0.05
	130	42 \pm 8	24 \pm 5	30 \pm 6	25 \pm 5	0.42 \pm 0.08
	180	12.0 \pm 2.4	9.6 \pm 1.9	9.5 \pm 1.9	8.9 \pm 1.8	1.4 \pm 0.3
2 MeV	80	79 \pm 16	36 \pm 7	51 \pm 10	36 \pm 7	0.040 \pm 0.010
	130	30 \pm 6	18 \pm 4	21 \pm 4	18 \pm 4	0.11 \pm 0.02
	180	7.9 \pm 1.6	6.6 \pm 1.3	5.14 \pm 1.02	6.5 \pm 1.3	0.46 \pm 0.09
4 MeV	80	45 \pm 9	20 \pm 4	30 \pm 6	19 \pm 4	0.000 \pm 0.010
	130	11.6 \pm 2.3	7.8 \pm 1.6	8.6 \pm 1.7	7.7 \pm 1.5	0.000 \pm 0.010
	180	2.5 \pm 0.5	2.7 \pm 0.5	1.8 \pm 0.4	2.5 \pm 0.5	0.10 \pm 0.02

Los valores de dosis equivalente calculada en los puntos descritos alrededor del Mobetron están expresados en unidades de μSv por Gy de dosis absorbida en el d_{max} para la energía de 12 MeV.

Tal como se aprecia en la tabla, se registran grandes variaciones en los valores de dosis calculados en función de la energía de corte de electrones. Para la energía de corte de 25 KeV, en la mayoría de los puntos y alturas se registran valores de dosis superiores en más del 100% respecto a los obtenidos con la energía nominal de corte de 1 MeV. De igual modo, los valores de dosis

calculados con la energía de corte de 4 MeV, se reducen entre el 52% y el 81% respecto a los calculados con la energía de corte nominal de 1 MeV. Estas variaciones nos indican la gran dependencia del valor de dosis calculado con respecto a la energía con la que alcancen el detector los electrones dispersos.

4.5.4.2 Simulación con barreras estructurales.

Según se recomienda en la bibliografía^{37,43,46} se ha realizado una simulación almacenando tan sólo el kerma en aire de los fotones tras las barreras estructurales y la compararemos con las medidas existentes en la bibliografía que eliminan los electrones secundarios mediante blindajes interpuestos entre el Mobetron y el detector.

En la tabla XI se detallan el kerma en aire en los puntos de cálculo tras cada barrera, expresado en unidades de μSv por Gy de dosis absorbida en el d_{max} para el aplicador de 10 cm para todas las energías. También se obtiene un valor promedio considerando igual contribución de todas las energías, para su comparación con los datos existentes en la bibliografía que utilizan estos valores promedio.

Tabla XI. Kerma en aire calculado para el aplicador de 10 cm y para cada energía.

Puntos	Kerma en aire ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)				Energía Promedio
	4 MeV	6 MeV	9 MeV	12 MeV	
Control	0.13±0.03	0.22±0.04	0.29±0.06	0.27±0.05	0.23±0.05
Esterilizac.	0.16±0.03	0.24±0.05	0.31±0.06	0.28±0.06	0.25±0.05
Pasillo	0.14±0.03	0.23±0.05	0.30±0.06	0.27±0.05	0.23±0.05
Quirófano	0.020±0.004	0.023±0.005	0.030±0.006	0.027±0.006	0.025±0.005
Techo	0.0033±0.0007	0.0057±0.0011	0.008±0.002	0.007±0.002	0.0059±0.0012
Suelo	0.14±0.03	0.44±0.09	0.81±0.16	0.94±0.19	0.58±0.12

La comparación de los valores calculados con los medidos en la bibliografía y con los datos experimentales "in situ" se detallará en el apartado 5.1 de la discusión.

Todos los valores de dosis y kerma obtenidos en la simulación se representan en planos XY, YZ y XZ y se incluyen para las cuatro energías en el Anexo.

A partir de estos valores, conocidas las barreras existentes en un quirófano y sus dimensiones, un futuro usuario podrá calcular la carga de trabajo máxima permitida para que no se superen los límites de dosis en cada una de las barreras de su quirófano particular, de forma previa a la instalación del equipo.

Se comparan en el apartado 5.3 de la discusión los valores estimados de carga de trabajo máxima para nuestro quirófano concreto con los valores estimados en la fase de aceptación del equipo y con los propuestos en la literatura.

5. DISCUSIÓN

A lo largo de este proyecto se ha conseguido realizar una modelización de la cabeza de radiación del Mobetron con dos códigos Monte Carlo diferentes, Penelope2008 y Geant4. El hecho de realizar la modelización con dos códigos de forma independiente refuerza la validez del estudio teórico. Sin embargo, la modelización de los aceleradores habitualmente requiere un conocimiento profundo de la geometría de la máquina, sus constituyentes y materiales, que no siempre es accesible al usuario final. Por parte del fabricante se nos ha proporcionado tan sólo una información básica general para modelar el acelerador y además existe una variabilidad importante entre máquinas, más acusada en este tipo de aceleradores de fabricación más artesana y menos estandarizada, que provoca que sea necesaria una modelización para cada acelerador instalado de forma individual. Por tanto, a pesar de que con la modelización se ha conseguido un buen ajuste entre los datos experimentales y los calculados, queda implícita en los cálculos realizados en las diversas simulaciones, una incertidumbre debida al desconocimiento de la estructura exacta del cabezal del acelerador.

Una vez realizada la optimización del ajuste de la modelización, se han incorporado a la misma los blindajes estructurales más relevantes del equipo, con el objetivo de analizar la atenuación que producen estos componentes sobre la radiación dispersa generada. Respecto a estos blindajes, tan sólo se han introducido en la modelización unas estructuras aproximadas, por lo que añadimos otro factor de incertidumbre en la simulación asociado a las imprecisiones en la geometría, la densidad y la posición de los blindajes principales considerados. Con esta nueva modelización, se han realizado diversas simulaciones Monte Carlo con el código Geant4 en diferentes condiciones experimentales.

5.1 COMPARACIÓN ENTRE LOS CÁLCULOS MONTE CARLO Y LAS MEDIDAS EXPERIMENTALES

Se ha realizado una comparación de los valores de kerma/dosis calculados mediante la simulación Monte Carlo con los valores experimentales obtenidos en la propia instalación o a través de la bibliografía, en dos escenarios diferentes sin y con barreras estructurales.

5.1.1 Simulación sin barreras estructurales.

El primer escenario se refiere a puntos discretos dentro del quirófano alrededor del Mobetron. Para su verificación, los valores de dosis equivalente calculada en estos puntos (tabla IX) mediante simulación Monte Carlo, se comparan con las medidas de dosis equivalente (tabla IV). Estas medidas se realizan en los mismos puntos discretos, para las energías de 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV e incluyen las componentes de fotones y electrones.

En principio, los resultados teóricos obtenidos siendo superiores a los experimentales nos sugerían una ligera infravaloración del autoblindaje supuesto. Como excepción estaría el punto C, que es el que estaría mayormente afectado por la presencia del magnetrón en esa parte del cabezal, en el que los valores teóricos son muy inferiores a los del punto A y que podrían sugerir una sobreatenuación del blindaje propuesto.

Con estos resultados y siendo conscientes de la aproximación realizada en la definición de las estructuras de blindaje incorporadas a la modelización, se valoró la posibilidad de realizar una modificación de los blindajes inicialmente supuestos con el fin de conseguir un mejor ajuste entre los valores teóricos obtenidos y los calculados.

Para analizar el grado de influencia que producen las aproximaciones en la composición de los blindajes introducidas en la modelización, se han realizado varias simulaciones modificando las densidades de los materiales de los blindajes de la cabeza introducidos en la simulación. Sin embargo, los resultados (tabla X) reflejan que no existen variaciones significativas en los valores de dosis aunque realicemos grandes variaciones en las densidades de los principales materiales de blindaje introducidos en la modelización.

Estos resultados son coherentes con el hecho de que las simulaciones Monte Carlo no tienen en cuenta la radiación de fuga que se produce en la intersección de las secciones de aceleración. De hecho en la simulación Monte Carlo no se considera ningún tipo de interacción antes de la segunda lámina dispersora, dado que los electrones en la cavidad aceleradora se desplazan en el vacío y no se ha simulado la presencia de los campos electromagnéticos y las cavidades aceleradoras en el Monte Carlo. Por tanto como los blindajes introducidos en la modelización están fundamentalmente en la parte alta del cabezal, las aproximaciones sobre sus componentes, dimensiones y geometría no son relevantes y no podemos atribuir a este hecho las diferencias observadas entre los valores de dosis calculados y los medidos. Además, no podemos corregir estas diferencias ajustando las densidades de los materiales supuestos de los blindajes.

Creemos que la razón más probable que justifica las discrepancias observadas entre los valores de dosis calculados y medidos, es la importancia de la componente de electrones de baja energía en la radiación dispersa que aporta mucha incertidumbre a la medida experimental. De hecho en nuestra simulación, la contribución de los electrones a la radiación dispersa es mucho mayor que la de los fotones, lo cual supone un problema desde el punto de vista experimental. En la Fig. 27 se representan dos planos XZ ($Y = 0$) para la energía de 4 MeV. Uno con los valores calculados de dosis debida a fotones y electrones y otro sólo con los valores de kerma debido a fotones. Por comparación entre ambos se puede apreciar que en muchos puntos la dosis debida a electrones es del orden de 20 veces superior a la de los fotones.

Ya indicamos en el apartado 3.2.1 correspondiente a la metodología de medida, que las medidas experimentales con los monitores de radiación habitualmente calibrados para rayos gamma y X en un rango de energías del Cs-137 llevan aparejada una incertidumbre adicional asociada al factor de calibración del detector difícil de cuantificar cuando se utilizan para la realización de medidas de dosis con radiación fundamentalmente de electrones.

Por otro lado, el hecho de predominar los electrones secundarios en la radiación nos obliga a plantearnos la importancia de la dependencia de las medidas con la energía de los electrones que alcancen el detector.

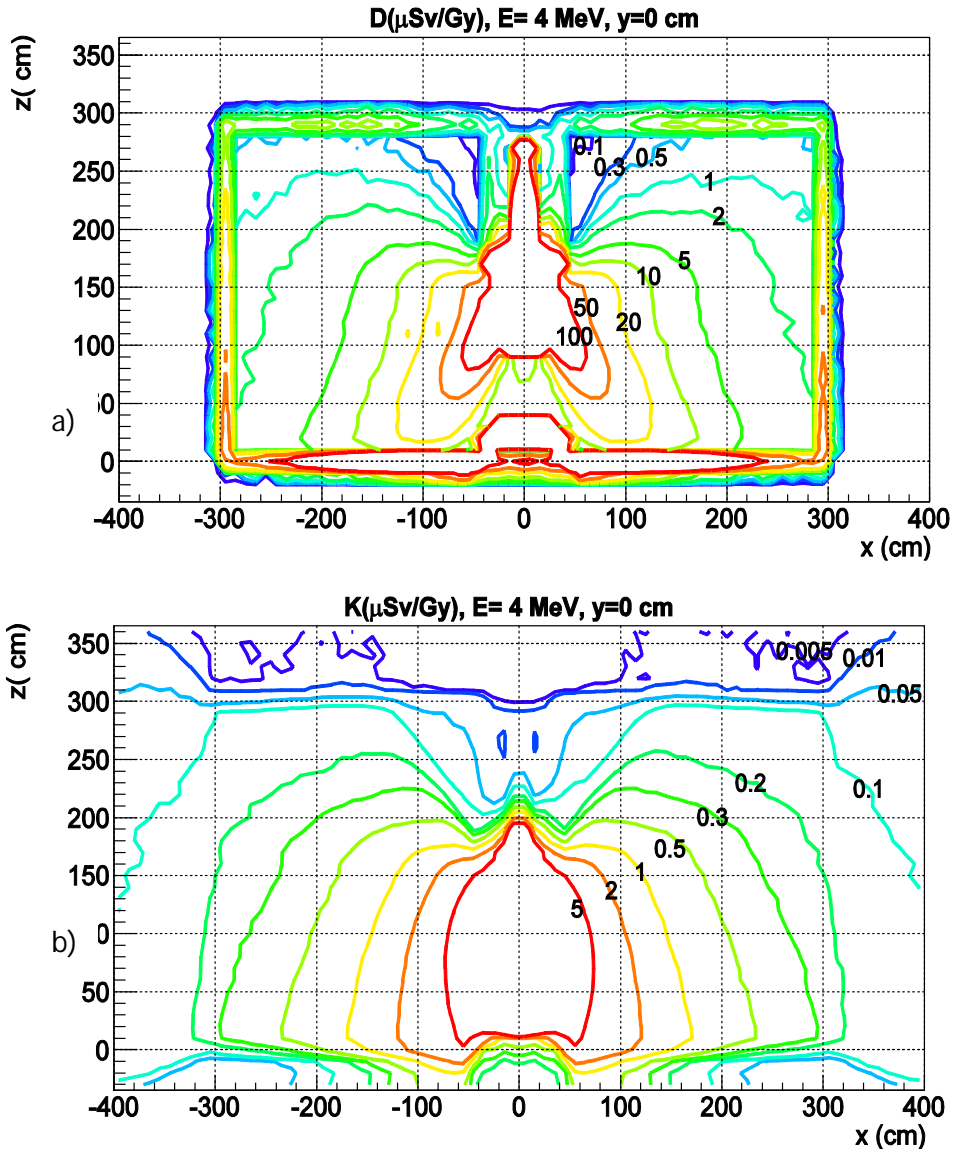


Fig.27. Comparación de planos XZ (Y=0) para la energía de 4 MeV. (a) Plano de dosis debida a fotones y electrones. (b) Plano de kerma debido sólo a fotones.

Por ello se han realizado varias simulaciones Monte Carlo con diferentes energías de corte de los electrones, para verificar el grado de dependencia de los valores de dosis con esta variable.

En la tabla XI se muestran los valores de dosis equivalente calculada en diferentes simulaciones variando las energías de corte para los electrones. En ellos se observan grandes variaciones en los valores de dosis calculados en función de la energía de corte de electrones, lo que implica una gran influencia de este parámetro sobre los valores calculados de dosis, dependiendo de la energía con la que alcancen el detector los electrones dispersados y generando una incertidumbre experimental, que aconsejaría de igual modo, eliminar la componente de electrones en estas medidas.

La comparación de los resultados obtenidos sin barreras estructurales se ha presentado en forma de póster al congreso internacional GMEPE/PAHCE de Ingeniería Física celebrado en Madrid el 2016.⁷⁹

5.1.2 Simulación con barreras estructurales.

Las discrepancias detectadas entre las dosis medidas frente a las calculadas en la simulación sin barreras, junto a las recomendaciones de varios autores sobre la conveniencia de eliminar la componente de electrones secundarios de baja energía en las medidas experimentales,^{37,43,46} nos animaron a realizar otra simulación con la misma modelización, pero esta vez con los puntos de cálculo situados tras las barreras estructurales existentes en el quirófano. De este modo la contribución de los electrones secundarios se eliminará mediante su atenuación en las citadas barreras.

En primer lugar los valores calculados se comparan con las medidas experimentales realizadas en la verificación de blindajes en nuestro hospital, durante la fase de legalización de la instalación.

En la tabla XI se detallan los valores de kerma en aire calculados en la simulación Monte Carlo en los puntos de cálculo tras cada barrera y en la tabla V se muestran los valores de dosis equivalente medidos en la verificación de blindajes de la instalación. Dado que la simulación Monte Carlo se ha realizado colocando las barreras a una distancia fija de 3 metros, habitual en este tipo de escenarios, es necesario para realizar su comparación extrapolar con la ley inversa al cuadrado de la distancia ambos conjuntos de valores a la misma distancia. Los valores calculados y medidos para la energía de 12 MeV y a 3 m de distancia en cada barrera, mediante ambos métodos se presentan en la tabla XII.

Tabla XII. Kerma en aire calculado por Monte Carlo y dosis equivalente medida.

Barrera	Calculado ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	Medido ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)
Control	0.33 ± 0.06	0.67 ± 0.13
Esterilización	0.34 ± 0.07	0.27 ± 0.04
Pasillo	0.33 ± 0.06	0.43 ± 0.08
Quirófano	0.033 ± 0.006	0.28 ± 0.06
Techo	0.0020 ± 0.0004	0.013 ± 0.003
Suelo	0.38 ± 0.08	0.031 ± 0.006

Los puntos de referencia son los de las barreras indicadas en el plano del quirófano de nuestro hospital, en la Fig.12. A la hora de comparar ambos resultados debemos de tener en cuenta los siguientes aspectos:

1°. Las medidas de verificación de blindajes realizadas tras cada barrera han sido siempre las más desfavorables, en lugar de ceñirse a la posición estricta de las coordenadas marcadas en la simulación. De modo que por ejemplo, en la barrera quirófano la medida no se ha realizado en la posición calculada en la simulación Monte Carlo tras el armario posterior del estativo sino en una posición oblicuada en dicha barrera que no está apantallada por el propio Mobetron. De ahí que la medida sea mucho mayor que el valor calculado y similar a la obtenida en la pared contraria que hemos denominado "esterilización".

2°. En la medida en la barrera "control" el valor medido es mayor que el calculado debido a que la medida se realizó en el punto más desfavorable en dicha barrera en la ventana de vigilancia existente en la puerta de acceso al quirófano.

3°. La simulación en techo y suelo considera un blindaje habitual en este tipo de construcciones hospitalarias de 12 cm de hormigón. Sin embargo, en nuestra instalación en la planta inferior, debido a la presencia de los depósitos de residuos líquidos de las habitaciones de terapia metabólica de la unidad de

medicina nuclear, existe un blindaje adicional de 40 cm de hormigón, que explica el resultado tan bajo de la medida de dosis.

4°. Además, otro aspecto que debemos considerar es la influencia del medio dispersor. Para la realización de la simulación Monte Carlo se ha introducido en la modelización como material dispersor simulando paciente el maniquí de 15 x 30 x 30 cm de láminas de plástico RW3 de PTW ya descrito. En cambio, en las medidas de verificación de blindajes en quirófano se ha utilizado el maniquí del kit de control de calidad del Mobetron el cual lleva incorporado en el extremo del aplicador de aluminio de 10 cm de diámetro que se sujeta al cabezal, una base de plástico de 13.5 cm de diámetro y 8.5 cm de largo. Esta base nos permite simular la dispersión sobre paciente sin tener que recurrir a un dispositivo experimental complejo. Por tanto la diferencia entre ambos medios dispersores es sustancial.

Sin embargo, debemos de tener en cuenta de nuevo, que dada la relevancia de la componente de electrones existente, la importancia de la radiación dispersa generada dependerá fuertemente del tipo de medio sobre el que incide el haz, el cual va a ser determinante. Por tanto, como en nuestro caso se han utilizado maniquíes diferentes en la simulación y en las medidas experimentales, tendremos otro motivo de discrepancia adicional entre los valores calculados en la simulación Monte Carlo y los valores experimentales.

Dado que la utilización de uno u otro medio dispersor no es indiferente, a pesar de la utilidad del maniquí de control de calidad para la realización de las medidas experimentales, será más conveniente, con criterio conservador, utilizar en este tipo de verificaciones el maniquí más grande que incremente la radiación dispersa, al igual que usaremos la máxima energía de 12 MeV y el aplicador de 10 cm de diámetro mayor.

En la figura 28 se incluyen fotos de ambos medios dispersores.

5°. En general los datos calculados son compatibles con las medidas realizadas en la verificación de blindajes, teniendo en cuenta la incertidumbre experimental que hemos analizado y las peculiaridades que hemos comentado.

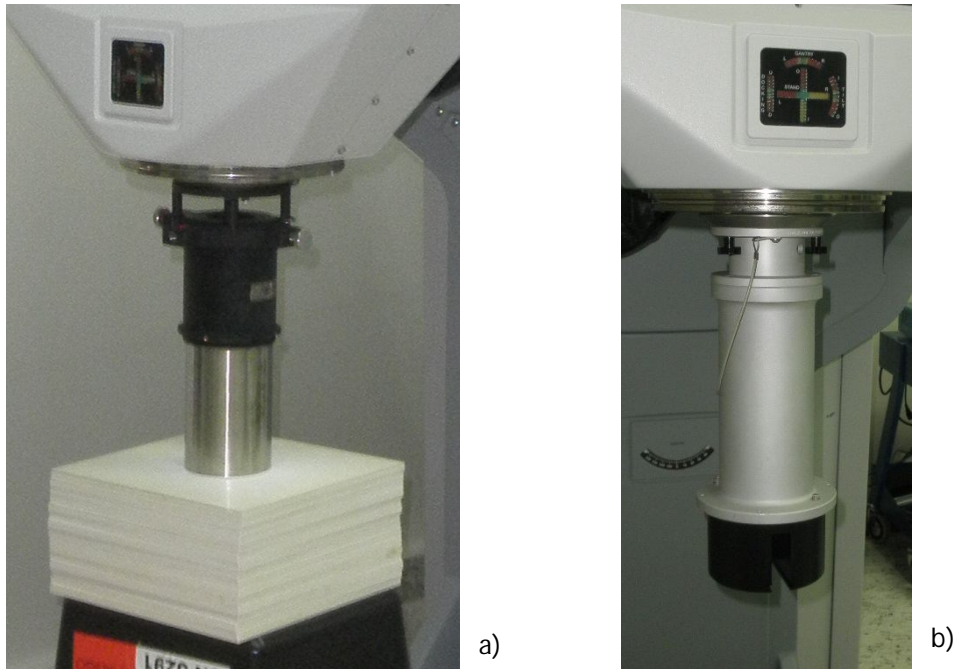


Fig.28. Maniqués utilizados en las medidas experimentales y en la simulación con el Mobetron. (a) Maniqué RW3. (b) Maniqué del kit de control de calidad del Mobetron.

En segundo lugar, los valores calculados se comparan con los valores recogidos en la literatura de referencia (Daves y Mills, 2001 y Krechetov et al., 2006), que excluyen dicha componente mediante la colocación de blindajes adicionales entre el Mobetron y el detector utilizado.

En la tabla XIII se detallan los valores de kerma en aire para una energía promedio calculados en la simulación Monte Carlo en los puntos de cálculo tras cada barrera y los valores de dosis equivalente experimentalmente recogidos en la literatura,^{43,46} extrapolados todos con la ley inverso al cuadrado de la distancia a la misma distancia de 3 m.

Tabla XIII. Kerma en aire calculado por Monte Carlo y dosis equivalente medida en la literatura.

Barrera	Monte Carlo ($\mu\text{Sv/Gy}$)	Daves ($\mu\text{Sv/Gy}$)	Krechetov ($\mu\text{Sv/Gy}$)
Control	0.28 ± 0.06	0.31 ± 0.06	0.36 ± 0.07
Esterilización	0.30 ± 0.06	0.58 ± 0.12	0.45 ± 0.09
Pasillo	0.28 ± 0.06	0.31 ± 0.06	0.42 ± 0.08
Quirófano	0.030 ± 0.006	0.22 ± 0.04	0.22 ± 0.04
Techo	0.0019 ± 0.0004	0.09 ± 0.02	0.14 ± 0.03
Suelo	0.23 ± 0.05	0.18 ± 0.04	0.14 ± 0.03

En la figura 29 se representan mediante un gráfico comparativo dichos resultados.

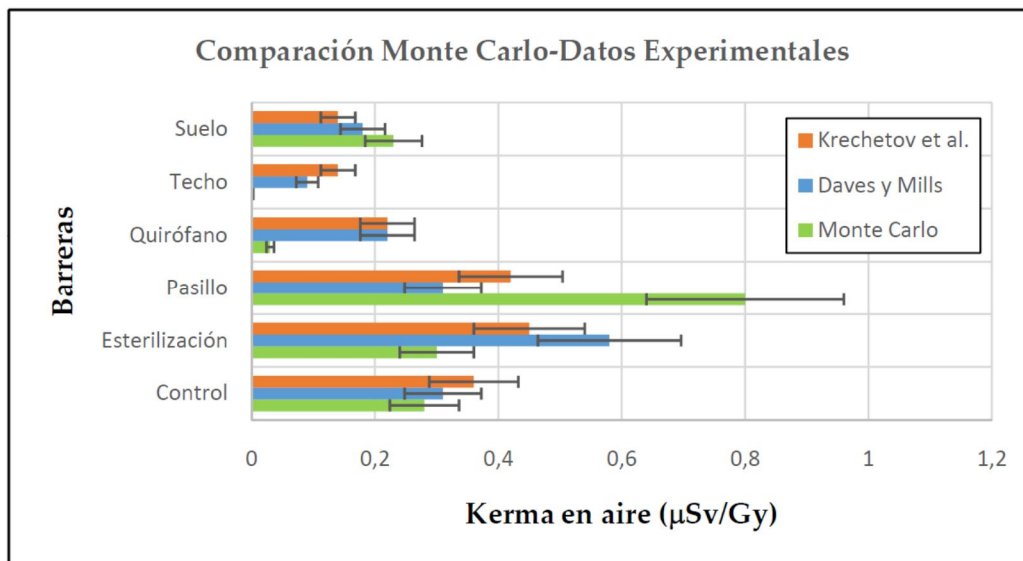


Fig.29. Gráfico comparativo del kerma calculado por simulación Monte Carlo en cada barrera estructural del quirófano con los datos experimentales recogidos en la literatura de referencia.

Para el análisis de la comparación entre los valores calculados en la simulación Monte Carlo y los experimentales recogidos en la bibliografía debemos tener en cuenta los siguientes aspectos:

1°. Como ya hemos indicado anteriormente, para la realización de la simulación Monte Carlo se ha utilizado como material dispersor el maniquí de 15 x 30 x 30 cm de RW3 y sin embargo en las medidas experimentales recogidas en la bibliografía se ha utilizado el maniquí del kit de control de calidad del Mobetron mucho más pequeño y que permite simular la dispersión sobre paciente de una forma más cómoda sin tener que recurrir a un dispositivo experimental complejo. Por tanto, dada la relevancia de la componente de electrones secundarios existente, el uso de diferentes maniqués podría suponer motivo de discrepancia entre los valores calculados en la simulación Monte Carlo y los valores experimentales.

2°. En los valores calculados en los puntos control y esterilización no existe ningún tipo de asimetría, lo cual es consistente con el hecho de que al no simular en el Monte Carlo los campos electromagnéticos en la sección aceleradora la contribución de la radiación de fuga en esta parte de la cabeza de radiación es ínfima. Por ello, los valores de kerma calculados no se verán afectados por la atenuación de los blindajes existentes en la parte alta del cabezal, concretamente el magnetrón, cuya atenuación si resulta apreciable en los resultados experimentales recogidos en Krechetov et al. Si bien es cierto que en los valores extraídos del trabajo de Daves y Mills, tampoco se aprecia, quizás debido a un cambio en el diseño del equipo mencionado en la literatura.⁴⁶ En la figura 30 se representa un plano XZ ($Y=0$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV. Si revisamos dicho plano, no se observa ninguna asimetría en los valores de dosis en el eje X debida a la presencia del magnetrón y el transformador de pulsos.

3°. En el punto del quirófano, tanto los valores calculados en la simulación como los obtenidos en la bibliografía se ven afectados por la atenuación causada por el armario situado en la parte posterior del estativo. Sin embargo, los valores calculados en la simulación son mucho menores, lo cual nos sugiere una sobreatenuación de dicho componente, que podría requerir de un ajuste de la densidad del material considerado en su composición. De hecho en la

aproximación introducida en la modelización, se ha considerado macizo y con densidad 3 g/cm^3 , sin tener en cuenta los huecos entre los diferentes componentes del armario.

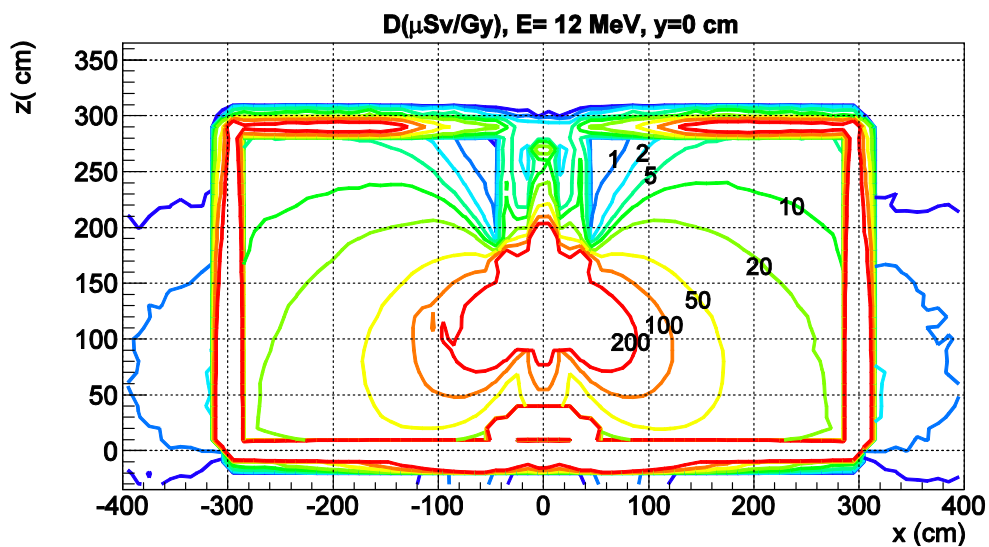


Fig.30. Plano XZ ($Y = 0$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV.

4°. Todas las medidas de la literatura tienen tan sólo un blindaje suficiente para la atenuación de los electrones dispersos, que en el caso de Daves y Mills es de 3.2 cm de pladur y en el caso de Krechetov et al., es de 6 cm de yeso. Por tanto, en los puntos de techo y suelo de la literatura no se ha valorado ningún tipo de blindaje adicional de hormigón, por otro lado habitual en este tipo de barreras. Por ello los valores calculados para estos puntos en la simulación, que si cuentan con 12 cm de hormigón son mucho más bajos que los de la literatura.

5°. En general los datos calculados son compatibles con los existentes en la literatura, teniendo en cuenta las peculiaridades en la metodología experimental que hemos analizado.

5.2 DOSIS DEBIDA A NEUTRONES

Aprovechando la utilización del código Geant4 que contempla neutrones, inicialmente se pensó en analizar también de forma teórica la componente de neutrones generada para los haces de electrones de 12 MeV producidos por el Mobetron. Sin embargo, en las primeras simulaciones realizadas los valores de dosis obtenidos eran muy bajos. De hecho para 340×10^6 electrones primarios generados (2-3 días de simulación) solamente se producían unos 300 neutrones de los que como mucho 5-6 acababan en los puntos de medida. Por tanto aunque aumentásemos enormemente el tiempo de simulación, los valores de dosis calculados serían muy pequeños y difícilmente verificables experimentalmente. Además, los valores de dosis equivalente debida a neutrones en puntos cercanos al Mobetron obtenidos experimentalmente y que se detallan en la tabla VI, confirman estos cálculos teóricos, de modo que las dosis obtenidas, son muy bajas y compatibles con los valores recogidos en la literatura.

En definitiva, valores de dosis equivalente del orden de $0.10 \mu\text{Sv/Gy}$ obtenidos a 1 m del aplicador, indican la poca relevancia de esta componente desde el punto de vista de la protección radiológica en el Mobetron.

5.3 CÁLCULO DE LA CARGA DE TRABAJO MÁXIMA SEGÚN LOS CÁLCULOS MONTE CARLO.

A partir de los valores de kerma de dosis en aire calculados con la simulación y teniendo en cuenta los blindajes estructurales existentes en cada instalación, se podría calcular la carga de trabajo máxima de modo que no se superen los límites de dosis para los trabajadores en las zonas adyacentes al quirófano, lo que permitirá evaluar a priori al futuro usuario, la idoneidad de sus instalaciones antes de la puesta en marcha del equipo.

Como criterio conservador más desfavorable la estimación de carga de trabajo máxima se debería realizar con los datos de kerma calculados para la máxima energía de 12 MeV y el máximo tamaño de aplicador de 10 cm de diámetro.

Para su cálculo se ha estimado que el personal que puede acceder a esas áreas contiguas es no profesionalmente expuesto y por tanto el límite de dosis que

no debemos de superar en estas dependencias es el del público de 1 mSv/año. Suponemos el factor de ocupación 1 y los blindajes típicos utilizados en la simulación. Teniendo en cuenta todos estos supuestos, se ha calculado la carga de trabajo máxima permitida para las barreras consideradas en nuestra simulación que son las típicas de un área quirúrgica normal. Los datos vienen detallados en la tabla XIV.

Tabla XIV. Kerma en aire calculado por Monte Carlo y carga máxima de trabajo.

Barrera	Kerma ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)	Carga de Trabajo Máxima		
		Gy/año	Pacientes al año	Pacientes a la semana
Control	0.33 \pm 0.06	3571	143	3
Esterilización	0.34 \pm 0.07	3333	133	3
Pasillo	0.33 \pm 0.06	3571	143	3
Quirófano	0.033 \pm 0.006	33333	1333	27
Techo	0.0020 \pm 0.0004	526316	21053	421
Suelo	0.38 \pm 0.08	4348	174	3

Con los supuestos considerados la carga de trabajo máxima en la barrera más desfavorable es de 3 pacientes/semana considerando 25 Gy/paciente (incluyendo la irradiación debida al control de calidad y el calentamiento del equipo), lo cual es coincidente con nuestra carga de trabajo máxima establecida en el estudio de seguridad elaborado durante la fase de instalación del equipo para la legalización de la instalación y coincidente también con las estimaciones de carga de trabajo mencionadas en la literatura.^{43,46}

5.4 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN BASADAS EN ESTE PROYECTO.

Al nivel de desarrollo del proyecto en que nos encontramos, se nos plantean una serie de futuras líneas de investigación pendientes de realización:

1°. Analizar de forma más detallada la dependencia de los mapas de dosis obtenidos con el medio dispersor utilizado. Dada la comodidad del maniquí del

kit de control de calidad para la realización de las medidas de dosis área, sería interesante evaluar hasta que punto dado su tamaño reducido, su utilización podría suponer una infravaloración de la radiación dispersa producida frente a la generada en su utilización normal con pacientes. Verificada su influencia, los datos teóricos obtenidos mediante la simulación Monte Carlo supondrán una herramienta adicional para tener en cuenta ese infravaloración, permitiendo estimar un factor corrector a los valores medidos con el citado maniquí.

2°. Se ha constatado en este proyecto que los electrones secundarios de baja energía no son relevantes de cara a la estimación de blindajes o cargas máximas ya que son atenuados en las barreras estructurales habituales de cualquier quirófano, sin embargo su aportación a la dosis puede ser relevante a nivel paciente, dependiendo de la localización del tratamiento. Por lo que un futuro desarrollo del proyecto es el análisis de las dosis periféricas recibidas por el paciente, mediante un estudio teórico con un maniquí paciente tipo, en función de la localización del tratamiento. Esto podría constituir un método de cálculo de dosis fuera de haz de interés y poco estudiado en este tipo de equipos.

3°. Dado que la instalación de aceleradores móviles para radioterapia intraoperatoria va aumentando progresivamente, existe una línea potencial de investigación complementaria a esta parte del proyecto que sería la realización de este estudio teórico de estimación de la dosis de radiación dispersa para otros modelos de aceleradores de características similares.

6. CONCLUSIONES

Las conclusiones que se derivan de este proyecto son las siguientes:

1°. Se ha demostrado la viabilidad de la modelización por Monte Carlo de la cabeza de radiación del Mobetron para obtener la distribución de la radiación dispersa producida alrededor del equipo. Así mismo, la simulación realizada constituye el primer estudio teórico utilizando técnicas de simulación Monte Carlo del Mobetron en el campo de la protección radiológica.

2°. Dado que en la simulación Monte Carlo no se contemplan ni los campos electromagnéticos ni las características concretas de la guía aceleradora y que por tanto la radiación de fuga en esa zona no es significativa, creemos que no es necesario incorporar en la modelización las estructuras de blindaje existentes en el cabezal ya que su influencia en la simulación en estas condiciones es irrelevante. Se cree más útil el modelar con la mayor exactitud posible las principales fuentes de dispersión que más contribuyen en las distribuciones de dosis obtenidas que son el sistema de colimación, el aplicador y el paciente.

3°. Los valores de dosis por neutrones estimados en nuestras primeras simulaciones Monte Carlo y los obtenidos experimentalmente, nos indican que no es necesario adoptar ninguna medida de protección radiológica adicional para este tipo de radiación en el Mobetron. Tan sólo se encuentran valores de dosis apreciables hasta 1 m del cabezal y son insignificantes tras las barreras estructurales. Esta circunstancia unida a la necesidad de tiempos de cálculo excesivamente largos, desaconsejan la simulación de la componente de neutrones por Monte Carlo.

4°. Se ha verificado de forma teórica la prevalencia de los electrones secundarios de baja energía en la radiación dispersa producida por el Mobetron. Diversos autores lo habían constatado experimentalmente y es un dato muy importante a valorar, ya que tiene una gran influencia sobre la protección radiológica y sobre el método de medida de la radiación dispersa.

5°. La conclusión más importante que constituye el centro del proyecto es que este estudio teórico de la radiación dispersa producida por el Mobetron

mediante la simulación por Monte Carlo, constituye una herramienta de gran utilidad para los usuarios del Mobetron. Por un lado, conocidas las dimensiones y los blindajes estructurales del quirófano donde se vaya a realizar la técnica, mediante las distribuciones de dosis calculadas le permite elaborar de forma práctica el estudio de seguridad, imprescindible durante la fase de legalización del equipo. Asimismo, los mapas de dosis obtenidos son de utilidad para contrastar los datos de dosimetría de área obtenidos en la verificación de blindajes.

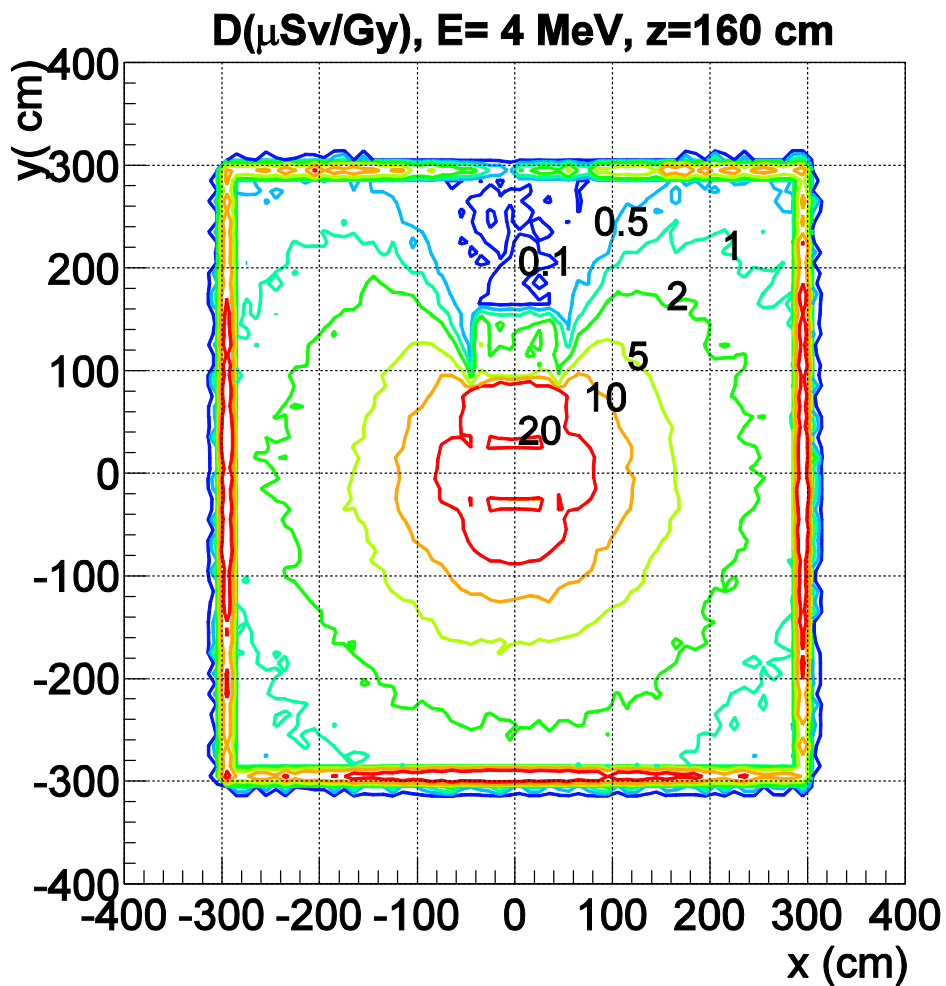
De hecho esta simulación nos ha permitido verificar el estudio de seguridad realizado para la aceptación y legalización del Mobetron durante su instalación en el Hospital San Jaime de Torreveja en el 2004. También nos ha permitido chequear la verificación de blindajes realizada y la estimación de la carga de trabajo máxima permitida.

6°. También podemos concluir que las distribuciones de dosis calculadas con esta simulación Monte Carlo serán de gran utilidad para el futuro usuario, de modo que podrá evaluar a priori la idoneidad de sus instalaciones antes de la puesta en marcha del equipo y estimar el número máximo de tratamientos que se podrían realizar preservando la protección radiológica de los trabajadores en el área quirúrgica.

En definitiva, como conclusión final podemos indicar que se ha alcanzado el objetivo principal de este proyecto que era el de analizar la protección radiológica en el acelerador móvil Mobetron para la radioterapia intraoperatoria y al mismo tiempo desarrollar un método teórico para la estimación de las distribuciones de dosis a su alrededor mediante modelización Monte Carlo, que sirva de herramienta fundamental para los futuros usuarios del Mobetron, en el campo de la protección radiológica.

7. ANEXO

En este anexo se incluyen los planos XY, YZ y XZ con todos los valores de dosis y kerma obtenidos para las cuatro energías. Se incluyen también los datos calculados en formato tabla.

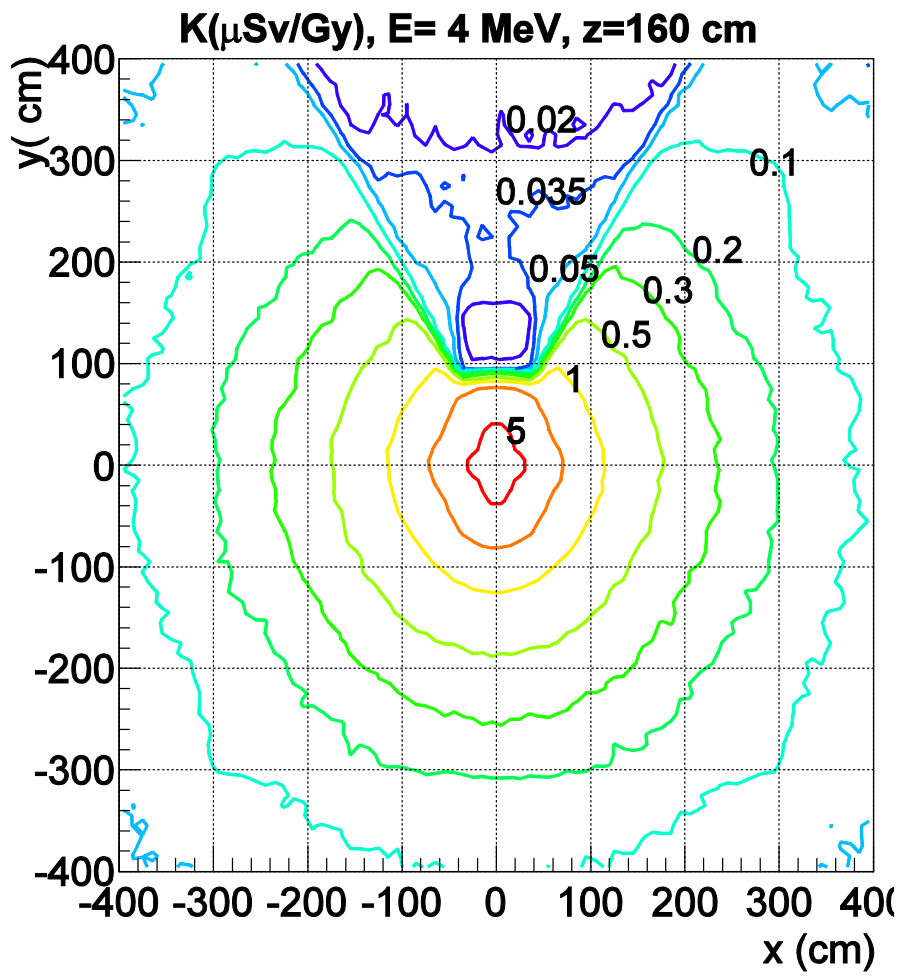


Plano XY ($Z=160\text{ cm}$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 4 MeV .

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 4 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	1,089E-02	0,000E+00	0,000E+00	6,935E-03	0,000E+00	1,028E-03	4,153E-03	0,000E+00
-300	0,000E+00	6,454E+00	7,758E+00	1,096E+01	1,038E+01	1,423E+01	1,718E+01	1,755E+01
-250	0,000E+00	6,619E+00	8,180E-01	9,518E-01	1,150E+00	1,458E+00	1,739E+00	1,832E+00
-200	7,698E-06	9,047E+00	1,082E+00	1,572E+00	1,724E+00	2,465E+00	3,092E+00	3,038E+00
-150	0,000E+00	1,260E+01	1,400E+00	1,941E+00	2,943E+00	4,158E+00	5,459E+00	6,382E+00
-100	2,175E-03	1,546E+01	1,394E+00	2,774E+00	4,523E+00	7,205E+00	1,161E+01	1,467E+01
-50	5,617E-03	1,865E+01	1,899E+00	3,266E+00	6,039E+00	1,256E+01	2,093E+01	2,285E+01
0	8,526E-03	2,145E+01	1,924E+00	3,350E+00	6,206E+00	1,581E+01	3,370E+01	2,733E+08
50	7,338E-03	2,003E+01	1,754E+00	3,164E+00	5,928E+00	1,202E+01	2,066E+01	2,292E+01
100	8,396E-03	1,319E+01	1,833E+00	2,632E+00	3,957E+00	7,295E+00	1,182E+01	1,429E+01
150	5,448E-03	1,396E+01	1,283E+00	1,946E+00	2,829E+00	4,069E+00	5,817E+00	6,267E+00
200	1,066E-04	8,782E+00	1,081E+00	1,532E+00	1,914E+00	2,441E+00	2,704E+00	3,072E+00
250	1,066E-04	6,630E+00	6,857E-01	1,091E+00	1,270E+00	1,642E+00	1,709E+00	2,018E+00
300	6,266E-03	2,767E+00	4,856E+00	1,030E+01	1,290E+01	1,457E+01	1,990E+01	1,709E+01
350	0,000E+00	3,029E-06	3,029E-06	0,000E+00	1,104E-04	3,029E-06	1,363E-03	3,960E-03

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	0,000E+00	2,163E-04	7,698E-06	0,000E+00	1,127E-04	0,000E+00	0,000E+00	4,926E-03
-300	1,755E+01	1,940E+01	1,506E+01	1,303E+01	8,526E+00	6,900E+00	2,763E+00	1,066E-04
-250	1,832E+00	1,875E+00	1,422E+00	1,196E+00	8,562E-01	6,310E-01	5,035E+00	0,000E+00
-200	3,038E+00	2,808E+00	2,230E+00	1,780E+00	1,388E+00	7,626E-01	7,875E+00	0,000E+00
-150	6,382E+00	5,374E+00	4,001E+00	2,498E+00	1,783E+00	6,282E-01	6,158E+00	0,000E+00
-100	1,467E+01	1,173E+01	6,890E+00	2,975E+00	8,758E-01	3,720E-01	2,221E+00	2,329E-03
-50	2,285E+01	2,161E+01	3,129E+00	3,386E-01	2,024E-01	1,123E-01	1,260E+00	0,000E+00
0	2,733E+08	3,453E+01	3,127E+00	1,273E+00	6,470E-02	8,667E-02	6,187E-01	0,000E+00
50	2,292E+01	2,088E+01	3,767E+00	6,296E-01	2,345E-01	1,469E-01	2,001E+00	0,000E+00
100	1,429E+01	1,094E+01	6,740E+00	3,260E+00	1,044E+00	4,523E-01	3,694E+00	0,000E+00
150	6,267E+00	5,580E+00	4,144E+00	2,759E+00	1,529E+00	5,977E-01	5,528E+00	0,000E+00
200	3,072E+00	3,059E+00	2,478E+00	1,890E+00	1,116E+00	8,075E-01	6,169E+00	0,000E+00
250	2,018E+00	1,892E+00	1,576E+00	1,136E+00	9,809E-01	8,134E-01	6,455E+00	0,000E+00
300	1,709E+01	1,560E+01	1,517E+01	1,217E+01	7,951E+00	5,289E+00	3,844E+00	0,000E+00
350	3,960E-03	3,029E-06	3,904E-03	0,000E+00	8,015E-03	0,000E+00	5,443E-03	0,000E+00

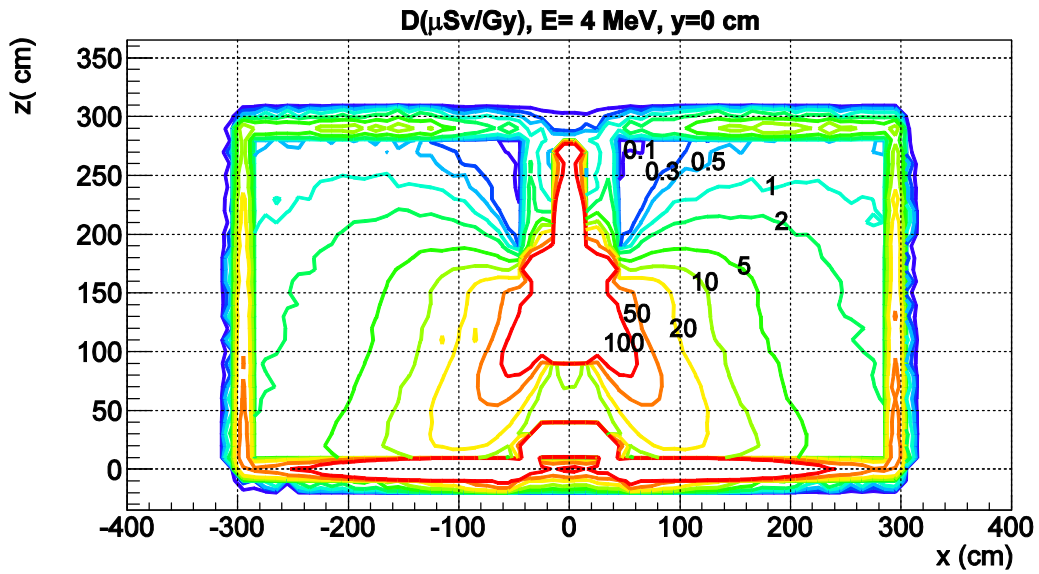


Plano XY ($Z=160$ cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 4 MeV.

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 4 MeV.

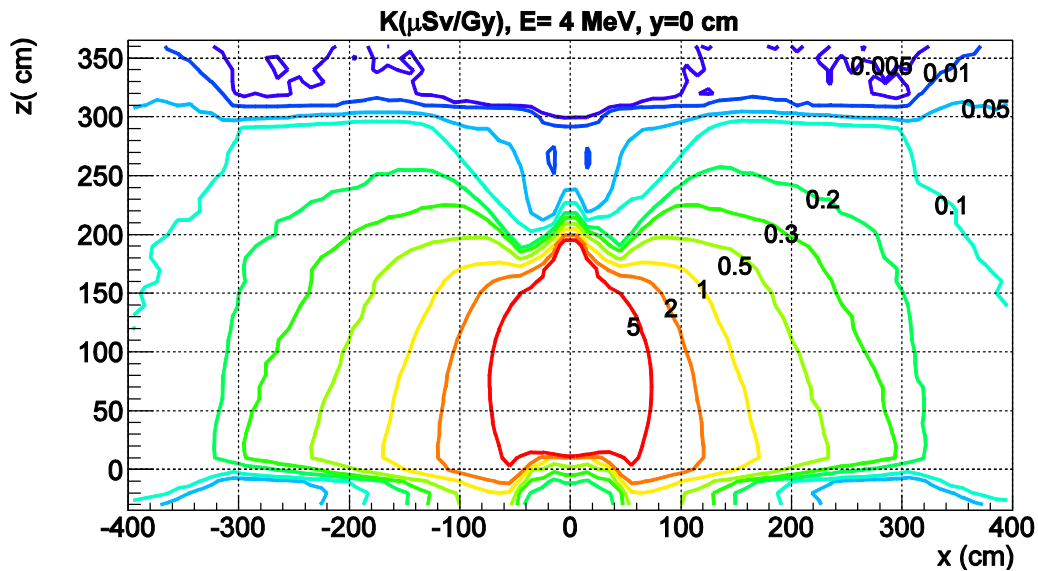
kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	5,809E-02	6,493E-02	8,065E-02	9,017E-02	1,007E-01	1,143E-01	1,193E-01	1,236E-01
-300	6,635E-02	9,334E-02	1,128E-01	1,367E-01	1,602E-01	1,765E-01	1,885E-01	1,908E-01
-250	7,844E-02	1,231E-01	1,480E-01	1,786E-01	2,027E-01	2,453E-01	2,659E-01	2,711E-01
-200	1,005E-01	1,447E-01	1,804E-01	2,234E-01	2,708E-01	3,226E-01	3,778E-01	3,974E-01
-150	1,133E-01	1,659E-01	2,214E-01	2,830E-01	3,615E-01	4,659E-01	5,812E-01	6,423E-01
-100	1,218E-01	1,951E-01	2,644E-01	3,566E-01	4,997E-01	7,072E-01	1,022E+00	1,254E+00
-50	1,305E-01	2,042E-01	2,902E-01	4,120E-01	6,478E-01	1,128E+00	1,942E+00	2,663E+00
0	1,377E-01	2,219E-01	3,090E-01	4,482E-01	7,401E-01	1,457E+00	3,737E+00	1,360E+03
50	1,359E-01	2,165E-01	2,959E-01	4,146E-01	6,580E-01	1,120E+00	1,956E+00	2,655E+00
100	1,311E-01	1,951E-01	2,620E-01	3,550E-01	4,966E-01	7,035E-01	1,006E+00	1,236E+00
150	1,097E-01	1,661E-01	2,270E-01	2,875E-01	3,569E-01	4,573E-01	5,838E-01	6,449E-01
200	9,554E-02	1,447E-01	1,891E-01	2,226E-01	2,726E-01	3,226E-01	3,853E-01	4,052E-01
250	8,281E-02	1,255E-01	1,541E-01	1,771E-01	2,032E-01	2,360E-01	2,630E-01	2,703E-01
300	7,104E-02	9,133E-02	1,242E-01	1,398E-01	1,553E-01	1,799E-01	1,972E-01	1,877E-01
350	5,449E-02	6,611E-02	8,155E-02	9,266E-02	9,783E-02	1,078E-01	1,259E-01	1,128E-01

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	1,236E-01	1,223E-01	1,047E-01	9,912E-02	8,861E-02	7,435E-02	6,585E-02	5,552E-02
-300	1,908E-01	1,924E-01	1,722E-01	1,548E-01	1,306E-01	1,151E-01	8,812E-02	6,611E-02
-250	2,711E-01	2,695E-01	2,340E-01	2,020E-01	1,679E-01	1,415E-01	1,172E-01	7,620E-02
-200	3,974E-01	3,716E-01	3,198E-01	2,566E-01	2,110E-01	1,668E-01	1,312E-01	6,543E-02
-150	6,423E-01	5,703E-01	4,570E-01	3,495E-01	2,586E-01	1,772E-01	1,4968E-02	1,794E-02
-100	1,254E+00	1,023E+00	6,807E-01	4,614E-01	1,047E-01	4,072E-02	3,012E-02	1,900E-02
-50	2,663E+00	1,985E+00	3,836E-01	4,948E-02	4,009E-02	3,549E-02	2,637E-02	1,613E-02
0	1,360E+03	4,016E+00	2,635E-02	1,454E-02	3,062E-02	3,345E-02	2,560E-02	1,757E-02
50	2,655E+00	1,997E+00	3,880E-01	4,807E-02	4,067E-02	3,648E-02	2,798E-02	1,778E-02
100	1,236E+00	1,004E+00	6,827E-01	4,580E-01	1,073E-01	4,003E-02	2,839E-02	1,857E-02
150	6,449E-01	5,745E-01	4,561E-01	3,545E-01	2,577E-01	1,795E-01	5,175E-02	2,045E-02
200	4,052E-01	3,657E-01	3,089E-01	2,621E-01	2,127E-01	1,761E-01	1,292E-01	6,893E-02
250	2,703E-01	2,556E-01	2,345E-01	1,963E-01	1,726E-01	1,372E-01	1,199E-01	7,700E-02
300	1,877E-01	1,911E-01	1,730E-01	1,463E-01	1,310E-01	1,201E-01	8,876E-02	6,653E-02
350	1,128E-01	1,192E-01	1,078E-01	1,003E-01	8,354E-02	7,325E-02	6,758E-02	5,019E-02



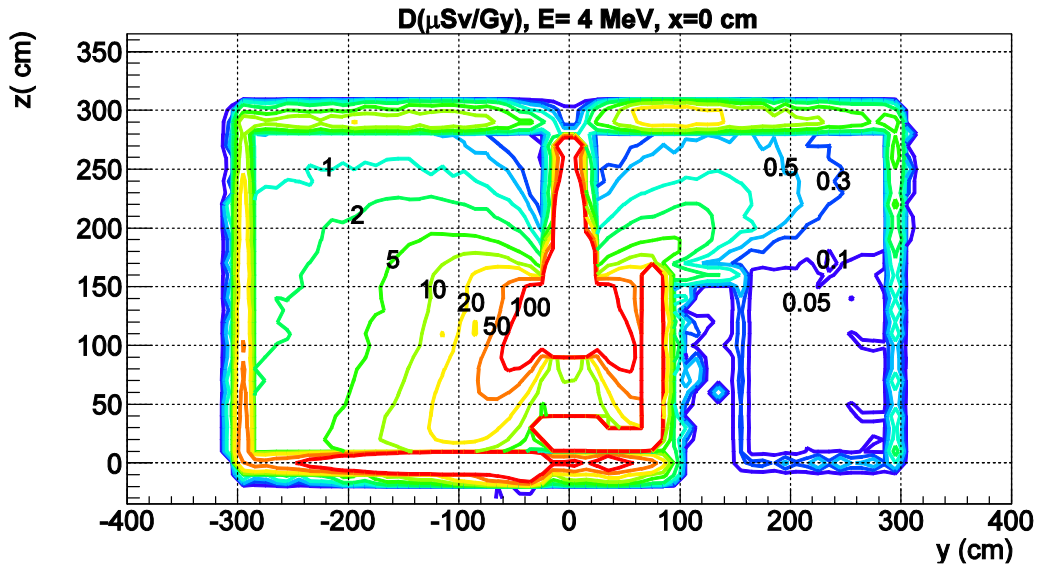
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 4 MeV.

dosis (μSv/Gy)		-25	25	75	125	175	225	275	325
x(cm)/z(cm)									
-350		3,036E-03	3,461E-03	1,514E-06	5,635E-05	7,075E-05	4,897E-06	1,468E-03	1,925E-06
-300		4,330E-03	3,912E+01	2,566E+01	2,081E+01	1,932E+01	1,206E+01	6,179E+00	0,000E+00
-250		0,000E+00	3,308E+00	2,570E+00	2,173E+00	1,769E+00	1,015E+00	4,868E-01	0,000E+00
-200		5,460E-03	6,443E+00	4,646E+00	3,739E+00	2,786E+00	1,494E+00	6,055E-01	0,000E+00
-150		7,620E-03	1,338E+01	9,779E+00	7,198E+00	5,003E+00	1,728E+00	5,038E-01	2,778E-03
-100		3,761E-02	2,539E+01	3,069E+01	1,810E+01	8,364E+00	1,222E+00	2,471E-01	0,000E+00
-50		3,371E-02	2,409E+01	8,324E+01	9,814E+01	8,107E+00	1,473E-01	7,526E-02	0,000E+00
0		1,608E-02	2,318E+04	1,180E+01	3,978E+06	1,447E+06	4,578E+02	1,574E+02	0,000E+00
50		3,441E-02	2,607E+01	8,306E+01	9,846E+01	7,902E+00	1,509E-01	8,280E-02	0,000E+00
100		3,201E-02	2,548E+01	3,075E+01	1,781E+01	8,633E+00	1,124E+00	2,407E-01	0,000E+00
150		1,735E-02	1,355E+01	9,445E+00	6,949E+00	4,860E+00	1,537E+00	4,740E-01	0,000E+00
200		3,898E-03	6,418E+00	4,636E+00	3,520E+00	2,854E+00	1,543E+00	5,598E-01	0,000E+00
250		2,734E-03	3,501E+00	2,731E+00	2,215E+00	1,647E+00	1,080E+00	6,021E-01	0,000E+00
300		5,331E-05	4,063E+01	3,405E+01	2,417E+01	1,678E+01	1,219E+01	5,452E+00	0,000E+00
350		1,868E-06	3,042E-06	2,433E-03	1,514E-06	6,264E-03	0,000E+00	4,751E-03	5,482E-05



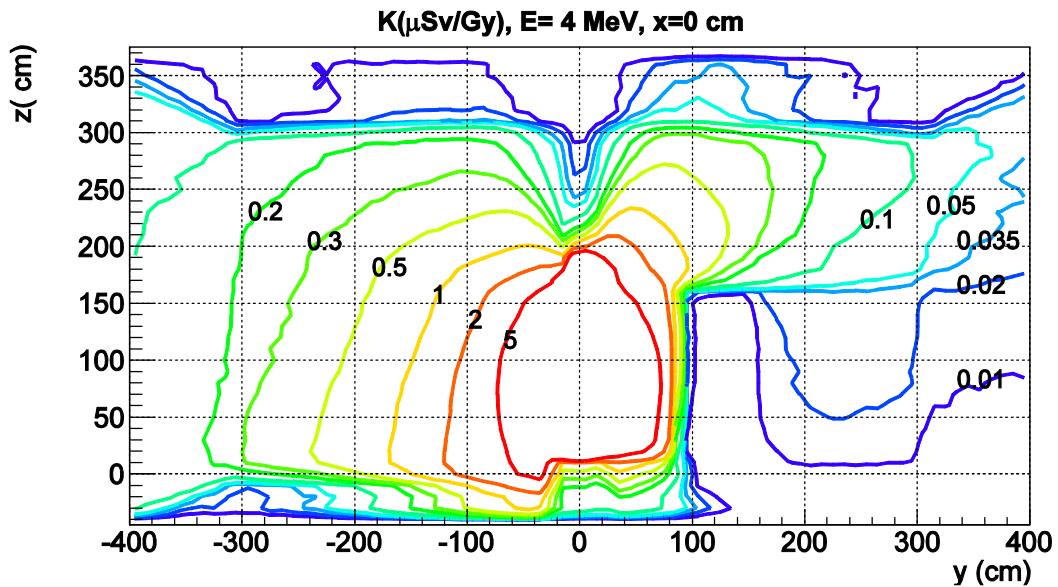
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 4 MeV.

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)								
x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	4,214E-02	1,619E-01	1,555E-01	1,330E-01	1,171E-01	9,339E-02	7,276E-02	2,720E-02
-300	1,677E-02	2,852E-01	2,564E-01	2,150E-01	1,901E-01	1,491E-01	1,101E-01	4,636E-03
-250	3,132E-02	4,300E-01	3,699E-01	3,040E-01	2,633E-01	1,906E-01	1,357E-01	5,355E-03
-200	7,268E-02	6,806E-01	5,890E-01	4,677E-01	3,686E-01	2,322E-01	1,548E-01	6,325E-03
-150	1,914E-01	1,273E+00	1,082E+00	8,179E-01	5,621E-01	2,724E-01	1,626E-01	6,234E-03
-100	5,192E-01	2,754E+00	2,568E+00	1,844E+00	8,896E-01	2,955E-01	8,172E-02	3,428E-03
-50	4,603E-01	6,644E+00	1,008E+01	8,130E+00	8,950E-01	7,806E-02	4,863E-02	2,957E-03
0	1,425E-01	4,581E+01	1,342E+02	6,534E+02	2,613E+02	1,166E-01	1,581E-02	2,533E-03
50	4,668E-01	6,644E+00	1,016E+01	8,062E+00	8,929E-01	9,997E-02	5,084E-02	2,930E-03
100	5,215E-01	2,776E+00	2,577E+00	1,839E+00	8,934E-01	2,974E-01	8,691E-02	4,871E-03
150	1,970E-01	1,279E+00	1,070E+00	8,214E-01	5,644E-01	2,721E-01	1,661E-01	6,073E-03
200	8,063E-02	6,865E-01	5,799E-01	4,717E-01	3,660E-01	2,333E-01	1,564E-01	6,233E-03
250	3,484E-02	4,222E-01	3,723E-01	3,115E-01	2,535E-01	1,893E-01	1,351E-01	6,084E-03
300	1,349E-02	2,768E-01	2,573E-01	2,196E-01	1,877E-01	1,503E-01	1,110E-01	4,763E-03
350	3,874E-02	1,540E-01	1,533E-01	1,353E-01	1,145E-01	9,798E-02	7,062E-02	2,689E-02



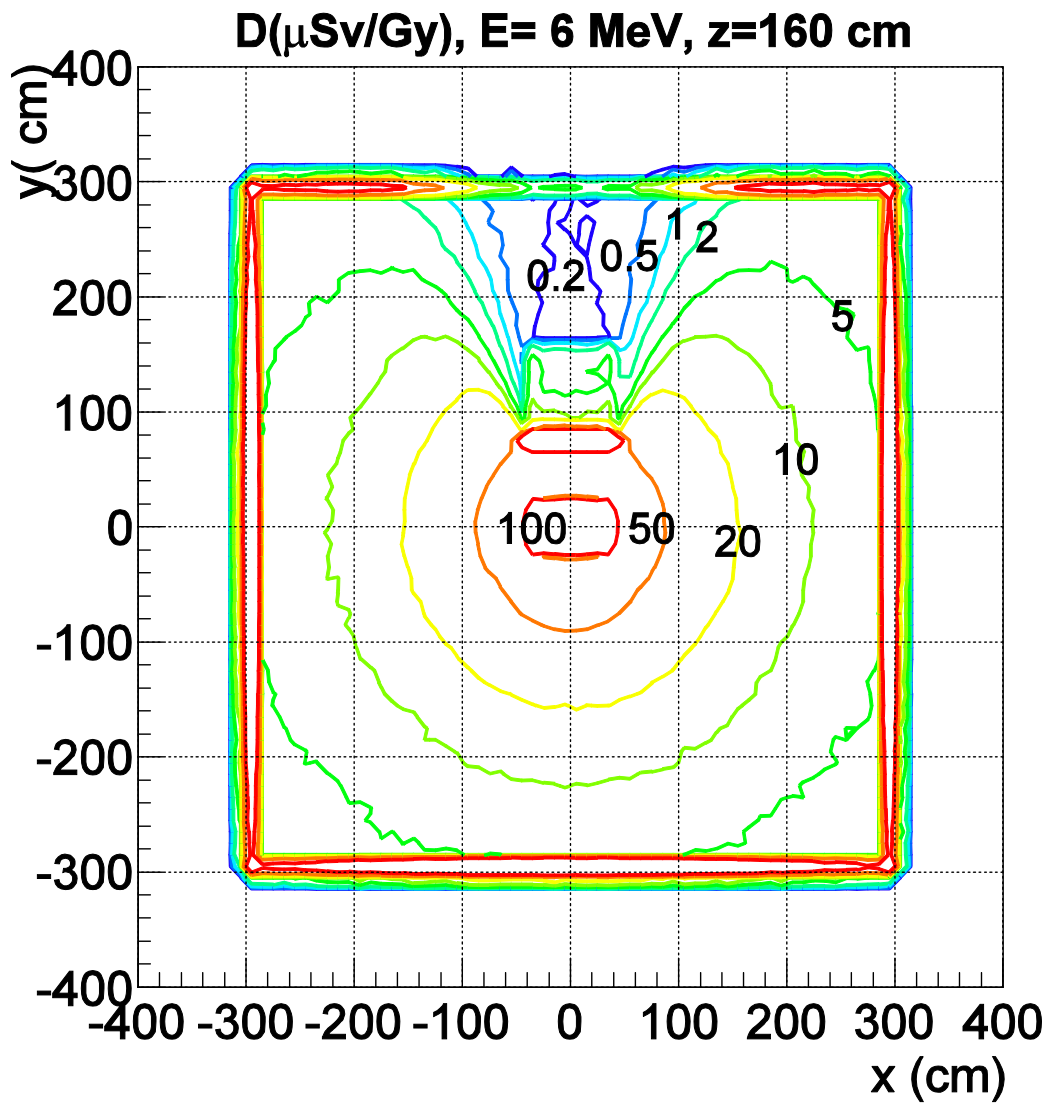
Plano YZ dosis(X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 4 MeV.

dosis (μSv/Gy)								
y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	8,974E-03	7,682E-05	8,910E-03	3,898E-03	2,862E-03	3,849E-06	0,000E+00	1,514E-06
-300	0,000E+00	4,180E+01	2,753E+01	2,412E+01	1,869E+01	1,400E+01	6,639E+00	0,000E+00
-250	9,726E-03	3,633E+00	2,694E+00	2,190E+00	1,680E+00	1,180E+00	6,158E-01	0,000E+00
-200	8,590E-03	6,665E+00	4,715E+00	3,444E+00	2,721E+00	1,589E+00	6,768E-01	1,868E-06
-150	4,910E-06	1,350E+01	9,516E+00	7,186E+00	5,616E+00	2,010E+00	6,444E-01	0,000E+00
-100	2,277E-02	2,517E+01	2,999E+01	1,785E+01	1,054E+01	1,786E+00	5,270E-01	0,000E+00
-50	9,521E-02	1,010E+01	8,278E+01	9,745E+01	8,381E+00	8,172E-01	2,037E-01	0,000E+00
0	1,608E-02	2,318E+04	1,180E+01	3,978E+06	1,447E+06	4,578E+02	1,574E+02	0,000E+00
50	9,727E-03	1,401E+03	8,713E+01	9,814E+01	8,765E+00	8,896E-01	1,993E-01	0,000E+00
100	1,052E-03	1,048E+00	7,104E-01	9,580E-01	3,070E+00	1,627E+00	4,570E-01	6,815E-03
150	1,155E-03	1,598E-01	1,786E-01	1,945E-01	3,531E-01	1,196E+00	5,302E-01	8,207E-03
200	0,000E+00	3,989E-02	3,726E-02	3,290E-02	1,481E-01	5,513E-01	3,987E-01	0,000E+00
250	0,000E+00	6,118E-02	4,511E-02	5,341E-02	1,296E-01	2,578E-01	2,334E-01	0,000E+00
300	0,000E+00	6,190E-01	5,826E-01	7,309E-01	1,038E+00	2,475E+00	3,098E+00	0,000E+00
350	0,000E+00	0,000E+00	0,000E+00	0,000E+00	5,331E-05	0,000E+00	7,075E-05	4,854E-03



Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 4 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	4,428E-02	1,701E-01	1,619E-01	1,432E-01	1,361E-01	1,183E-01	9,314E-02	3,239E-02
-300	1,623E-02	2,950E-01	2,666E-01	2,350E-01	2,126E-01	1,824E-01	1,458E-01	6,232E-03
-250	3,158E-02	4,425E-01	3,907E-01	3,340E-01	2,906E-01	2,402E-01	1,871E-01	8,064E-03
-200	7,214E-02	6,931E-01	6,165E-01	5,043E-01	4,248E-01	3,066E-01	2,204E-01	1,208E-02
-150	1,993E-01	1,263E+00	1,116E+00	8,654E-01	6,661E-01	3,967E-01	2,488E-01	1,749E-02
-100	5,400E-01	2,760E+00	2,583E+00	1,923E+00	1,167E+00	4,921E-01	2,730E-01	1,902E-02
-50	1,196E+00	6,639E+00	1,014E+01	8,218E+00	2,192E+00	5,263E-01	1,631E-01	7,805E-03
0	1,425E-01	4,581E+01	1,342E+02	6,534E+02	2,613E+02	1,166E-01	1,581E-02	2,533E-03
50	1,622E-01	6,421E+00	1,026E+01	8,306E+00	2,928E+00	1,193E+00	3,474E-01	2,371E-02
100	3,469E-02	5,805E-03	1,185E-02	1,389E-02	6,844E-01	6,986E-01	4,486E-01	5,171E-02
150	5,882E-03	3,057E-03	4,079E-03	4,533E-03	1,643E-01	3,835E-01	3,348E-01	3,346E-02
200	2,982E-03	1,426E-02	2,099E-02	2,356E-02	9,294E-02	1,975E-01	2,310E-01	1,737E-02
250	1,679E-03	1,480E-02	2,285E-02	2,550E-02	6,540E-02	1,114E-01	1,421E-01	1,137E-02
300	9,810E-04	1,035E-02	1,658E-02	2,001E-02	4,363E-02	6,802E-02	9,410E-02	5,298E-03
350	2,929E-03	6,693E-03	9,856E-03	1,325E-02	2,645E-02	4,040E-02	5,222E-02	1,540E-02



Plano XY ($Z=160 \text{ cm}$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 6 MeV .

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 6 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	1,627E-03	1,010E-03	5,101E-03	3,058E-03	7,366E-03	1,358E-02	2,420E-02	8,023E-03
-300	8,213E-03	5,108E+01	7,827E+01	1,089E+02	1,279E+02	1,608E+02	1,792E+02	1,934E+02
-250	7,367E-03	7,139E+01	3,955E+00	4,874E+00	5,842E+00	7,164E+00	7,765E+00	8,094E+00
-200	1,586E-02	1,036E+02	4,744E+00	6,291E+00	8,026E+00	9,928E+00	1,172E+01	1,219E+01
-150	1,442E-02	1,310E+02	5,772E+00	8,094E+00	1,093E+01	1,521E+01	1,921E+01	2,115E+01
-100	1,721E-02	1,600E+02	7,081E+00	1,017E+01	1,506E+01	2,308E+01	3,454E+01	4,197E+01
-50	1,478E-02	1,851E+02	7,982E+00	1,189E+01	1,948E+01	3,493E+01	5,940E+01	7,169E+01
0	2,430E-02	1,925E+02	8,000E+00	1,238E+01	2,150E+01	4,302E+01	7,716E+01	1,169E+02
50	2,145E-02	1,839E+02	7,963E+00	1,204E+01	1,972E+01	3,537E+01	5,910E+01	7,062E+01
100	1,124E-02	1,624E+02	7,015E+00	1,017E+01	1,538E+01	2,312E+01	3,504E+01	4,146E+01
150	1,209E-02	1,319E+02	5,848E+00	8,156E+00	1,081E+01	1,503E+01	1,960E+01	2,140E+01
200	1,846E-02	1,037E+02	4,641E+00	6,098E+00	7,864E+00	9,700E+00	1,166E+01	1,269E+01
250	1,453E-02	7,903E+01	3,978E+00	4,733E+00	5,883E+00	6,711E+00	7,570E+00	8,027E+00
300	3,357E-05	5,454E+01	7,661E+01	1,016E+02	1,297E+02	1,607E+02	1,816E+02	1,898E+02
350	9,783E-03	1,259E-02	3,199E-03	4,853E-03	1,141E-02	5,312E-03	1,740E-02	1,781E-02

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	8,023E-03	2,054E-02	1,623E-02	2,203E-02	1,154E-02	8,357E-03	6,660E-03	1,576E-03
-300	1,934E+02	1,737E+02	1,586E+02	1,302E+02	1,008E+02	7,597E+01	4,933E+01	3,659E-03
-250	8,094E+00	7,821E+00	6,881E+00	5,652E+00	4,528E+00	3,477E+00	6,689E+01	8,961E-03
-200	1,219E+01	1,179E+01	9,882E+00	7,741E+00	5,813E+00	3,850E+00	7,751E+01	5,086E-03
-150	2,115E+01	1,946E+01	1,463E+01	1,064E+01	6,273E+00	3,474E+00	4,863E+01	1,777E-03
-100	4,197E+01	3,467E+01	2,265E+01	1,179E+01	3,352E+00	1,380E+00	1,659E+01	1,175E-03
-50	7,169E+01	6,181E+01	9,024E+00	7,902E-01	4,118E-01	3,258E-01	5,495E+00	1,531E-03
0	1,169E+02	8,146E+01	9,419E+00	2,591E+00	1,574E-01	1,888E-01	3,112E+00	0,000E+00
50	7,062E+01	6,178E+01	9,725E+00	1,301E+00	4,546E-01	3,592E-01	2,860E+00	1,301E-03
100	4,146E+01	3,454E+01	2,310E+01	1,191E+01	3,388E+00	1,355E+00	1,748E+01	1,212E-03
150	2,140E+01	1,924E+01	1,484E+01	1,070E+01	6,774E+00	3,443E+00	5,001E+01	5,674E-03
200	1,269E+01	1,152E+01	1,027E+01	7,646E+00	5,735E+00	4,035E+00	7,478E+01	3,901E-03
250	8,027E+00	7,690E+00	6,832E+00	5,628E+00	4,666E+00	3,620E+00	7,020E+01	8,287E-03
300	1,898E+02	1,865E+02	1,622E+02	1,317E+02	9,592E+01	7,479E+01	5,390E+01	1,125E-02
350	1,781E-02	2,344E-02	1,894E-02	1,662E-02	8,633E-03	6,695E-04	6,200E-03	8,341E-03

Plano XY (Z=160 cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 6 MeV.

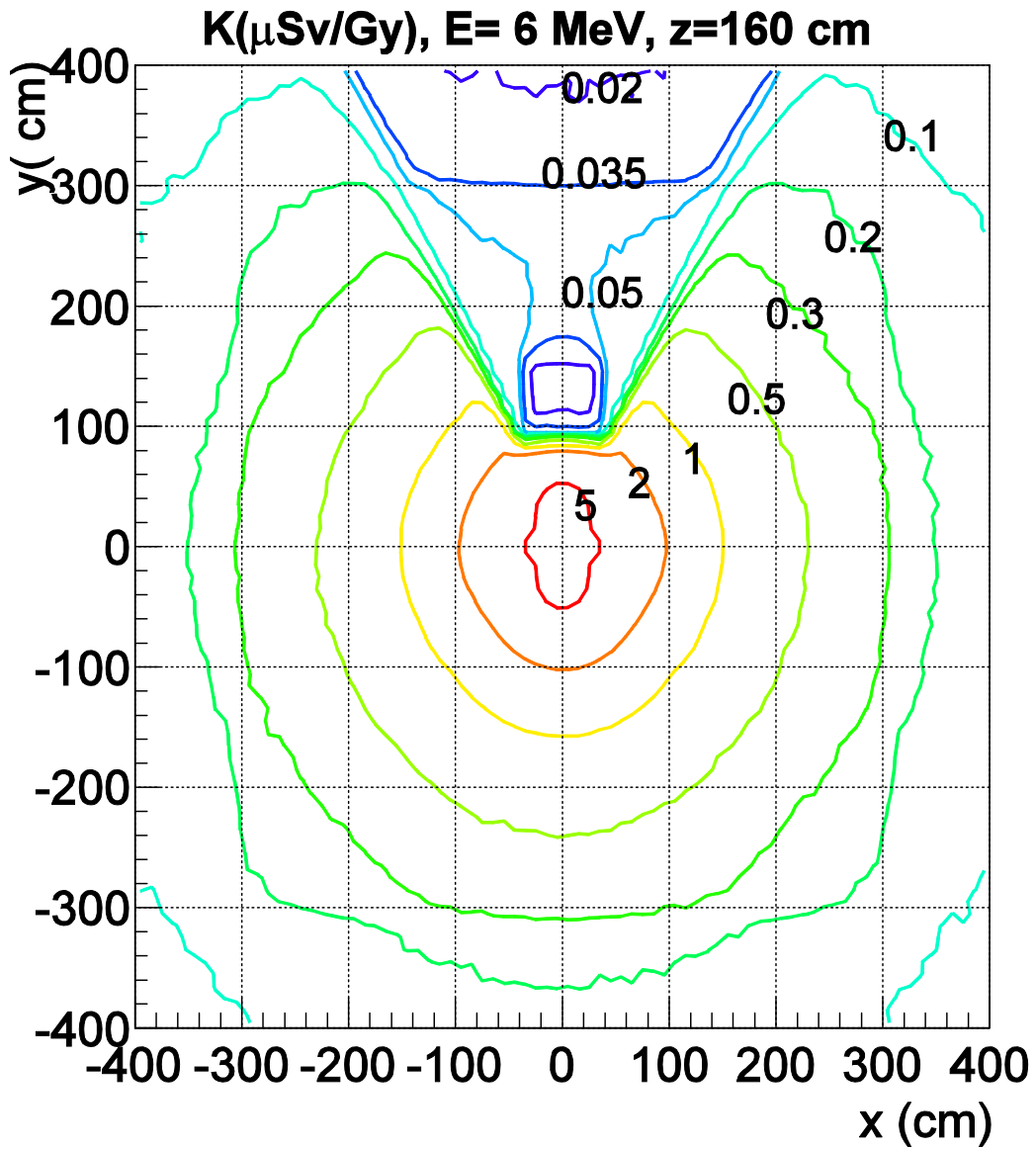
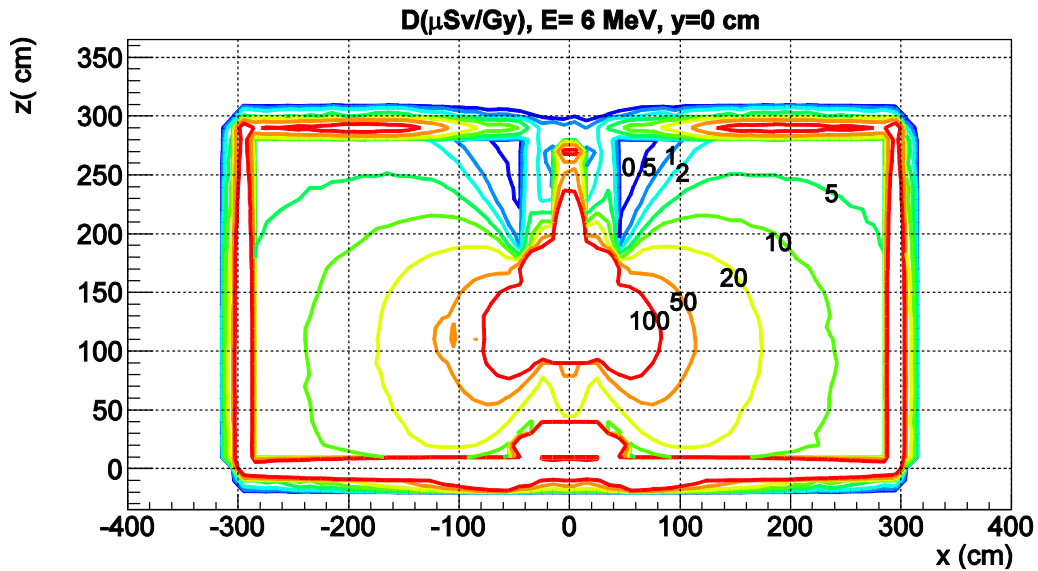


Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 6 MeV.

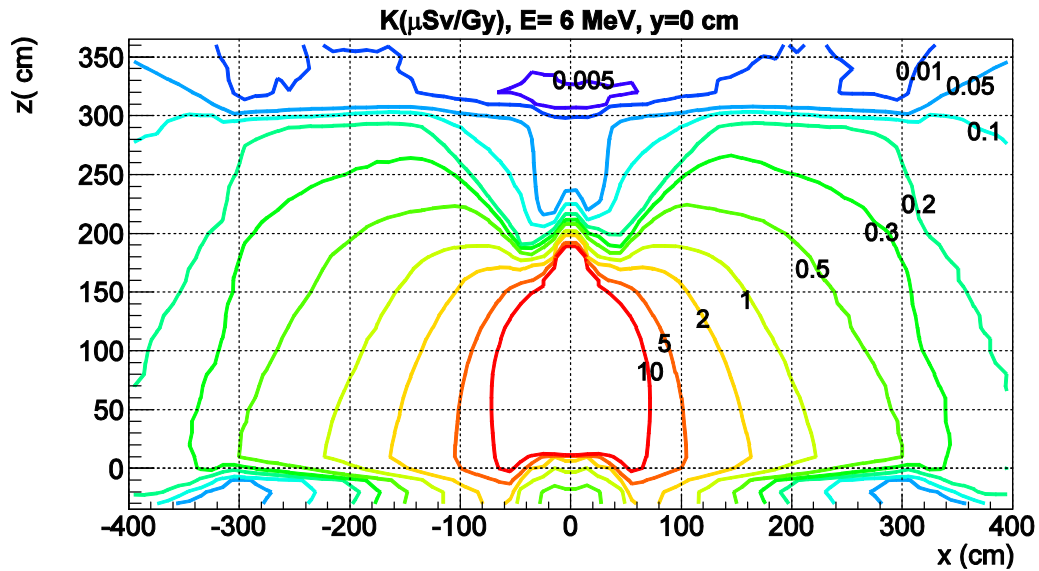
kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)		-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
x(cm)/y(cm)									
-350		9,449E-02	1,096E-01	1,281E-01	1,516E-01	1,690E-01	1,819E-01	1,941E-01	2,010E-01
-300		1,122E-01	1,498E-01	1,942E-01	2,176E-01	2,481E-01	2,830E-01	3,070E-01	3,222E-01
-250		1,373E-01	1,971E-01	2,422E-01	2,861E-01	3,362E-01	3,797E-01	4,181E-01	4,385E-01
-200		1,606E-01	2,300E-01	2,885E-01	3,491E-01	4,270E-01	5,145E-01	5,901E-01	6,295E-01
-150		1,820E-01	2,661E-01	3,472E-01	4,374E-01	5,573E-01	7,302E-01	9,141E-01	1,014E+00
-100		1,970E-01	3,059E-01	4,049E-01	5,425E-01	7,427E-01	1,069E+00	1,547E+00	1,911E+00
-50		2,129E-01	3,274E-01	4,477E-01	6,306E-01	9,769E-01	1,645E+00	2,863E+00	3,977E+00
0		2,189E-01	3,411E-01	4,681E-01	6,789E-01	1,084E+00	2,068E+00	5,069E+00	9,064E+02
50		2,113E-01	3,283E-01	4,495E-01	6,294E-01	9,785E-01	1,648E+00	2,875E+00	3,976E+00
100		1,996E-01	2,956E-01	4,037E-01	5,418E-01	7,578E-01	1,073E+00	1,547E+00	1,920E+00
150		1,795E-01	2,686E-01	3,468E-01	4,444E-01	5,613E-01	7,314E-01	9,179E-01	1,000E+00
200		1,578E-01	2,336E-01	2,901E-01	3,478E-01	4,259E-01	5,160E-01	5,968E-01	6,308E-01
250		1,368E-01	1,936E-01	2,351E-01	2,842E-01	3,355E-01	3,811E-01	4,168E-01	4,379E-01
300		1,103E-01	1,510E-01	1,917E-01	2,227E-01	2,540E-01	2,906E-01	3,071E-01	3,189E-01
350		9,505E-02	1,091E-01	1,314E-01	1,501E-01	1,718E-01	1,885E-01	1,955E-01	1,984E-01

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)		0	50	100	150	200	250	300	350
x(cm)/y(cm)									
-350		2,010E-01	1,943E-01	1,821E-01	1,625E-01	1,430E-01	1,293E-01	1,052E-01	9,053E-02
-300		3,222E-01	3,013E-01	2,771E-01	2,481E-01	2,137E-01	1,820E-01	1,435E-01	1,079E-01
-250		4,385E-01	4,098E-01	3,671E-01	3,125E-01	2,680E-01	2,260E-01	1,799E-01	1,190E-01
-200		6,295E-01	5,820E-01	4,963E-01	4,101E-01	3,255E-01	2,645E-01	2,048E-01	1,053E-01
-150		1,014E+00	9,019E-01	7,009E-01	5,317E-01	4,047E-01	2,623E-01	7,932E-02	2,942E-02
-100		1,911E+00	1,545E+00	1,043E+00	6,888E-01	1,606E-01	5,838E-02	3,933E-02	2,363E-02
-50		3,977E+00	2,925E+00	5,735E-01	7,031E-02	5,786E-02	4,935E-02	3,714E-02	2,292E-02
0		9,064E+02	5,277E+00	3,518E-02	1,826E-02	4,163E-02	4,425E-02	3,492E-02	2,349E-02
50		3,976E+00	2,907E+00	5,761E-01	6,943E-02	5,916E-02	4,993E-02	3,688E-02	2,319E-02
100		1,920E+00	1,547E+00	1,037E+00	6,859E-01	1,636E-01	5,833E-02	3,876E-02	2,470E-02
150		1,000E+00	9,056E-01	7,091E-01	5,332E-01	3,972E-01	2,646E-01	8,124E-02	2,953E-02
200		6,308E-01	5,807E-01	5,021E-01	4,102E-01	3,236E-01	2,625E-01	2,051E-01	1,031E-01
250		4,379E-01	4,120E-01	3,681E-01	3,161E-01	2,652E-01	2,234E-01	1,846E-01	1,195E-01
300		3,189E-01	3,029E-01	2,764E-01	2,433E-01	2,090E-01	1,775E-01	1,443E-01	1,042E-01
350		1,984E-01	1,922E-01	1,829E-01	1,624E-01	1,470E-01	1,269E-01	1,032E-01	8,846E-02



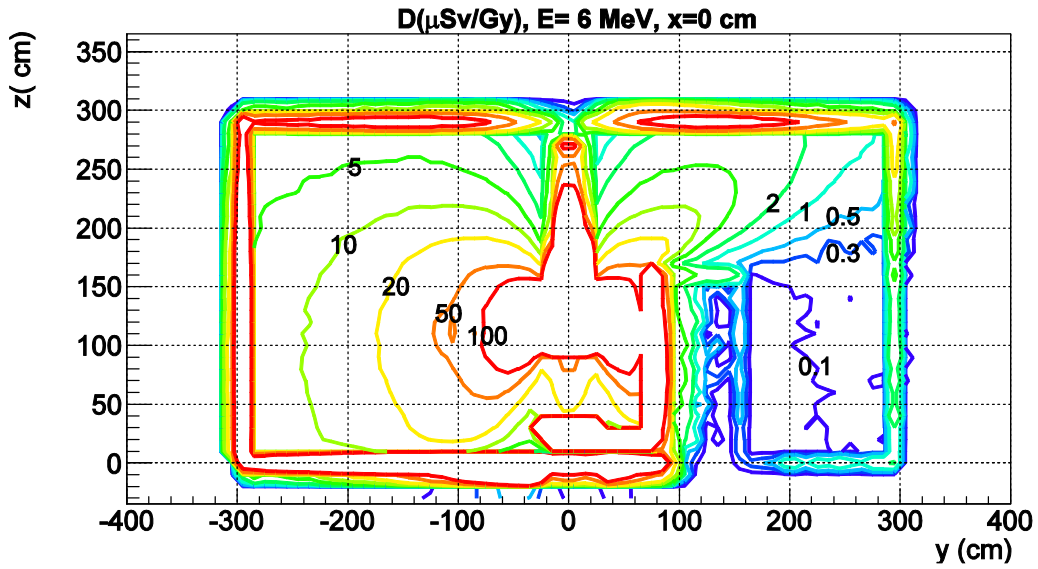
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 6 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	4,900E-03	2,302E-02	2,438E-02	1,745E-02	1,598E-02	9,841E-03	2,582E-03	1,332E-03
-300	8,257E-03	2,047E+02	2,226E+02	2,144E+02	1,788E+02	1,179E+02	7,219E+01	8,829E-04
-250	9,564E-03	8,529E+00	8,914E+00	8,812E+00	7,487E+00	5,087E+00	3,168E+00	0,000E+00
-200	2,746E-02	1,224E+01	1,423E+01	1,429E+01	1,132E+01	6,468E+00	3,442E+00	0,000E+00
-150	7,042E-02	1,815E+01	2,543E+01	2,646E+01	1,787E+01	7,875E+00	3,027E+00	1,736E-05
-100	2,188E-01	2,447E+01	5,241E+01	6,365E+01	2,852E+01	6,729E+00	1,113E+00	1,834E-03
-50	2,300E-01	7,328E+01	8,537E+01	2,680E+02	4,095E+01	5,400E-01	3,615E-01	1,395E-06
0	8,566E-02	8,102E+04	4,373E+01	4,991E+06	3,847E+05	1,821E+02	5,994E+01	0,000E+00
50	2,153E-01	7,098E+01	8,516E+01	2,683E+02	3,990E+01	5,073E-01	3,165E-01	0,000E+00
100	2,190E-01	2,499E+01	5,153E+01	6,276E+01	2,876E+01	6,730E+00	1,126E+00	5,721E-07
150	6,089E-02	1,795E+01	2,517E+01	2,671E+01	1,811E+01	7,872E+00	2,944E+00	0,000E+00
200	3,392E-02	1,203E+01	1,422E+01	1,441E+01	1,119E+01	6,577E+00	3,442E+00	1,632E-05
250	1,540E-02	8,284E+00	9,052E+00	8,763E+00	7,338E+00	5,110E+00	3,288E+00	0,000E+00
300	6,154E-03	2,148E+02	2,283E+02	2,186E+02	1,769E+02	1,152E+02	7,109E+01	4,637E-07
350	1,365E-02	2,383E-02	1,811E-02	2,264E-02	1,225E-02	1,064E-02	7,856E-04	1,345E-03



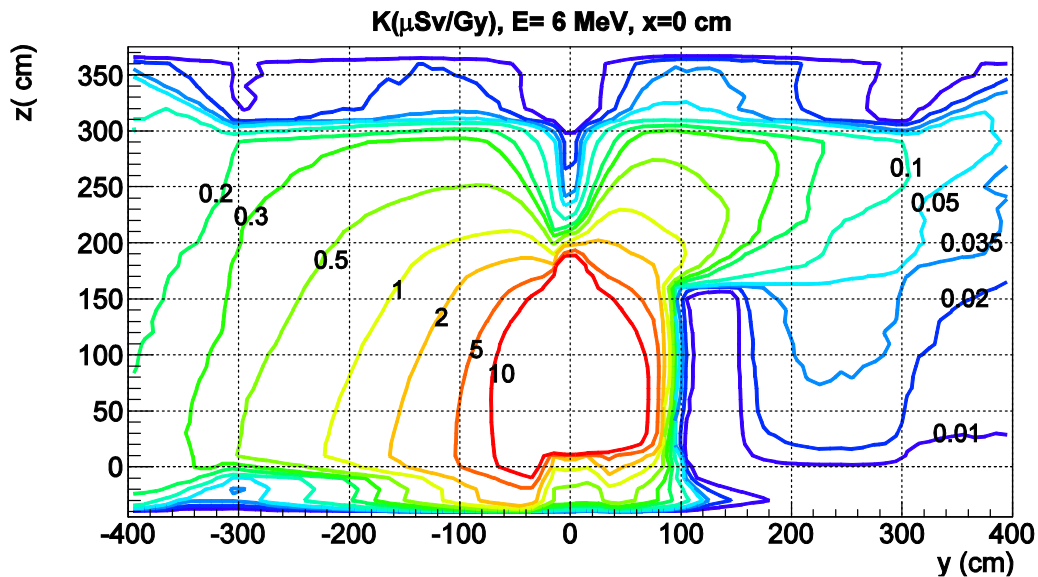
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 6 MeV.

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)								
x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	7,630E-02	2,853E-01	2,617E-01	2,258E-01	1,910E-01	1,581E-01	1,182E-01	8,849E-02
-300	3,694E-02	4,933E-01	4,308E-01	3,638E-01	3,027E-01	2,442E-01	1,850E-01	8,296E-03
-250	7,669E-02	7,555E-01	6,255E-01	5,129E-01	4,133E-01	3,117E-01	2,257E-01	1,010E-02
-200	1,818E-01	1,237E+00	1,008E+00	7,719E-01	5,793E-01	3,857E-01	2,564E-01	1,287E-02
-150	4,926E-01	2,322E+00	1,896E+00	1,339E+00	8,825E-01	4,530E-01	2,714E-01	1,109E-02
-100	1,390E+00	5,410E+00	4,671E+00	3,006E+00	1,412E+00	4,783E-01	1,395E-01	6,648E-03
-50	1,364E+00	1,565E+01	2,035E+01	1,330E+01	1,404E+00	1,184E-01	7,840E-02	4,890E-03
0	4,351E-01	9,934E+01	3,149E+02	1,042E+03	1,458E+02	9,940E-02	1,918E-02	4,708E-03
50	1,373E+00	1,563E+01	2,029E+01	1,329E+01	1,398E+00	1,372E-01	8,127E-02	4,866E-03
100	1,391E+00	5,375E+00	4,671E+00	3,000E+00	1,411E+00	4,856E-01	1,436E-01	7,444E-03
150	4,901E-01	2,325E+00	1,887E+00	1,336E+00	8,843E-01	4,474E-01	2,764E-01	1,144E-02
200	1,777E-01	1,223E+00	1,004E+00	7,707E-01	5,793E-01	3,811E-01	2,528E-01	1,325E-02
250	7,671E-02	7,507E-01	6,293E-01	5,099E-01	4,052E-01	3,110E-01	2,263E-01	9,359E-03
300	3,569E-02	4,908E-01	4,334E-01	3,640E-01	3,015E-01	2,428E-01	1,842E-01	8,212E-03
350	7,456E-02	2,847E-01	2,629E-01	2,266E-01	1,945E-01	1,573E-01	1,195E-01	4,832E-02



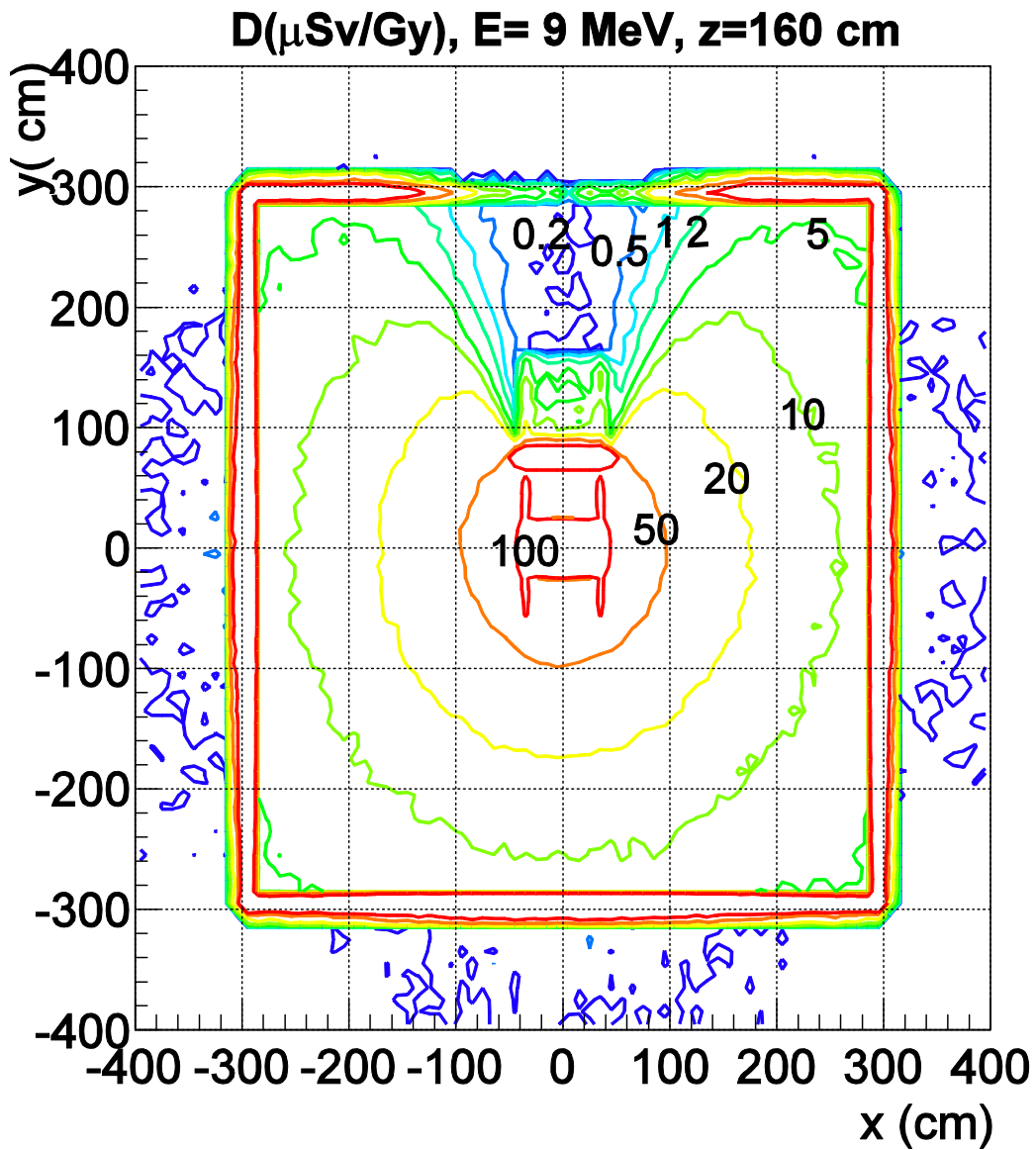
Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 6 MeV.

dosis (μSv/Gy) y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	1,263E-02	1,911E-02	1,152E-02	2,018E-02	1,838E-02	2,177E-02	8,072E-03	2,837E-03
-300	5,436E-03	2,069E+02	2,221E+02	2,101E+02	1,842E+02	1,253E+02	7,805E+01	1,290E-03
-250	8,190E-03	8,449E+00	9,222E+00	8,951E+00	7,480E+00	5,294E+00	3,448E+00	5,463E-04
-200	1,992E-02	1,188E+01	1,436E+01	1,435E+01	1,137E+01	7,042E+00	3,683E+00	5,101E-04
-150	6,352E-02	1,801E+01	2,479E+01	2,658E+01	1,863E+01	8,493E+00	3,941E+00	3,325E-03
-100	1,885E-01	2,460E+01	5,134E+01	6,313E+01	3,067E+01	8,746E+00	2,939E+00	2,000E-03
-50	6,308E-01	9,063E+00	8,452E+01	2,656E+02	3,254E+01	4,860E+00	1,175E+00	5,721E-07
0	8,566E-02	8,102E+04	4,373E+01	4,991E+06	3,847E+05	1,821E+02	5,994E+01	0,000E+00
50	1,146E-01	5,190E+03	9,043E+01	2,651E+02	3,553E+01	5,153E+00	1,366E+00	2,694E-03
100	2,962E-02	4,576E+00	6,351E+00	4,828E+00	6,554E+00	8,705E+00	3,003E+00	3,104E-03
150	2,123E-03	2,358E-01	4,446E-01	3,862E-01	7,156E-01	5,015E+00	3,333E+00	6,440E-04
200	1,401E-03	6,086E-02	6,604E-02	7,384E-02	3,238E-01	1,605E+00	2,272E+00	2,910E-03
250	0,000E+00	1,227E-01	1,315E-01	1,227E-01	2,598E-01	7,094E-01	1,312E+00	1,752E-03
300	0,000E+00	9,548E-01	1,726E+00	1,764E+00	3,041E+00	8,366E+00	1,655E+01	6,600E-04
350	5,020E-04	4,450E-05	1,689E-05	2,166E-05	1,259E-03	2,171E-03	1,814E-03	1,341E-03



Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 6 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	8,004E-02	2,910E-01	2,745E-01	2,364E-01	2,104E-01	1,744E-01	1,415E-01	5,565E-02
-300	3,656E-02	4,922E-01	4,445E-01	3,783E-01	3,289E-01	2,728E-01	2,204E-01	1,011E-02
-250	7,871E-02	7,622E-01	6,479E-01	5,349E-01	4,428E-01	3,604E-01	2,776E-01	1,396E-02
-200	1,822E-01	1,237E+00	1,027E+00	8,078E-01	6,221E-01	4,585E-01	3,245E-01	1,902E-02
-150	4,879E-01	2,329E+00	1,912E+00	1,394E+00	9,731E-01	5,805E-01	3,706E-01	2,415E-02
-100	1,412E+00	5,358E+00	4,690E+00	3,088E+00	1,683E+00	7,019E-01	3,938E-01	2,654E-02
-50	3,821E+00	1,556E+01	2,032E+01	1,333E+01	2,895E+00	7,044E-01	2,539E-01	1,235E-02
0	4,351E-01	9,934E+01	3,149E+02	1,042E+03	1,458E+02	9,940E-02	1,918E-02	4,708E-03
50	6,341E-01	1,516E+01	2,057E+01	1,352E+01	3,257E+00	1,092E+00	3,883E-01	2,738E-02
100	1,310E-01	1,862E-02	3,725E-02	3,466E-02	7,506E-01	7,500E-01	4,758E-01	5,030E-02
150	1,352E-02	5,033E-03	6,396E-03	7,049E-03	1,443E-01	4,419E-01	3,793E-01	3,707E-02
200	5,768E-03	2,171E-02	3,229E-02	3,592E-02	8,859E-02	2,266E-01	2,679E-01	2,122E-02
250	3,004E-03	2,311E-02	3,405E-02	3,897E-02	6,492E-02	1,202E-01	1,591E-01	1,306E-02
300	2,145E-03	1,599E-02	2,586E-02	3,000E-02	4,531E-02	6,670E-02	1,077E-01	6,316E-03
350	5,279E-03	9,488E-03	1,631E-02	1,913E-02	2,660E-02	4,251E-02	6,361E-02	2,136E-02

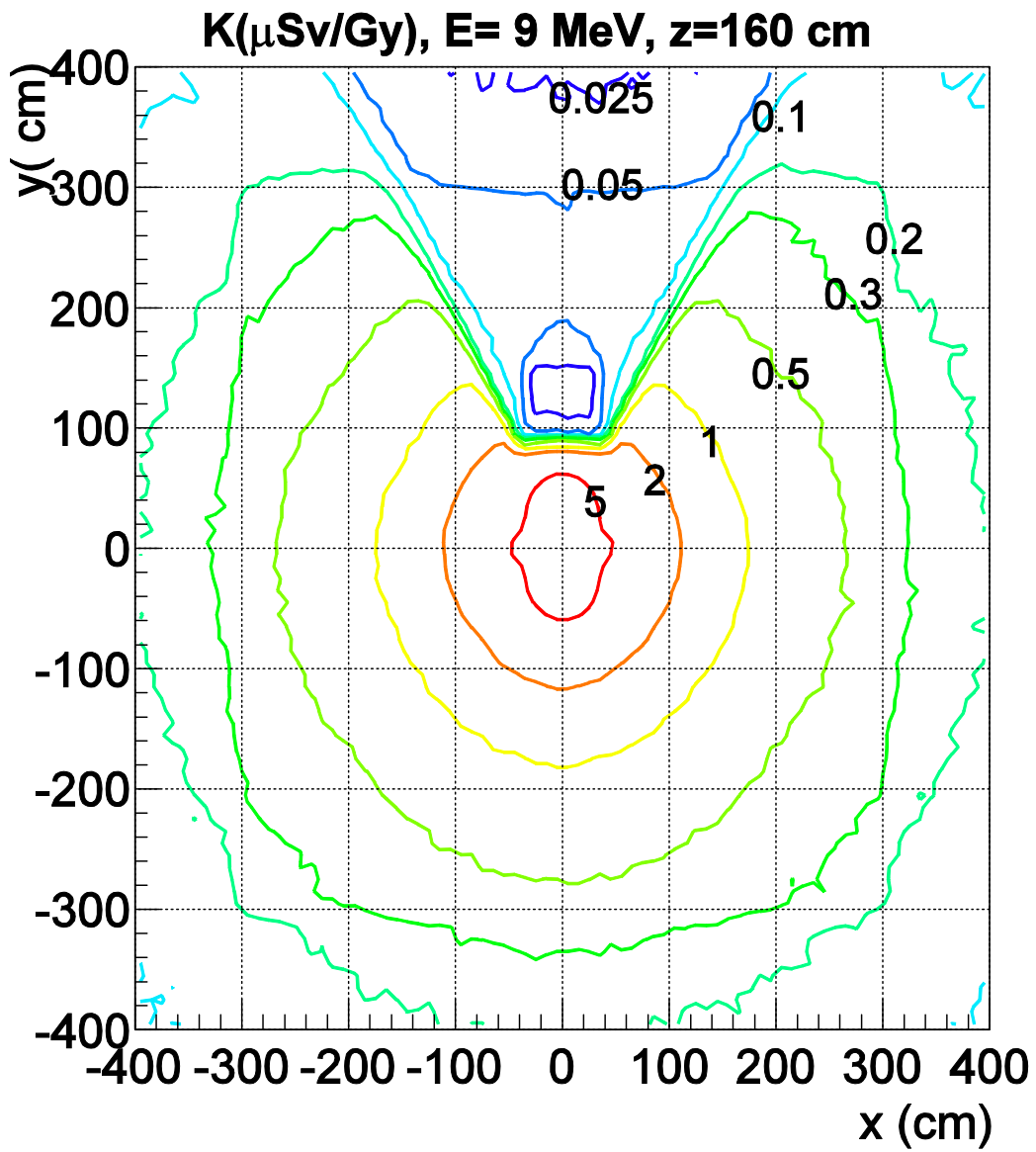


Plano XY ($Z=160 \text{ cm}$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 9 MeV.

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 9 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)									
x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0	
-350	4,623E-02	4,096E-02	1,340E-01	1,685E-01	2,339E-01	2,760E-01	2,720E-01	3,453E-01	
-300	4,493E-02	1,210E+02	1,514E+02	2,039E+02	2,462E+02	3,347E+02	3,603E+02	3,564E+02	
-250	7,155E-02	1,704E+02	6,118E+00	6,788E+00	7,432E+00	8,862E+00	1,014E+01	1,053E+01	
-200	1,193E-01	2,062E+02	6,599E+00	8,131E+00	1,049E+01	1,308E+01	1,526E+01	1,561E+01	
-150	1,854E-01	2,755E+02	8,239E+00	1,047E+01	1,387E+01	1,912E+01	2,368E+01	2,465E+01	
-100	2,259E-01	3,305E+02	8,641E+00	1,333E+01	1,837E+01	2,766E+01	3,906E+01	4,717E+01	
-50	2,904E-01	3,433E+02	9,994E+00	1,511E+01	2,415E+01	3,985E+01	6,573E+01	7,856E+01	
0	2,898E-01	3,445E+02	1,054E+01	1,523E+01	2,560E+01	4,866E+01	8,304E+01	9,196E+07	
50	2,939E-01	3,496E+02	9,963E+00	1,493E+01	2,343E+01	4,011E+01	6,531E+01	7,815E+01	
100	2,361E-01	3,193E+02	9,480E+00	1,243E+01	1,871E+01	2,786E+01	3,993E+01	4,746E+01	
150	1,706E-01	2,623E+02	7,607E+00	1,022E+01	1,352E+01	1,764E+01	2,452E+01	2,604E+01	
200	1,362E-01	1,939E+02	6,473E+00	8,380E+00	1,071E+01	1,258E+01	1,471E+01	1,543E+01	
250	6,069E-02	1,623E+02	5,869E+00	6,450E+00	7,754E+00	8,722E+00	1,021E+01	1,051E+01	
300	3,738E-02	1,079E+02	1,650E+02	2,089E+02	2,570E+02	3,190E+02	3,643E+02	3,521E+02	
350	1,590E-02	5,223E-02	8,401E-02	8,795E-02	1,851E-01	2,979E-01	2,217E-01	2,614E-01	

dosis ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)									
x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350	
-350	3,453E-01	2,833E-01	2,387E-01	2,095E-01	1,210E-01	9,671E-02	6,849E-02	1,150E-02	
-300	3,564E+02	3,577E+02	2,871E+02	2,728E+02	2,153E+02	1,573E+02	1,008E+02	4,333E-02	
-250	1,053E+01	9,676E+00	8,617E+00	8,333E+00	6,262E+00	4,572E+00	1,429E+02	7,002E-02	
-200	1,561E+01	1,484E+01	1,366E+01	1,002E+01	8,140E+00	5,403E+00	1,640E+02	6,470E-02	
-150	2,465E+01	2,332E+01	1,882E+01	1,386E+01	8,618E+00	4,738E+00	9,220E+01	2,977E-02	
-100	4,717E+01	4,014E+01	2,730E+01	1,496E+01	4,398E+00	1,443E+00	2,385E+01	3,020E-02	
-50	7,856E+01	6,807E+01	1,064E+01	7,476E-01	4,224E-01	3,812E-01	5,315E+00	8,257E-03	
0	9,196E+07	8,642E+01	9,799E+00	3,658E+00	2,249E-01	2,167E-01	2,124E+00	1,369E-02	
50	7,815E+01	6,595E+01	1,121E+01	1,417E+00	5,703E-01	4,118E-01	4,787E+00	4,596E-03	
100	4,746E+01	3,929E+01	2,695E+01	1,425E+01	4,180E+00	1,559E+00	2,418E+01	1,336E-02	
150	2,604E+01	2,410E+01	1,825E+01	1,376E+01	9,208E+00	4,769E+00	7,858E+01	2,089E-02	
200	1,543E+01	1,487E+01	1,282E+01	1,004E+01	8,582E+00	5,881E+00	1,545E+02	6,791E-02	
250	1,051E+01	1,008E+01	8,734E+00	7,581E+00	6,226E+00	5,239E+00	1,488E+02	6,696E-02	
300	3,521E+02	3,612E+02	3,044E+02	2,594E+02	2,068E+02	1,690E+02	1,057E+02	5,395E-02	
350	2,614E-01	2,718E-01	2,333E-01	1,685E-01	1,401E-01	9,342E-02	6,969E-02	2,786E-02	

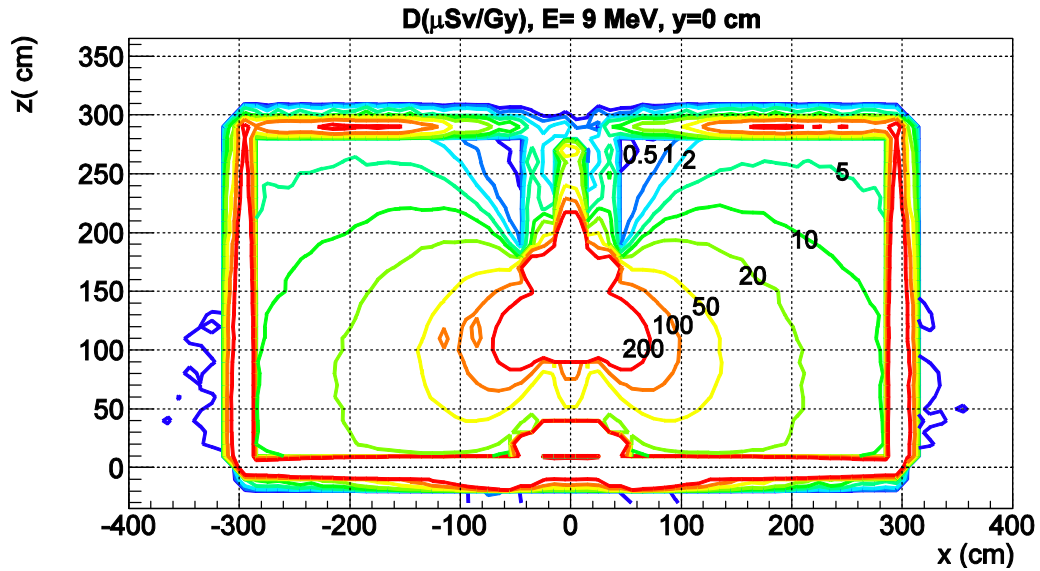


Plano XY ($Z=160\text{ cm}$) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 9 MeV .

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 9 MeV.

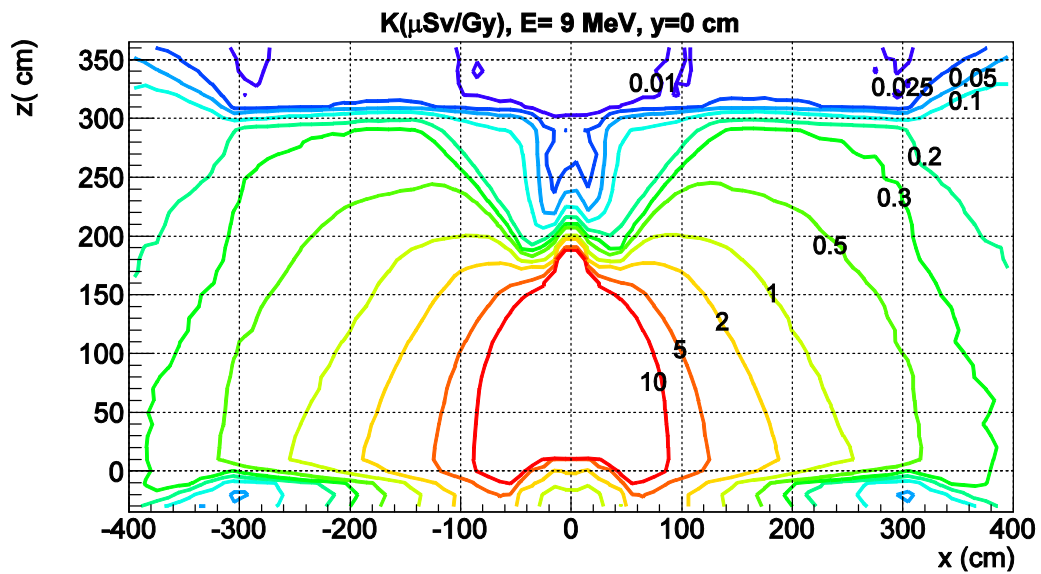
kerma ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	1,164E-01	1,418E-01	1,647E-01	1,988E-01	2,261E-01	2,374E-01	2,469E-01	2,636E-01
-300	1,412E-01	1,997E-01	2,468E-01	2,858E-01	3,301E-01	3,595E-01	3,925E-01	4,111E-01
-250	1,725E-01	2,480E-01	2,989E-01	3,532E-01	4,199E-01	4,846E-01	5,419E-01	5,515E-01
-200	2,023E-01	2,869E-01	3,662E-01	4,371E-01	5,435E-01	6,579E-01	7,503E-01	7,992E-01
-150	2,303E-01	3,401E-01	4,350E-01	5,471E-01	7,140E-01	9,155E-01	1,133E+00	1,268E+00
-100	2,589E-01	3,779E-01	5,086E-01	6,809E-01	9,500E-01	1,333E+00	1,918E+00	2,341E+00
-50	2,699E-01	4,136E-01	5,648E-01	7,785E-01	1,216E+00	2,001E+00	3,484E+00	4,868E+00
0	2,787E-01	4,251E-01	5,915E-01	8,494E-01	1,356E+00	2,531E+00	5,941E+00	8,447E+02
50	2,699E-01	4,245E-01	5,643E-01	8,042E-01	1,202E+00	1,983E+00	3,512E+00	4,826E+00
100	2,515E-01	3,887E-01	5,101E-01	6,783E-01	9,418E-01	1,339E+00	1,943E+00	2,345E+00
150	2,334E-01	3,360E-01	4,359E-01	5,545E-01	7,009E-01	9,085E-01	1,122E+00	1,259E+00
200	1,995E-01	2,935E-01	3,631E-01	4,427E-01	5,330E-01	6,554E-01	7,503E-01	7,911E-01
250	1,720E-01	2,496E-01	3,057E-01	3,620E-01	4,215E-01	4,813E-01	5,460E-01	5,545E-01
300	1,519E-01	1,864E-01	2,410E-01	2,935E-01	3,188E-01	3,667E-01	4,068E-01	3,958E-01
350	1,184E-01	1,410E-01	1,703E-01	1,962E-01	2,182E-01	2,453E-01	2,614E-01	2,647E-01

kerma ($\mu\text{Sv}/\text{Gy}$)								
x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	2,636E-01	2,473E-01	2,355E-01	2,207E-01	1,929E-01	1,634E-01	1,321E-01	1,155E-01
-300	4,111E-01	3,877E-01	3,578E-01	3,076E-01	2,663E-01	2,256E-01	1,841E-01	1,273E-01
-250	5,515E-01	5,330E-01	4,710E-01	4,104E-01	3,344E-01	2,782E-01	2,367E-01	1,520E-01
-200	7,992E-01	7,543E-01	6,266E-01	5,074E-01	4,075E-01	3,311E-01	2,530E-01	1,297E-01
-150	1,268E+00	1,126E+00	8,634E-01	6,659E-01	4,974E-01	3,253E-01	1,058E-01	4,128E-02
-100	2,341E+00	1,902E+00	1,289E+00	8,425E-01	2,093E-01	7,841E-02	5,146E-02	3,044E-02
-50	4,868E+00	3,517E+00	7,015E-01	9,130E-02	7,566E-02	6,360E-02	4,471E-02	2,732E-02
0	8,447E+02	6,124E+00	4,319E-02	2,355E-02	5,313E-02	5,794E-02	4,140E-02	2,911E-02
50	4,826E+00	3,547E+00	7,021E-01	9,072E-02	7,487E-02	6,224E-02	4,599E-02	3,016E-02
100	2,345E+00	1,919E+00	1,282E+00	8,268E-01	2,026E-01	7,399E-02	5,028E-02	3,375E-02
150	1,259E+00	1,111E+00	8,803E-01	6,593E-01	5,032E-01	3,274E-01	1,067E-01	4,268E-02
200	7,911E-01	7,389E-01	6,178E-01	4,935E-01	4,024E-01	3,333E-01	2,599E-01	1,317E-01
250	5,545E-01	5,259E-01	4,736E-01	3,956E-01	3,332E-01	2,837E-01	2,295E-01	1,467E-01
300	3,958E-01	3,828E-01	3,536E-01	3,108E-01	2,661E-01	2,340E-01	1,918E-01	1,352E-01
350	2,647E-01	2,450E-01	2,366E-01	2,146E-01	1,963E-01	1,632E-01	1,328E-01	1,201E-01



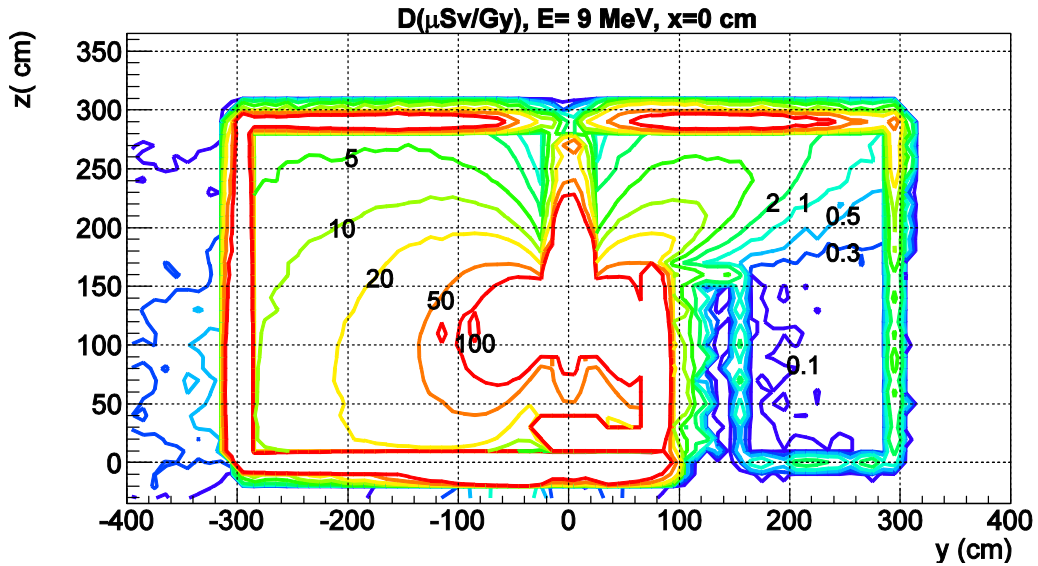
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 9 MeV.

dosis (μSv/Gy)								
x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	1,323E-01	3,845E-01	4,369E-01	3,621E-01	2,329E-01	1,972E-01	8,156E-02	3,254E-02
-300	2,449E-02	5,486E+02	5,350E+02	4,636E+02	3,248E+02	1,961E+02	1,210E+02	2,318E-03
-250	2,236E-02	1,374E+01	1,452E+01	1,255E+01	9,634E+00	5,944E+00	3,739E+00	0,000E+00
-200	3,958E-02	1,965E+01	2,242E+01	1,949E+01	1,386E+01	7,896E+00	4,163E+00	0,000E+00
-150	1,552E-01	2,855E+01	3,929E+01	3,621E+01	2,052E+01	9,345E+00	3,354E+00	0,000E+00
-100	3,897E-01	3,590E+01	8,378E+01	8,517E+01	3,245E+01	7,626E+00	1,239E+00	0,000E+00
-50	6,261E-01	1,603E+02	1,303E+02	3,468E+02	4,829E+01	6,519E-01	3,518E-01	0,000E+00
0	2,295E-01	1,771E+05	9,783E+01	5,712E+06	2,247E+05	1,160E+02	3,853E+01	0,000E+00
50	5,810E-01	1,582E+02	1,297E+02	3,479E+02	4,633E+01	7,128E-01	3,938E-01	0,000E+00
100	3,960E-01	3,498E+01	8,226E+01	8,328E+01	3,310E+01	7,339E+00	1,380E+00	1,578E-06
150	1,064E-01	2,865E+01	4,019E+01	3,588E+01	2,107E+01	8,964E+00	3,264E+00	0,000E+00
200	4,613E-02	1,950E+01	2,214E+01	1,960E+01	1,370E+01	7,807E+00	4,015E+00	0,000E+00
250	9,754E-03	1,432E+01	1,424E+01	1,276E+01	9,387E+00	6,009E+00	3,966E+00	5,557E-05
300	3,531E-02	5,516E+02	5,247E+02	4,622E+02	3,274E+02	1,920E+02	1,214E+02	4,091E-03
350	1,151E-01	3,599E-01	4,237E-01	3,319E-01	2,821E-01	1,716E-01	4,209E-02	2,611E-02



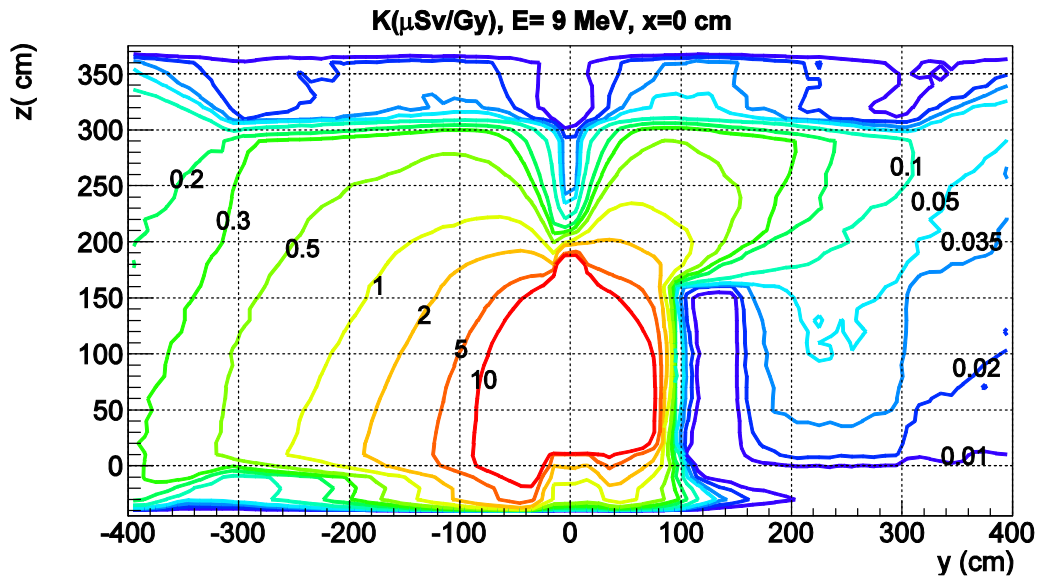
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 9 MeV.

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$)								
x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	9,958E-02	3,764E-01	3,524E-01	2,928E-01	2,517E-01	2,083E-01	1,601E-01	6,548E-02
-300	5,365E-02	6,628E-01	5,678E-01	4,551E-01	3,822E-01	3,111E-01	2,475E-01	1,067E-02
-250	1,237E-01	1,010E+00	8,250E-01	6,426E-01	5,128E-01	4,022E-01	2,980E-01	1,275E-02
-200	2,818E-01	1,672E+00	1,320E+00	9,745E-01	7,275E-01	5,050E-01	3,337E-01	1,764E-02
-150	7,611E-01	3,183E+00	2,489E+00	1,684E+00	1,117E+00	5,947E-01	3,620E-01	1,521E-02
-100	2,333E+00	7,669E+00	6,323E+00	3,775E+00	1,783E+00	6,383E-01	1,969E-01	9,900E-03
-50	2,504E+00	2,562E+01	2,944E+01	1,655E+01	1,793E+00	1,575E-01	1,077E-01	7,297E-03
0	8,076E-01	1,774E+02	5,783E+02	1,446E+03	1,185E+02	9,908E-02	2,286E-02	6,331E-03
50	2,494E+00	2,562E+01	2,936E+01	1,651E+01	1,810E+00	1,753E-01	1,104E-01	7,386E-03
100	2,306E+00	7,687E+00	6,318E+00	3,752E+00	1,773E+00	6,447E-01	2,077E-01	1,024E-02
150	7,640E-01	3,216E+00	2,473E+00	1,690E+00	1,102E+00	5,973E-01	3,689E-01	1,805E-02
200	2,809E-01	1,664E+00	1,303E+00	9,769E-01	7,283E-01	4,971E-01	3,381E-01	1,768E-02
250	1,212E-01	9,941E-01	8,080E-01	6,528E-01	5,101E-01	4,025E-01	3,003E-01	1,388E-02
300	5,293E-02	6,443E-01	5,638E-01	4,669E-01	3,837E-01	3,083E-01	2,463E-01	1,030E-02
350	1,054E-01	3,852E-01	3,472E-01	2,970E-01	2,584E-01	2,026E-01	1,519E-01	6,343E-02



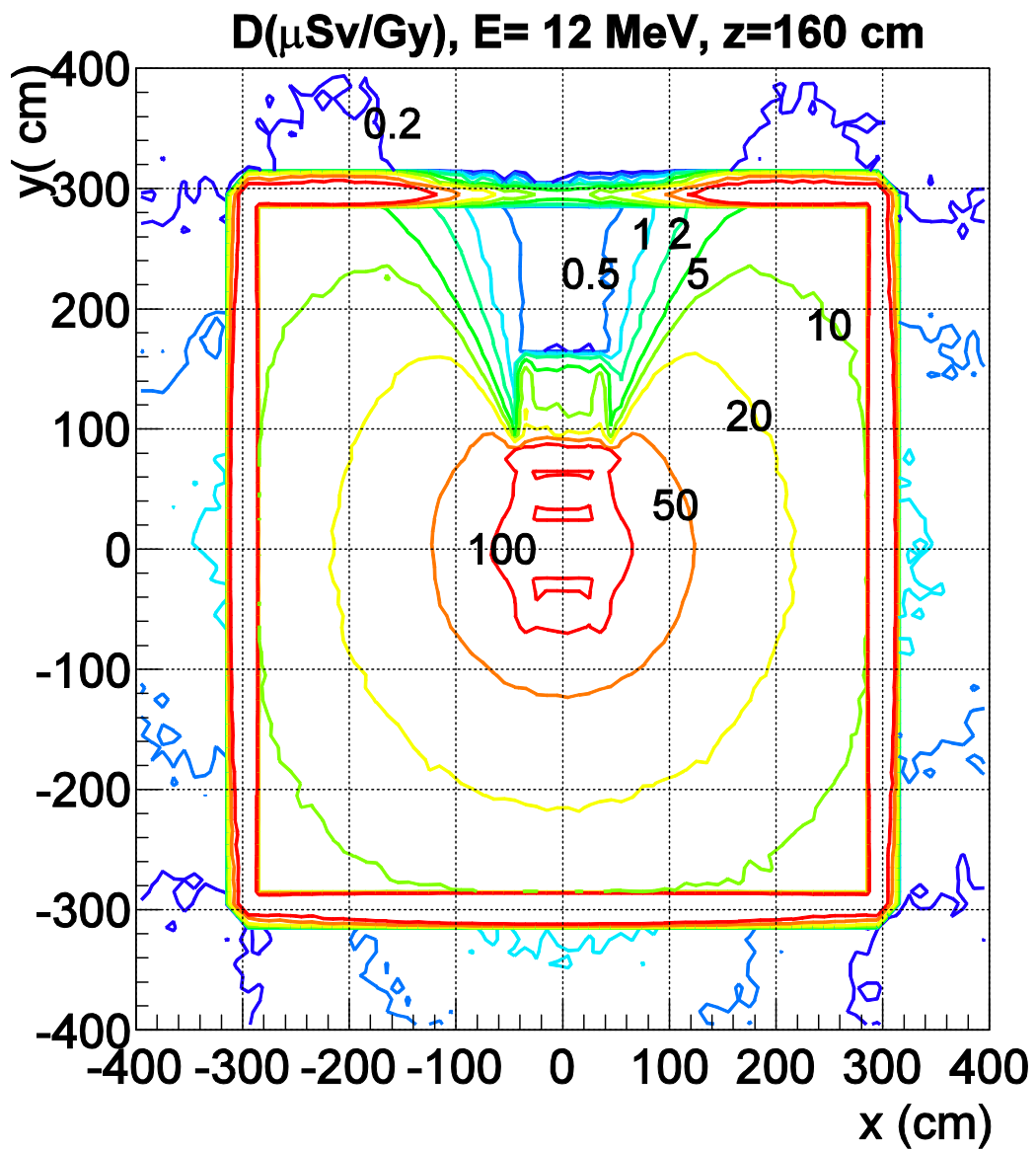
Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 9 MeV.

dosis (μSv/Gy)								
y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	1,374E-01	3,826E-01	4,610E-01	3,901E-01	1,890E-01	1,857E-01	4,892E-02	2,303E-02
-300	2,889E-02	5,048E+02	5,354E+02	4,351E+02	3,402E+02	2,232E+02	1,295E+02	2,418E-03
-250	2,102E-02	1,375E+01	1,451E+01	1,231E+01	9,801E+00	6,607E+00	3,895E+00	3,701E-03
-200	2,782E-02	1,968E+01	2,233E+01	1,981E+01	1,379E+01	8,130E+00	4,217E+00	7,374E-05
-150	1,251E-01	2,815E+01	3,954E+01	3,547E+01	2,212E+01	9,249E+00	4,427E+00	4,878E-03
-100	3,774E-01	3,511E+01	8,270E+01	8,395E+01	3,420E+01	9,901E+00	3,389E+00	4,012E-06
-50	1,555E+00	1,467E+01	1,295E+02	3,465E+02	3,620E+01	5,279E+00	1,390E+00	4,184E-03
0	2,295E-01	1,771E+05	9,783E+01	5,712E+06	2,247E+05	1,160E+02	3,853E+01	0,000E+00
50	2,820E-01	1,111E+04	1,354E+02	3,378E+02	3,901E+01	5,723E+00	1,433E+00	4,516E-03
100	4,620E-02	7,318E+00	1,607E+01	1,094E+01	7,164E+00	9,591E+00	3,352E+00	2,461E-02
150	9,995E-03	2,800E-01	1,102E+00	6,853E-01	7,698E-01	5,874E+00	3,614E+00	3,406E-03
200	5,127E-03	1,206E-01	1,083E-01	1,365E-01	3,501E-01	1,615E+00	2,873E+00	0,000E+00
250	3,818E-03	1,286E-01	1,821E-01	2,162E-01	2,204E-01	6,672E-01	1,476E+00	0,000E+00
300	4,698E-03	1,810E+00	2,290E+00	1,675E+00	4,686E+00	7,762E+00	2,137E+01	0,000E+00
350	5,645E-03	3,521E-03	3,577E-03	6,929E-03	3,573E-03	1,091E-02	8,419E-03	3,253E-03



Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 9 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$)		-25	25	75	125	175	225	275	325
y(cm)/z(cm)									
-350		1,043E-01	3,870E-01	3,478E-01	3,010E-01	2,627E-01	2,166E-01	1,862E-01	7,305E-02
-300		5,853E-02	6,623E-01	5,740E-01	4,798E-01	4,126E-01	3,442E-01	2,785E-01	1,311E-02
-250		1,218E-01	9,943E-01	8,294E-01	6,659E-01	5,563E-01	4,575E-01	3,660E-01	1,857E-02
-200		2,804E-01	1,665E+00	1,320E+00	1,015E+00	7,808E-01	5,832E-01	4,143E-01	2,394E-02
-150		7,618E-01	3,180E+00	2,501E+00	1,748E+00	1,213E+00	7,353E-01	4,760E-01	3,125E-02
-100		2,342E+00	7,651E+00	6,297E+00	3,832E+00	2,049E+00	8,947E-01	5,161E-01	3,592E-02
-50		7,322E+00	2,539E+01	2,933E+01	1,658E+01	3,457E+00	8,810E-01	3,420E-01	1,844E-02
0		8,076E-01	1,774E+02	5,783E+02	1,446E+03	1,185E+02	9,908E-02	2,286E-02	6,331E-03
50		1,342E+00	2,469E+01	2,973E+01	1,682E+01	3,715E+00	1,193E+00	4,508E-01	3,446E-02
100		2,432E-01	3,385E-02	6,577E-02	5,089E-02	8,085E-01	8,749E-01	5,596E-01	5,358E-02
150		2,102E-02	6,287E-03	9,216E-03	9,190E-03	1,369E-01	4,937E-01	4,436E-01	3,851E-02
200		8,131E-03	2,861E-02	4,248E-02	4,715E-02	9,147E-02	2,454E-01	3,087E-01	2,421E-02
250		4,063E-03	3,007E-02	4,420E-02	5,035E-02	7,189E-02	1,296E-01	1,787E-01	1,364E-02
300		3,281E-03	2,192E-02	3,415E-02	3,952E-02	5,152E-02	7,189E-02	1,195E-01	7,188E-03
350		6,986E-03	1,426E-02	2,082E-02	2,573E-02	3,186E-02	4,595E-02	6,596E-02	2,715E-02

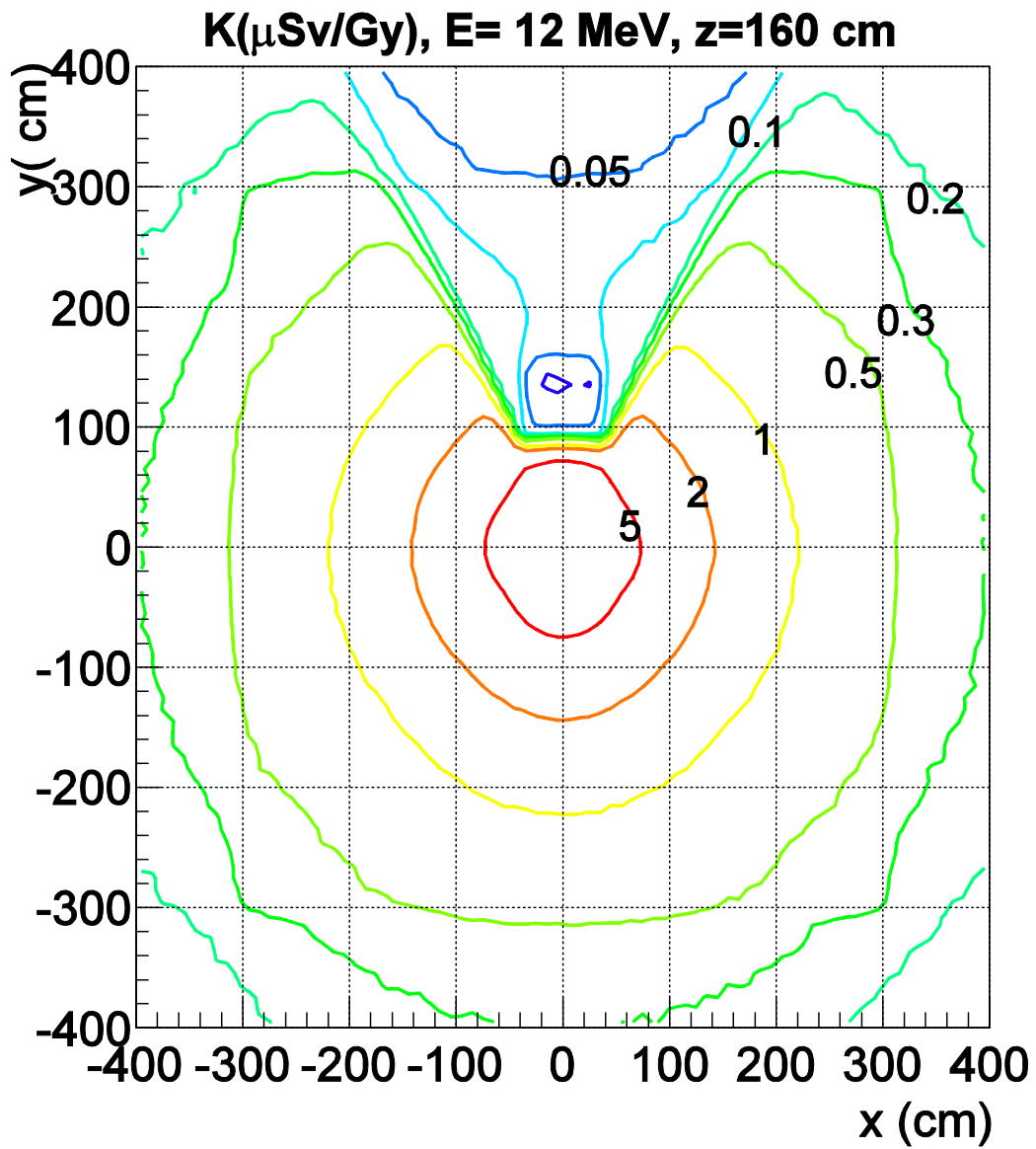


Plano XY ($Z=160 \text{ cm}$) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV .

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	9,440E-02	1,924E-01	3,352E-01	4,136E-01	5,791E-01	7,980E-01	7,666E-01	9,121E-01
-300	2,208E-01	2,054E+02	2,910E+02	3,446E+02	4,297E+02	5,062E+02	5,614E+02	6,102E+02
-250	2,783E-01	2,788E+02	8,268E+00	9,875E+00	1,199E+01	1,354E+01	1,472E+01	1,528E+01
-200	4,561E-01	3,553E+02	1,027E+01	1,240E+01	1,551E+01	1,881E+01	2,171E+01	2,251E+01
-150	5,783E-01	4,579E+02	1,199E+01	1,553E+01	2,019E+01	2,708E+01	3,353E+01	3,637E+01
-100	7,366E-01	5,344E+02	1,344E+01	1,891E+01	2,727E+01	4,009E+01	5,653E+01	6,599E+01
-50	8,150E-01	5,913E+02	1,527E+01	2,132E+01	3,348E+01	5,692E+01	9,236E+01	1,100E+02
0	9,496E-01	6,076E+02	1,561E+01	2,270E+01	3,725E+01	6,607E+01	1,153E+02	3,494E+02
50	8,455E-01	5,745E+02	1,518E+01	2,169E+01	3,379E+01	5,663E+01	9,224E+01	1,086E+02
100	7,234E-01	5,153E+02	1,324E+01	1,847E+01	2,727E+01	3,963E+01	5,599E+01	6,632E+01
150	5,520E-01	4,581E+02	1,171E+01	1,567E+01	2,062E+01	2,695E+01	3,332E+01	3,691E+01
200	4,105E-01	3,606E+02	1,006E+01	1,247E+01	1,526E+01	1,886E+01	2,178E+01	2,271E+01
250	2,717E-01	2,818E+02	8,453E+00	1,018E+01	1,190E+01	1,334E+01	1,485E+01	1,538E+01
300	1,431E-01	2,013E+02	2,815E+02	3,668E+02	4,368E+02	5,220E+02	5,940E+02	6,034E+02
350	1,342E-01	1,780E-01	2,627E-01	4,470E-01	5,822E-01	7,593E-01	8,213E-01	8,755E-01

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	9,121E-01	8,671E-01	7,359E-01	5,617E-01	3,850E-01	2,872E-01	1,833E-01	7,761E-02
-300	6,102E+02	5,861E+02	5,261E+02	4,586E+02	3,632E+02	2,837E+02	1,939E+02	1,475E-01
-250	1,528E+01	1,462E+01	1,338E+01	1,158E+01	9,745E+00	7,569E+00	2,692E+02	2,012E-01
-200	2,251E+01	2,168E+01	1,840E+01	1,524E+01	1,161E+01	8,464E+00	2,776E+02	2,786E-01
-150	3,637E+01	3,371E+01	2,665E+01	1,987E+01	1,324E+01	7,094E+00	1,525E+02	1,259E-01
-100	6,599E+01	5,644E+01	3,970E+01	2,182E+01	5,953E+00	2,210E+00	3,252E+01	6,617E-02
-50	1,100E+02	9,496E+01	1,456E+01	1,061E+00	6,930E-01	6,103E-01	7,822E+00	1,393E-02
0	3,494E+07	1,217E+02	1,764E+01	4,970E+00	3,082E-01	3,208E-01	4,224E+00	1,645E-02
50	1,086E+02	9,464E+01	1,579E+01	2,023E+00	6,366E-01	5,965E-01	7,745E+00	1,854E-02
100	6,632E+01	5,578E+01	3,996E+01	2,171E+01	5,894E+00	2,007E+00	3,062E+01	3,320E-02
150	3,691E+01	3,360E+01	2,623E+01	1,980E+01	1,370E+01	7,030E+00	1,631E+02	1,410E-01
200	2,271E+01	2,130E+01	1,824E+01	1,487E+01	1,151E+01	8,432E+00	2,819E+02	2,469E-01
250	1,538E+01	1,442E+01	1,330E+01	1,167E+01	9,677E+00	7,760E+00	2,687E+02	2,314E-01
300	6,034E+02	6,040E+02	5,279E+02	4,383E+02	3,311E+02	2,716E+02	2,086E+02	1,760E-01
350	8,755E-01	8,780E-01	7,731E-01	5,543E-01	3,924E-01	3,319E-01	1,620E-01	1,148E-01

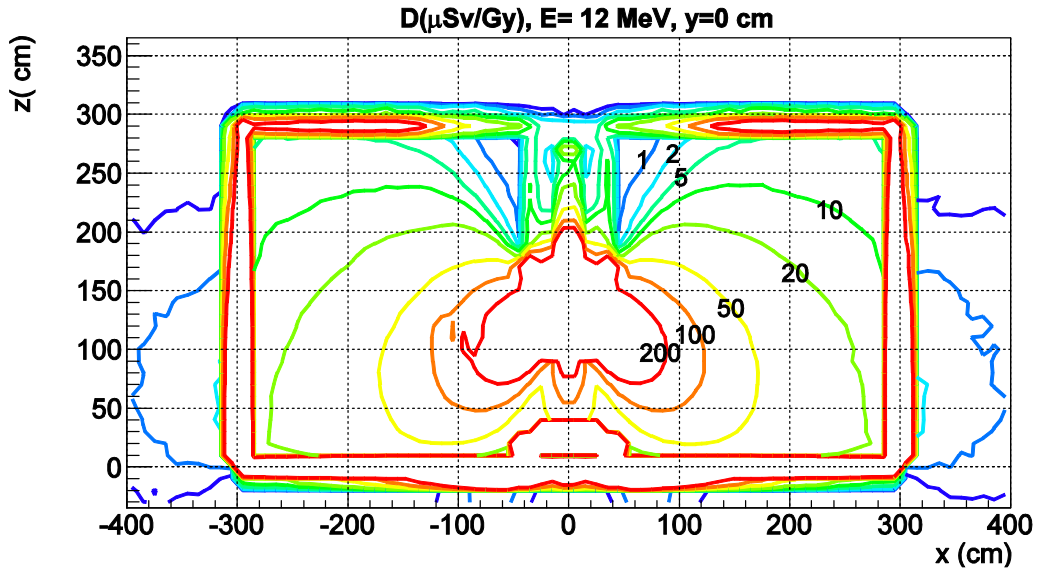


Plano XY ($Z=160 \text{ cm}$) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 12 MeV.

Tabla XY (Z=160 cm) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 12 MeV.

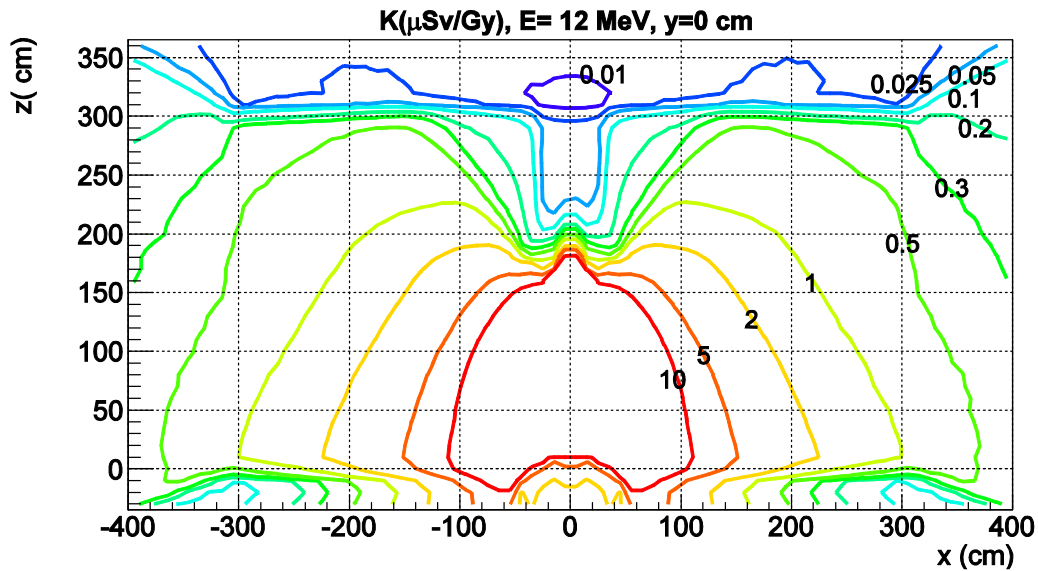
kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/y(cm)	-350	-300	-250	-200	-150	-100	-50	0
-350	1,758E-01	2,073E-01	2,479E-01	2,857E-01	3,303E-01	3,582E-01	3,842E-01	3,900E-01
-300	2,111E-01	2,845E-01	3,609E-01	4,234E-01	4,822E-01	5,434E-01	5,820E-01	5,988E-01
-250	2,599E-01	3,588E-01	4,457E-01	5,213E-01	6,059E-01	7,116E-01	7,855E-01	8,155E-01
-200	2,904E-01	4,295E-01	5,255E-01	6,336E-01	7,706E-01	9,446E-01	1,098E+00	1,160E+00
-150	3,291E-01	4,834E-01	6,229E-01	7,823E-01	1,013E+00	1,316E+00	1,647E+00	1,832E+00
-100	3,717E-01	5,446E-01	7,206E-01	9,567E-01	1,338E+00	1,889E+00	2,732E+00	3,347E+00
-50	3,884E-01	5,981E-01	7,973E-01	1,125E+00	1,677E+00	2,762E+00	4,790E+00	6,656E+00
0	3,963E-01	6,113E-01	8,331E-01	1,186E+00	1,875E+00	3,403E+00	7,472E+00	3,682E+02
50	3,874E-01	5,957E-01	8,013E-01	1,113E+00	1,677E+00	2,773E+00	4,800E+00	6,634E+00
100	3,571E-01	5,497E-01	7,274E-01	9,657E-01	1,340E+00	1,896E+00	2,719E+00	3,350E+00
150	3,327E-01	4,794E-01	6,231E-01	7,934E-01	1,005E+00	1,325E+00	1,649E+00	1,845E+00
200	2,933E-01	4,259E-01	5,225E-01	6,273E-01	7,863E-01	9,449E-01	1,093E+00	1,162E+00
250	2,519E-01	3,547E-01	4,386E-01	5,268E-01	6,185E-01	7,141E-01	7,792E-01	8,226E-01
300	2,080E-01	2,877E-01	3,597E-01	4,210E-01	4,798E-01	5,366E-01	5,822E-01	5,992E-01
350	1,812E-01	2,103E-01	2,472E-01	2,855E-01	3,189E-01	3,628E-01	3,784E-01	3,827E-01

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/y(cm)	0	50	100	150	200	250	300	350
-350	3,900E-01	3,709E-01	3,479E-01	3,114E-01	2,792E-01	2,323E-01	2,009E-01	1,692E-01
-300	5,988E-01	5,686E-01	5,279E-01	4,598E-01	3,910E-01	3,328E-01	2,625E-01	1,927E-01
-250	8,155E-01	7,762E-01	6,830E-01	5,883E-01	4,830E-01	4,047E-01	3,326E-01	2,209E-01
-200	1,160E+00	1,077E+00	9,098E-01	7,354E-01	5,901E-01	4,786E-01	3,661E-01	1,886E-01
-150	1,832E+00	1,630E+00	1,268E+00	9,504E-01	7,129E-01	4,777E-01	1,556E-01	6,093E-02
-100	3,347E+00	2,716E+00	1,813E+00	1,203E+00	3,053E-01	1,120E-01	7,500E-02	4,699E-02
-50	6,656E+00	4,853E+00	9,613E-01	1,374E-01	1,122E-01	9,411E-02	6,746E-02	4,177E-02
0	3,682E+02	7,730E+00	5,477E-02	3,433E-02	7,607E-02	8,046E-02	6,131E-02	3,873E-02
50	6,634E+00	4,878E+00	9,563E-01	1,359E-01	1,133E-01	9,336E-02	6,790E-02	4,123E-02
100	3,350E+00	2,725E+00	1,796E+00	1,192E+00	3,073E-01	1,132E-01	7,436E-02	4,676E-02
150	1,845E+00	1,644E+00	1,259E+00	9,386E-01	7,046E-01	4,636E-01	1,587E-01	6,106E-02
200	1,162E+00	1,073E+00	9,065E-01	7,411E-01	5,799E-01	4,729E-01	3,661E-01	1,896E-01
250	8,226E-01	7,703E-01	6,865E-01	5,867E-01	4,825E-01	4,008E-01	3,308E-01	2,295E-01
300	5,992E-01	5,700E-01	5,144E-01	4,610E-01	3,934E-01	3,345E-01	2,656E-01	1,959E-01
350	3,827E-01	3,715E-01	3,462E-01	3,151E-01	2,752E-01	2,405E-01	1,958E-01	1,635E-01



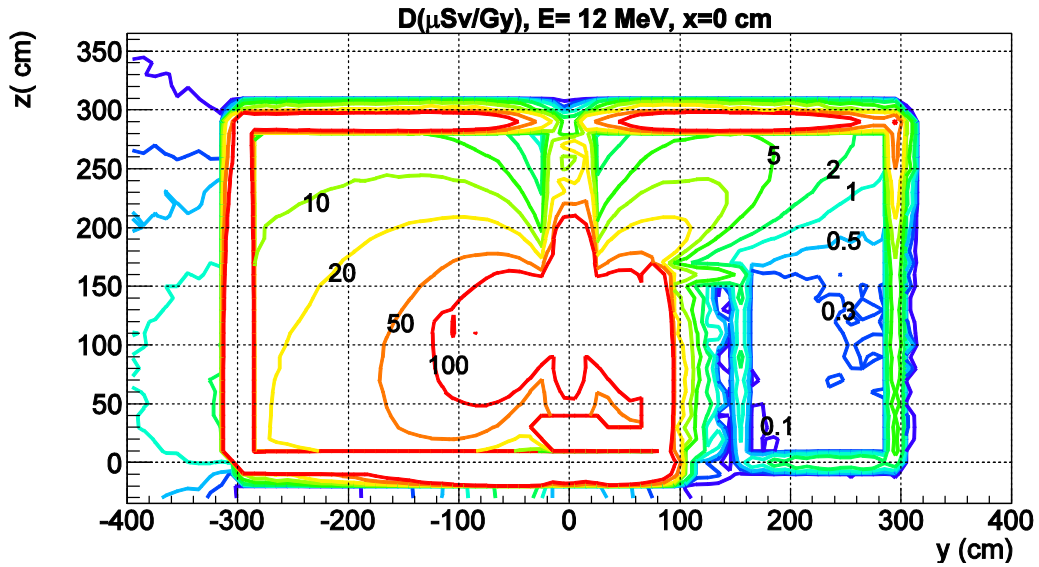
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV.

dosis (μSv/Gy)								
x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	4,822E-01	1,356E+00	1,391E+00	1,199E+00	7,805E-01	4,825E-01	2,324E-01	7,363E-02
-300	9,197E-02	1,024E+03	9,506E+02	7,754E+02	5,531E+02	3,466E+02	1,981E+02	1,116E-02
-250	4,934E-02	2,362E+01	2,288E+01	1,913E+01	1,369E+01	8,978E+00	5,326E+00	2,088E-03
-200	1,029E-01	3,353E+01	3,629E+01	3,004E+01	1,940E+01	1,108E+01	5,559E+00	1,453E-03
-150	2,294E-01	4,769E+01	6,575E+01	5,401E+01	3,023E+01	1,268E+01	4,781E+00	2,282E-03
-100	7,956E-01	5,743E+01	1,396E+02	1,270E+02	4,502E+01	1,077E+01	1,771E+00	1,091E-05
-50	1,049E+00	2,940E+02	2,202E+02	5,118E+02	7,649E+01	9,969E-01	5,438E-01	0,000E+00
0	3,544E-01	3,659E+05	1,868E+02	8,788E+06	7,144E+04	3,788E+01	1,490E+01	0,000E+00
50	1,038E+00	2,942E+02	2,195E+02	5,129E+02	7,328E+01	1,006E+00	6,501E-01	8,930E-04
100	7,959E-01	5,774E+01	1,387E+02	1,251E+02	4,563E+01	1,081E+01	1,886E+00	1,342E-03
150	2,567E-01	4,776E+01	6,566E+01	5,432E+01	2,981E+01	1,306E+01	4,983E+00	2,987E-03
200	9,858E-02	3,349E+01	3,607E+01	3,006E+01	1,974E+01	1,108E+01	5,846E+00	3,130E-05
250	3,578E-02	2,394E+01	2,267E+01	1,942E+01	1,363E+01	9,088E+00	5,469E+00	4,542E-03
300	9,805E-02	1,009E+03	9,589E+02	8,020E+02	5,417E+02	3,401E+02	2,024E+02	8,709E-03
350	5,150E-01	1,289E+00	1,494E+00	1,188E+00	7,387E-01	4,423E-01	2,494E-01	9,828E-02



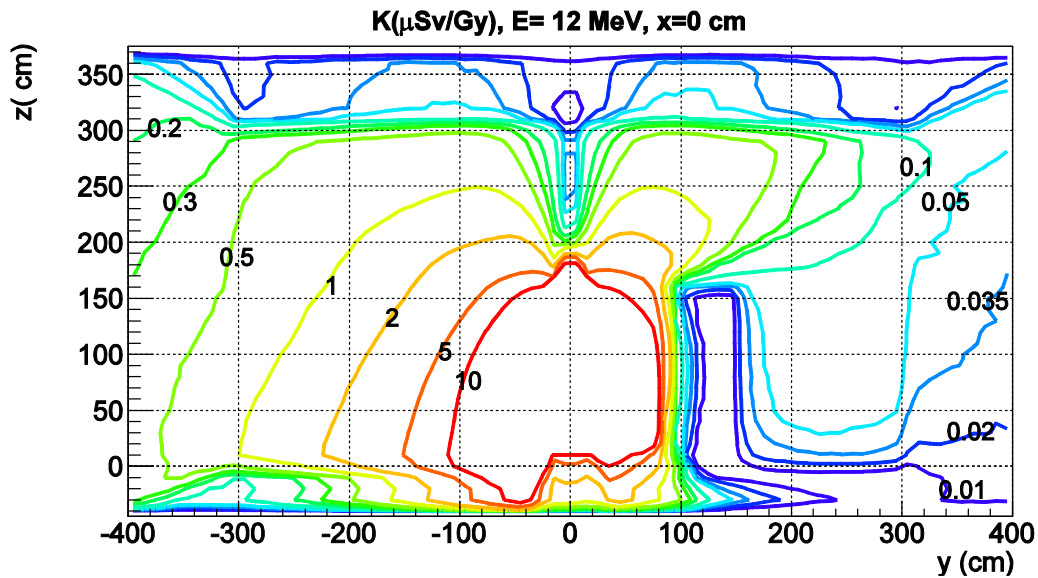
Plano XZ (Y=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 12 MeV.

kerma ($\mu\text{Sv/Gy}$) x(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	1,516E-01	5,763E-01	5,170E-01	4,401E-01	3,692E-01	3,083E-01	2,425E-01	1,058E-01
-300	8,768E-02	9,732E-01	8,343E-01	6,848E-01	5,696E-01	4,714E-01	3,682E-01	1,662E-02
-250	1,883E-01	1,501E+00	1,212E+00	9,523E-01	7,599E-01	6,077E-01	4,681E-01	2,227E-02
-200	4,374E-01	2,489E+00	1,951E+00	1,436E+00	1,071E+00	7,607E-01	5,354E-01	2,842E-02
-150	1,222E+00	4,853E+00	3,697E+00	2,467E+00	1,620E+00	9,272E-01	5,825E-01	2,585E-02
-100	3,855E+00	1,191E+01	9,476E+00	5,421E+00	2,610E+00	1,016E+00	3,137E-01	1,714E-02
-50	4,298E+00	4,278E+01	4,586E+01	2,353E+01	2,699E+00	2,359E-01	1,636E-01	1,172E-02
0	1,505E+00	3,357E+02	1,056E+03	1,959E+03	4,056E+01	6,072E-02	3,122E-02	8,531E-03
50	4,312E+00	4,284E+01	4,589E+01	2,349E+01	2,709E+00	2,426E-01	1,654E-01	1,159E-02
100	3,827E+00	1,191E+01	9,458E+00	5,416E+00	2,615E+00	1,021E+00	3,185E-01	1,818E-02
150	1,216E+00	4,825E+00	3,672E+00	2,449E+00	1,619E+00	9,218E-01	5,865E-01	2,665E-02
200	4,428E-01	2,491E+00	1,933E+00	1,421E+00	1,064E+00	7,606E-01	5,319E-01	2,890E-02
250	1,866E-01	1,485E+00	1,198E+00	9,455E-01	7,592E-01	6,081E-01	4,644E-01	2,336E-02
300	8,520E-02	9,747E-01	8,297E-01	6,796E-01	5,697E-01	4,696E-01	3,684E-01	1,784E-02
350	1,514E-01	5,739E-01	5,225E-01	4,343E-01	3,717E-01	3,070E-01	2,419E-01	1,020E-01



Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV.

dosis (μSv/Gy) y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	4,653E-01	1,386E+00	1,392E+00	1,220E+00	8,096E-01	4,379E-01	2,458E-01	8,405E-02
-300	8,424E-02	1,014E+03	9,542E+02	7,593E+02	5,485E+02	3,514E+02	2,111E+02	6,761E-03
-250	4,638E-02	2,342E+01	2,255E+01	1,870E+01	1,407E+01	9,396E+00	5,840E+00	2,182E-05
-200	7,659E-02	3,358E+01	3,619E+01	3,026E+01	2,027E+01	1,161E+01	6,312E+00	4,077E-03
-150	2,471E-01	4,812E+01	6,526E+01	5,380E+01	3,052E+01	1,380E+01	5,974E+00	1,238E-03
-100	8,086E-01	5,673E+01	1,389E+02	1,258E+02	4,813E+01	1,378E+01	4,746E+00	2,245E-03
-50	3,057E+00	2,462E+01	2,171E+02	5,075E+02	5,130E+01	7,789E+00	1,991E+00	9,796E-04
0	3,544E-01	3,659E+05	1,868E+02	8,788E+06	7,144E+04	3,788E+01	1,490E+01	0,000E+00
50	5,797E-01	2,081E+04	2,263E+02	4,975E+02	5,554E+01	8,180E+00	2,093E+00	2,242E-03
100	1,427E-01	2,006E+01	2,699E+01	1,630E+01	9,830E+00	1,397E+01	4,913E+00	1,804E-03
150	1,616E-02	5,292E-01	8,926E-01	8,153E-01	1,011E+00	8,428E+00	5,551E+00	1,677E-03
200	3,807E-03	1,491E-01	1,724E-01	1,874E-01	4,839E-01	2,529E+00	4,191E+00	2,886E-03
250	4,313E-03	2,238E-01	2,923E-01	3,035E-01	4,302E-01	1,074E+00	2,123E+00	2,256E-03
300	8,954E-03	3,177E+00	4,193E+00	3,999E+00	5,389E+00	1,549E+01	3,758E+01	3,400E-03
350	1,307E-02	1,766E-02	7,785E-03	1,236E-02	1,596E-02	1,141E-02	1,950E-02	1,412E-02



Plano YZ (X=0 cm) (arriba) y tabla (abajo) de los valores de kerma debido a fotones para la energía de 12 MeV.

dosis ($\mu\text{Sv/Gy}$) y(cm)/z(cm)	-25	25	75	125	175	225	275	325
-350	1,512E-01	5,815E-01	5,208E-01	4,461E-01	3,747E-01	3,194E-01	2,583E-01	1,131E-01
-300	8,905E-02	9,704E-01	8,405E-01	6,979E-01	5,817E-01	4,923E-01	4,045E-01	2,041E-02
-250	1,851E-01	1,493E+00	1,223E+00	9,703E-01	7,855E-01	6,422E-01	5,156E-01	2,550E-02
-200	4,444E-01	2,490E+00	1,957E+00	1,456E+00	1,104E+00	8,234E-01	6,094E-01	3,483E-02
-150	1,247E+00	4,835E+00	3,691E+00	2,479E+00	1,663E+00	1,050E+00	7,136E-01	4,605E-02
-100	3,915E+00	1,188E+01	9,466E+00	5,433E+00	2,774E+00	1,293E+00	7,749E-01	4,962E-02
-50	1,306E+01	4,267E+01	4,581E+01	2,349E+01	4,456E+00	1,271E+00	5,168E-01	2,679E-02
0	1,505E+00	3,357E+02	1,056E+03	1,959E+03	4,056E+01	6,072E-02	3,122E-02	8,531E-03
50	2,412E+00	4,134E+01	4,649E+01	2,388E+01	4,654E+00	1,398E+00	5,523E-01	3,332E-02
100	4,331E-01	6,394E-02	1,124E-01	7,476E-02	9,044E-01	1,185E+00	7,503E-01	5,581E-02
150	3,532E-02	9,197E-03	1,267E-02	1,327E-02	1,141E-01	6,490E-01	6,095E-01	4,462E-02
200	1,359E-02	4,227E-02	6,299E-02	6,799E-02	9,755E-02	2,943E-01	4,267E-01	2,984E-02
250	7,073E-03	4,530E-02	6,761E-02	7,706E-02	8,997E-02	1,452E-01	2,256E-01	1,825E-02
300	5,104E-03	3,215E-02	5,037E-02	5,772E-02	6,570E-02	8,058E-02	1,485E-01	1,117E-02
350	1,133E-02	2,038E-02	3,223E-02	3,815E-02	4,176E-02	4,955E-02	8,100E-02	3,467E-02

8. RESUMEN

La radioterapia siempre conlleva una irradiación colateral del tejido sano próximo al tumor. Por lo que, a pesar de las continuas mejoras tecnológicas que se han ido produciendo en este campo, este hecho limitará la dosis máxima que podemos administrar al tumor.

Por tanto, si se pudieran desplazar los tejidos y órganos sanos y mantenerlos fuera del campo de radiación o en su defecto protegerlos, se evitaría la irradiación de los mismos y se podría hacer una irradiación selectiva de la zona tumoral a dosis más altas, aumentando el control local de la enfermedad. Este es el fundamento de la radioterapia intraoperatoria (IORT). Esto implicará una disminución de recaídas locales y un aumento de la supervivencia.

Inicialmente, la técnica se realizaba con aceleradores lineales de electrones y dentro de las salas blindadas donde están instalados estos equipos. Esto presenta el inconveniente de la larga duración del tratamiento y de la necesidad del traslado del paciente anestesiado fuera del área quirúrgica para su irradiación y de vuelta al quirófano para finalizar la cirugía. Esto motivó la búsqueda de soluciones alternativas, pero éstas fueron poco rentables y no dejaban de interferir en el normal desarrollo de la actividad de los departamentos de cirugía y radioterapia. Por ello aparecieron los aceleradores portátiles que permitían la realización de la IORT en la propia área quirúrgica, evitando los problemas asociados al traslado del paciente y reduciendo la duración del tratamiento.

A pesar de que los fabricantes adecuan el diseño de estos aceleradores minimizando la radiación dispersa que producen, el uso de estos equipos en quirófanos donde no existe ningún tipo de blindaje estructural representa un problema desde el punto de vista de la protección de los trabajadores frente a las radiaciones ionizantes. Esto es debido a que aunque sólo emiten haces de electrones también se producen neutrones y rayos X de frenado al interaccionar los electrones con la estructura del acelerador y con el propio paciente. Por ello hemos intentado con nuestro proyecto analizar la protección radiológica de los aceleradores móviles en quirófano mediante el estudio detallado de la radiación

dispersa producida por estos equipos con todas sus componentes (electrones, fotones y neutrones).

Aunque en nuestro proyecto se tratan aspectos generales de todos los modelos de aceleradores móviles utilizados en radioterapia intraoperatoria, nos hemos centrado principalmente en la protección radiológica del acelerador de electrones Mobetron de la firma Intraop Medical, Inc., que fue el primero de estas características instalado en España, en el Hospital San Jaime de Torrevieja (Alicante) en el año 2004.

Dado que es sobradamente conocida la utilidad del método de Monte Carlo para la caracterización dosimétrica de los haces de radiación de los aceleradores en general, hemos decidido utilizar dicha técnica para caracterizar los haces de electrones producidos por el Mobetron pero aplicándola por primera vez en el campo de la protección radiológica.

Inicialmente se simula por el método Monte Carlo, la radiación producida al interaccionar los electrones con los componentes estructurales de la cabeza de radiación, el aplicador y con el agua del sistema analizador de haces de radiación computarizado utilizado para la obtención de los datos dosimétricos. Como aspecto de interés singular y novedoso, esta simulación ha sido realizada mediante dos códigos diferentes, Penelope2008 y Geant4. Ambas simulaciones han sido validadas mediante comparación de los rendimientos en profundidad y de los perfiles en el máximo de dosis obtenidos de forma teórica frente a los obtenidos experimentalmente. Esto se ha realizado para las 4 energías de electrones disponibles: 4, 6, 9 y 12 MeV.

Con el fin de estudiar el efecto que producen las estructuras internas del cabezal sobre la distribución de la radiación dispersa total y analizar la influencia de las principales zonas dispersoras, tanto en la cabeza de radiación como en el propio paciente, se ha realizado una nueva simulación incorporando en el modelado de la geometría los blindajes estructurales más relevantes existentes en el cabezal, el maniquí plástico de RW3 donde incide el haz de radiación simulando el paciente y el escudo del autoblandaje.

Sin embargo, dado que en la simulación no se ha incorporado el efecto de los campos electromagnéticos ni las características concretas de la guía aceleradora, la radiación de fuga en esa zona no es significativa. Por ello, no es

necesario incorporar en la modelización del acelerador las estructuras de blindaje existentes en el cabezal ya que su influencia en la simulación en estas condiciones es irrelevante.

Los resultados obtenidos se comparan con las medidas experimentales “in situ” y con las existentes en la bibliografía y se analiza la importancia de la componente debida a los electrones secundarios de baja energía, la cual dificulta la validación experimental del estudio teórico.

Con el objetivo de potenciar la aplicación práctica del proyecto, se realiza una nueva simulación del Mobetron instalado en un quirófano tipo. Para ello se han incorporado las barreras estructurales típicas y se ha obtenido para la radiación dispersa producida por el Mobetron un mapa de la dosis debida a fotones y electrones y un mapa del kerma debido a fotones. De este modo, el usuario con la información de los materiales que componen las barreras estructurales del quirófano en su instalación y con sus dimensiones aproximadas, podrá estimar la atenuación producida en cada una de las barreras y por tanto, la dosis total en las dependencias contiguas. Con estos mapas se dota al futuro usuario de una herramienta muy útil, que le permitirá evaluar a priori la idoneidad de sus instalaciones antes de la puesta en marcha del equipo, estimar la carga máxima de trabajo prevista en su instalación y facilitarle el proceso de legalización de la instalación mediante la elaboración del estudio de seguridad. De esta forma, también veremos satisfechos los criterios recomendados por las sociedades científicas internacionales sobre la conveniencia de aportar mapas de dosis dispersa producidos por estos aceleradores de electrones móviles.

También se ha analizado la contribución de la componente de neutrones, observando tanto en las simulaciones previas realizadas con el Monte Carlo como en las medidas experimentales. Los valores de dosis por neutrones obtenidos tan sólo son apreciables hasta 1 m del cabezal y son insignificantes tras las barreras estructurales, por lo que se concluye que no es necesario adoptar ninguna medida de protección radiológica adicional para este tipo de radiación en el Mobetron. Esta circunstancia, unida a la necesidad de tiempos de cálculo excesivamente largos, desaconseja por tanto la simulación de la componente de neutrones por Monte Carlo.

Por último, se aplica este estudio teórico al Mobetron instalado en nuestro hospital, de acuerdo a su ubicación fija y a las características constructivas del

quirófano en el que se realizan los tratamientos, con el objetivo de revisar la planificación y el estudio de seguridad que fueron realizados durante la fase de legalización.

En conclusión, con nuestro proyecto se ha verificado que es posible la modelización del Mobetron a través de la simulación teórica independiente de su cabeza de radiación con el método de Monte Carlo mediante dos códigos diferentes: Penelope2008 y Geant4. Esta simulación constituye además el primer estudio por Monte Carlo en el Mobetron con aplicación en el campo de la protección radiológica.

Es importante resaltar que con las herramientas generadas en este estudio, se abren novedosas líneas de investigación a desarrollar, como puede ser la aplicación de este método teórico en otros modelos de aceleradores portátiles, el análisis de la dependencia de los mapas de dosis obtenidos con el medio dispersor utilizado y el estudio de las dosis periféricas recibidas por el paciente en función de la localización del tratamiento.

9. ABSTRACT

Radiation therapy always involves a collateral irradiation healthy tissue close to the tumor. So, despite the continuous technological improvements that have taken place in this field, this fact will limit the maximum dose that can be administered to the tumor.

So if healthy tissues and organs could be moved out of the radiation field, its irradiation would be avoided. Therefore, a selective irradiation of the tumor area could be done at higher doses, increasing local control of the disease. This is the foundation of intraoperative radiotherapy (IORT). This will imply a decrease in local recurrence and an increase in survival rates.

Initially this technique was performed using electron linear accelerators and within the shielded rooms where such equipments were installed. This has the disadvantage of the long duration of the treatment and the need for moving the patient under anesthesia outside the surgical area for irradiation and back to the operating room to complete the surgery. These disadvantages encourage the search for alternative solutions, but they were unprofitable and did not avoid interfering with the normal development of the activity of the surgery and radiotherapy departments. All these lead to the development of mobile accelerators that allowed performing IORT within the surgical area itself, avoiding the problems associated with patient transport and reducing the duration of treatment.

In spite of manufacturers designing of these accelerators to minimize the scattered radiation produced, the use of this equipment in operating rooms where there is no kind of structural shielding, represents an issue for the protection of the workers against ionizing radiation. This is due because, although Mobetron only emits electron beams, it also produces neutrons and X rays due to the interaction of those electrons with the accelerator structure and the patient. Therefore, we have attempt in this research project to analyze the radiation protection of mobile accelerators in the operating room, by means of a detailed

study of the scattered radiation produced by these accelerators in all its components (electrons, photons and neutrons).

In our project, we have focused mainly on the radiation protection of the electron accelerator Mobetron (Intraop Medical, Inc.), which was the first of its kind installed in Spain in 2004, operating at the San Jaime Hospital in Torrevieja (Alicante).

As it is well known, the relevance of Monte Carlo method for dosimetric characterization of radiation beams from accelerators in general, we have decided to use this technique to characterize the electron beams produced by the Mobetron. This is the first application of such technique to these accelerators in the field of radiation protection.

Initially, the radiation produced by interacting electrons with the structural components of the accelerator head, the applicator and water of the phantom used to obtain dosimetry data system was simulated. This simulation has been performed using two different codes, Penelope2008 and Geant4. Both simulations have been validated by comparing dose in depth and profile in the maximum dose theoretically obtained versus those obtained experimentally. This has been done for all the electron energies available: 4, 6, 9 and 12 MeV.

In order to study the effect produced by the internal structures of the Mobetron head over the total scattered radiation distribution and to analyze the influence of the main scattering areas, a new simulation has been performed by incorporating into the simulation the most relevant existing shields present in the accelerator head, the RW3 plastic phantom mimicking the patient and the beam stopper.

However, since the simulation of the electromagnetic fields or the specific characteristics of the accelerator guide have not been considered, the radiation leakage in that area is not significant. So, it is concluded that it is not necessary to include in the modeling the shielding structures existing in the head as its influence on the simulation under these conditions is irrelevant.

The results are compared with experimental measurements done "in situ" and with those existing in the literature. The importance of the dose components due to low energy secondary electrons is analyzed. Their existence hinders the experimental validation of theoretical study.

In order to improve the applicability of the project, a new simulation with the Mobetron installed in an standard operating room has been performed. To do so, the typical structural barriers have been incorporated to analyze the scattered radiation produced by the Mobetron. A map of the dose due to photons and electrons and a map of air kerma due to photons have been produced. Thus, anyuser, together with the information of the structural barriers of the operating room, may estimate the attenuation in each of the barriers and therefore the total dose in adjacent rooms. These dose maps provide the clinical user with a useful tool to evaluate a priori the suitability of his/her facilities before installing the equipment, to estimate the maximum expected workload and to facilitate the process of legalization of the installation, through the development of a safety study. In this way, we will satisfy the international scientific societies recommendations on whether to provide maps of scattered dose produced by these mobile electron accelerators.

We have also analyzed the contribution of the neutron component using both Monte Carlo simulations and experimental measurements.

The values of neutron dose obtained are only significant closer than 1 m to the accelerator head and are negligible behind structural barriers. It is concluded that there is no need to take any additional radiation protection measures for this type of radiation. Also, this fact coupled with the need for an excessively long calculation dissuades a full Monte Carlo simulation of the neutron component.

Finally, this theoretical study is applied to the Mobetron installed in our hospital incorporating its fixed location and construction features of the operating room. In doing so, our aim will be to revisit the planning and safety study that was made during the legalization process in 2004.

Finally, as a conclusion, our project has verified that it is possible to model the Mobetron through independent theoretical simulation of the radiating head with Monte Carlo method using two different codes: Penelope2008 and Geant4. This simulation also constitutes the first study by Monte Carlo to the Mobetron in the field of radiation protection. It is important to remark that the tools generated in this study open new research avenues, such as the application of this theoretical method in other accelerators models, analysis of the dependence of dose maps obtained with the scatter medium used and the study of the peripheral

dose received by the patient depending on the anatomical location of the treatment.

10. LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Sistema de acoplamiento cabezal-aplicador tipo "harddocking"	20
Figura 2	Sistema de acoplamiento cabezal-aplicador tipo "softdocking"	21
Figura 3	Vista lateral y frontal del Liac 10 con la señalización de los puntos de medida.....	28
Figura 4	(a) Acelerador portátil Novac7. (b) Mobetron.....	29
Figura 5	(a) Modulador. (b) Consola de Control.....	35
Figura 6	Grados de movilidad del gantry y del cabezal del Mobetron.....	36
Figura 7	Mobetron en configuración de transporte.....	37
Figura 8	Rendimientos en profundidad típicos del Mobetron.....	39
Figura 9	Sistema de sujeción del aplicador a la mesa quirúrgica.....	41
Figura 10	Alineamiento óptico sin contacto entre el cabezal y el aplicador.....	42
Figura 11	(a) Dispositivo experimental para la realización del control de calidad. (b) Detalle de los insertos en el aplicador.....	44
Figura 12	Plano general del quirófano donde se realizan los tratamientos de IORT con el Mobetron.....	55
Figura 13	Rendimientos en profundidad experimentales medidos con diodo para el aplicador de 10 cm.....	62
Figura 14	Perfiles a la profundidad del máximo para el aplicador de 10 cm medidos con diodo y normalizados en el eje.....	63
Figura 15	Dispositivo experimental para la medida de dosis área sin barreras estructurales.....	67

Figura 16	Sistema de coordenadas con los puntos de medida alrededor del Mobetron.....	68
Figura 17	Geometría y distribución de puntos de medida sugerida en el trabajo de Loi et al.....	74
Figura 18	Dispositivo experimental para la medida de dosis de neutrones.....	75
Figura 19	Esquema de la cabeza de tratamiento del Mobetron (no realizado a escala).....	84
Figura 20	Detalles de la geometría simulada del aplicador y del cabezal del Mobetron (no realizado a escala).....	85
Figura 21	Detalle de la segunda lámina dispersora (no realizado a escala).....	85
Figura 22	Imagen tridimensional de la modelización del conjunto cabezal-aplicador del Mobetron con el código Penelope (no realizado a escala).....	86
Figura 23	Comparación de los PDD experimentales (líneas) frente a los calculados con Penélope (círculos) y con Geant4 (asteriscos). Para mayor claridad hemos normalizado los de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV al 80%, 90%, 100% y 110% respectivamente a d_{max}	89
Figura 24	Comparación de los perfiles experimentales (líneas) frente a los calculados con Penelope (círculos) y con Geant4 (asteriscos). Para mayor claridad hemos normalizado los de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV al 80%, 100%, 140% y 180% respectivamente, en el eje.....	90
Figura 25	Detalle de los blindajes estructurales del cabezal introducidos en la simulación (no realizado a escala).....	93
Figura 26	Detalle tridimensional de la geometría de la modelización del Mobetron con los blindajes estructurales (no realizado a escala)...	95
Figura 27	Comparación de planos XZ ($Y=0$) para la energía de 4 MeV. (a) Plano de dosis debida a fotones y electrones. (b) Plano de kerma debido sólo a fotones.....	106
Figura 28	Maniqués utilizados en las medidas experimentales y en la simulación con el Mobetron. (a) Maniquí RW3. (b) Maniquí del kit de control de calidad del Mobetron.....	110
Figura 29	Gráfico comparativo del kerma calculado por simulación Monte	111

	Carlo en cada barrera estructural del quirófano con los datos experimentales recogidos en la literatura de referencia.....	
Figura 30	Plano XZ (Y=0) de los valores de dosis equivalente debida a fotones y electrones para la energía de 12 MeV.....	113

11. LISTA DE TABLAS

Tabla I	Características dosimétricas típicas de los haces de electrones del Mobetron.....	40
Tabla II	Valores de dosis de referencia en el máximo para los haces de electrones del Mobetron.....	65
Tabla III	Identificación y características de los puntos de cálculo en la simulación Monte Carlo del Mobetron con las barreras estructurales.....	69
Tabla IV	Dosis equivalente medida en puntos discretos alrededor del Mobetron.....	72
Tabla V	Tasa de dosis y dosis equivalente en las salas anexas al quirófano, para la energía de 12 MeV.....	73
Tabla VI	Tasa de dosis y dosis equivalente de neutrones alrededor del Mobetron.....	77
Tabla VII	Parámetros definitivos de la distribución de energía para ambos códigos.....	88
Tabla VIII	Dosis equivalente calculada en los puntos discretos alrededor del Mobetron.....	98
Tabla IX	Dosis equivalente calculada para 12 MeV en función de las densidades de las estructuras.....	99
Tabla X	Dosis equivalente calculada para 12 MeV en función de la energía de corte para electrones.....	100
Tabla XI	Kerma en aire calculado para el aplicador de 10 cm y para cada energía.....	101
Tabla XII	Kerma en aire calculado por Monte Carlo y dosis equivalente medida.....	108
Tabla XIII	Kerma en aire calculado por Monte Carlo y dosis equivalente medida en la literatura.....	111
Tabla XIV	Kerma en aire calculado por Monte Carlo y carga máxima de trabajo.....	115

12. REFERENCIAS

1. Vilches M, Guirado D, Burgos D. Protección radiológica en radioterapia. CCOO Andalucía, 1998.
2. Rossi A, Viti V. Guidelines for quality assurance in intra-operative radiation therapy. Instituto Superiore di Sanità. Rapporti ISTISAN 03/1 EN. 2003.
3. Grupo sobre radiobiología clínica. Sociedad Española de Física Médica. Radiobiología Clínica. 2003. SERVYMAGEN UNION,S.L. ISBN: 84-95074-35-4.
4. Beddar AS, Biggs PJ, Chang S, Ezzell GA, Faddegon BA, Hensley FW, Mills MD. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.72. Med. Phys. 2006 33(5). 1476-89.
5. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Galicia. Radioterapia intraoperatoria en el tratamiento del cáncer de mama. Red Española de Agencias de Evaluación de Tecnologías y Prestaciones del SNS. Informes de evaluación de tecnologías sanitarias. 2013.
6. Beddar AS, Krishnan, SJ. Intraoperative radiotherapy using a mobile electron LINAC: A retroperitoneal sarcoma case. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2005. 6(3). 95-107.
7. Crane CH, Beddar AS, Evans DB. The role of intraoperative radiotherapy in pancreatic cancer. Surg.Oncol.Clin. N. Am. 2003. 12(4). 965-77.
8. Martínez-Monge R, Jurado M, Aristu JJ, Moreno M, Cambeiro M, Pérez-Ochoa A, López-García G, Alcazar JL. Intraoperative electron beam radiotherapy during radical surgery for locally advanced and recurrent cervical cancer. Gynecol.Oncol. 2001. 82(3). 538-43.
9. Foley OW, Rauh-Hain JA, del Carmen MG. The role of intraoperative radiation therapy in the management of recurrent and locally advanced gynecologic cancers. Int. J.Gynecol.Cancer. 2013. 23(1). 9-15.
10. Willet CG, Czito BG, Tyler DS. Intraoperative radiation therapy. J. Clin. Oncol. 2007. 25(8). 971-7.

11. Gunderson LL, Willet CG, Calvo FA, Harrison LB. Intraoperative Irradiation: Techniques and Results. Second Edition. Humana Press 2011. DOI 10.1007/978-1-61779-015-7.
12. Veronesi U, Orecchia R, Maisonneuve P, Viale G, Rotmensz N, Sangalli C, Luini A, Veronesi P, Galimberti V, Zurrada S, Leonardi MC, Lazzari R, Cattani F, Gentilini O, Intra M, Caldarella P, Ballardini B. Intraoperative radiotherapy versus external radiotherapy for early breast cancer (ELIOT): a randomized controlled equivalence trial. *Lancet Oncol.* 2013. 14(13):1269-77.
13. Benito Fernández, C. Estudio clínico comparativo de tratamiento con cirugía, radioterapia intraoperatoria y radioterapia externa post-operatoria en el carcinoma gástrico localmente avanzado. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 1992.
14. Santos Ortega, M. Estudios clínicos con radioterapia intraoperatoria. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 1992.
15. Abuchaipe Campo, O. Radioterapia intraoperatoria en cáncer colorrectal. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 1992.
16. Martínez Monge, R. Radioterapia intraoperatoria en el tratamiento multidisciplinar del cáncer ginecológico de alto riesgo de recidiva loco-regional. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 1995.
17. Azinovic Gamo, I. La radioterapia intraoperatoria (RIO) como sobreimpresión del lecho quirúrgico en sarcomas de localización central y de extremidades. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 2000.
18. Aristu Mendioroz, JJ. Radioterapia intraoperatoria en cáncer no microcítico pulmonar tratado con quimioterapia neoadyuvante. [Tesis doctoral]. Pamplona. Universidad de Navarra. 2000.
19. Díaz González, JA. Quimio-irradiación neoadyuvante y radioterapia intraoperatoria en cáncer de recto localmente avanzado; efectos locales, control pélvico y evolución clínica. [Tesis doctoral]. Madrid. Universidad Autónoma de Madrid. 2002.
20. Álvarez de Sierra Hernández, P. Tratamiento de los tumores pélvicos avanzados primarios y recidivados con cirugía extendida y radioterapia intraoperatoria. Resultados interdisciplinares de 15 años. [Tesis doctoral]. Madrid. Universidad Complutense de Madrid. 2012.

21. Ellis RJ, Nag S, Kinsella TJ. Alternative techniques of intraoperative radiotherapy. *Eur. J. Surg. Oncol.* 2000. 26.Suppl A:S25-7.
22. Biggs PJ, Noyes RD, Willett CG. Clinical physics, applicator choice, technique, and equipment for electron intraoperative radiation therapy. *Surg. Oncol. Clin. N. Am.* 2003. 12(4). 899-924.
23. Meurk ML, Goer DA, Spalek G, Cook T. The Mobetron: A new concept for IORT. *Front. Radiat. Ther. Oncol.* 1997. 31. 65-70.
24. Mills MD, Almond PR, Boyer AL, Ochran TG, Madigan W, Rich TA, Dally EB. Shielding considerations for an operating room based intraoperative electron radiotherapy unit. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1990. 18(5). 1215-21.
25. Tosi G, Ciocca M. IORT with mobile linacs: The italian experience. *Oncologia.* 2004. 27(6). 350-4.
26. Sordina IORT Technologies s.p.a. Aprilia. Italy NOVAC11 intraoperative radiation therapy dedicated mobile accelerator. Product specification. 2013.
27. REAL DECRETO 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas. BOE núm. 313; 46463-82. 31 Dic 1999.
28. Hensley FW. Dose consumption for quality assurance and maintenance at a dedicated IORT accelerator. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2009. 10(4). 2292.
29. Beddar AS, Kubu ML, Domanovic MA, Ellis RJ, Kinsella TJ, Sibata CH. A new approach to intraoperative radiation therapy. *AORN Journal.* 2001. 74(4). 500-5.
30. Beddar AS. Stability of a mobile electron linear accelerator system for intraoperative radiation therapy. *Med. Phys.* 2005. 32(10). 3128-31.
31. Beddar AS, Briere TM, Ouzidane M. Intraoperative radiotherapy using a mobile electron accelerator: field matching for large-field electron irradiation. *Phys. Med. Biol.* 2006. 51(18). N331-7.
32. Mills MD, Fajardo LC, Wilson DL, Daves JL, Spanos WJ. Commissioning of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2001. 2(3). 121-30.

33. Herranz Muelas, E. Simulaciones Monte Carlo para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones. [Tesis doctoral]. Madrid. Universidad: Complutense de Madrid. 2013.
34. Loi G, Dominietto M, Cannillo B, Ciocca M, Krengli M, Mones E, Negri E, Brambilla M. Neutron production from a mobile linear accelerator operating in electron mode for intraoperative radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 2006. 51(3). 695-702.
35. Soriani A, Felici G, Fantini M, Paolucci M, Borla O, Evangelisti G, Benassi M, Strigari L. Radiation protection measurements around a 12 MeV mobile dedicated IORT accelerator. *Med. Phys.* 2010. 37(3). 995-1003.
36. Strigari L, Soriani A, Landoni V, Teodoli S, Bruzzaniti V, Benassi M. Radiation exposure of personnel during intraoperative radiotherapy (IORT): radiation protection aspects. *J. Exp. Clin. Cancer. Res.* 2004. 23(3). 489-94.
37. Ciocca M, Pedroli G, Orecchia R, Guido A, Cattani F, Cambria R, Veronesi U. Radiation survey around a Liac mobile electron linear accelerator for intraoperative radiation therapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2009. 10(2). 131-8.
38. Pimpinella M, Mihailescu D, Guerra AS, Laitano RF. Dosimetric characteristics of electron beams produced by a mobile accelerator for IORT. *Phys. Med. Biol.* 2007. 52(20). 6197-214.
39. Janssen RW, Faddegon BA, Dries WJ. Prototyping a large field size IORT applicator for a mobile linear accelerator. *Phys. Med. Biol.* 2008. 53(8). 2089-102.
40. Iaccarino G, Strigary L, D'Andrea M, Bellesi L, Felici G, Ciccotelli A, Benassi M, Soriani A. Monte Carlo simulation of electron beams generated by a 12 MeV dedicated mobile IORT accelerator. *Phys. Med. Biol.* 2011. 56(14). 4579-96.
41. Soriani A, Iaccarino G, Felici G, Ciccotelli A, Pinnaro P, Giordano C, Benassi M, D'Andrea M, Bellesi L, Strigary L. Development and optimization of a beam shaper device for a mobile dedicated IOERT accelerator. *Med. Phys.* 2012. 39(10). 6080-9.
42. Ciocca M, Cantone MC, Veronese I, Cattani F, Pedroli G, Molinelli S, Vitolo V, Orecchia R. Application of failure mode and effects analysis to intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2012. 82(2). 305-11.

43. Daves JL, Mills MD. Shielding assessment of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2001. 2(3). 165-73.
44. Nakagawa K, Albright N, Ohtomo K, Aoki Y, Goer D. Dosimetry of leakage doses from a mobile accelerator for IORT and legal issues for its clinical use in Japan. *Int. J. Clin. Oncol.* 1999. 4. 215-9.
45. Intraop Medical, Inc. Mobetron 1000. Product Specification. Sunnyvale. CA. USA.
46. Krechetov AS, Goer D, Dikeman K, Daves JL, Mills MD. Shielding assessment of a mobile electron accelerator for intra-operative radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2010.11(4). 263-73.
47. Intraop Medical, Inc. Medidas de la radiación dispersa en el Mobetron. Sunnyvale. CA. USA.
48. Jaradat AK, Biggs PJ. Measurement of the neutron leakage from a dedicated intraoperative radiation therapy electron linear accelerator and a conventional linear accelerator for 9, 12, 15 (16), y 18 (20) MeV electron energies. *Med. Phys.* 2008.35(5). 1711-17.
49. Intraop Medical, Inc. Guía de implantación del Mobetron 1000. 3170 De La Cruz Bl. Santa Clara, CA. USA.
50. Scanditronix Wellhöfer AB. Radiation Field Detectors based on Hi-pSi Semiconductors. Elimpex Medizintechnik. Spechtgasse 32, A-2340 Moedling. Austria.
51. Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Gómez Cores S, García Hernández MJ, Polo Cezón R, Jiménez Rojas R, López Bote MA. Radioterapia intraoperatoria en quirófano con haces de electrones: descripción técnica y dosimétrica del acelerador dedicado Sordina LIAC. *Rev. Fis. Med.* 2015. 16(1). 43-50.
52. Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Wagramer Strasse 5. P.O. Box 100. A-1400 Viena. Austria.
53. Sociedad Española de Física Médica. Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos. 1984.

54. Granados CE, Andreo P, Brosed A, Lizuaín MC, Sáez C, Gultresa J. Sociedad Española de Física Médica. Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia. Oviedo. INSALUD. 1997.
55. PTW-Freiburg. Instruction Manual RW3 Slab Phantom. Freiburg. Germany.
56. Fluke Biomedical. Model 451P&451P-DE-SI Ion Chamber Survey Meter. Product specification. Cleveland. OH. USA.
57. Ceklic S, Arandjic D, Zivanovic M, Ciraj-Bjelac O, Lazarevic D. Performance of radiation survey meters in x-and gamma-radiation fields. *Radiat. Prot. Dosim.* 2014. 162(1-2). 139-43.
58. Sociedad Española de Física Médica. Fundamentos de Física Médica. Volumen 4. Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. Madrid. ADI Servicios Editoriales. 2013.
59. Ma CM, Faddegon BA, Rogers DWO, Mackie TR. Accurate Characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy. *Med. Phys.* 1997. 24(3). 401-16.
60. Hu YA, Song H, Chen Z, Zhou S, Yin FF. Evaluation of an electron Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beam. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2008. 9(3). 2720.
61. Henzen D, Manser P, Frei D, Volken W, Neuenschwander H, Born EJ, Vetterli D, Chatelain C, Stampanoni MF, Fix MK. Monte Carlo based beam model using a photon MLC for modulated electron radiotherapy. *Med. Phys.* 2014. 41(2). 021714.
62. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, Kawrakow I, Keall PJ, Liu H, Charlie Ma CM, Rogers DWO, Seuntjens J, Sheikh-Bagheri D, Siebers JV. Report of the AAPM Task Group No.105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 34(12). 4818-53
63. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Agramunt S, Cases R. Monte Carlo dosimetric study of the BEBIG Co-60 HDR source. *Phys. Med. Biol.* 2005. 50(21). N309-316.

64. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Melhus CS, Rivard MJ. Evaluation of high-energy brachytherapy source electronic disequilibrium and dose from emitted electrons. *Med. Phys.* 2009. 36(9). 4250-6.
65. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. *Med. Phys.* 2007. 34(9). 3485-8.
66. Granero D, Pérez-Calatayud J, Pujades-Claumarchirant MONTE CARLO, Ballester F, Melhus CS, Rivard MJ. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ¹⁹²Ir and ¹³⁷Cs. *Med. Phys.* 2008. 35(11). 4872-7.
67. Granero D, Vijande J, Ballester F, Rivard MJ. Dosimetry revisited for the HDR ¹⁹²Ir brachytherapy source model mHDR-v2. *Med. Phys.* 2011. 38(1). 487-94.
68. Meigooni AS, Wright C, Koon RA, Awan SB, Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. TG-43 U1 based dosimetric characterization of model 67-6520 Cs-137 brachytherapy source. *Med. Phys.* 2009. 36(10). 4711-9.
69. Salvat F, Fernández-Varea JM, et al. PENELOPE-2008, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. 2008. Issy-les-Moulineaux, France.
70. GEANT4 Collaboration. GEANT4-a simulation toolkit. *Nucl. Instrum. & Methods Phys. Res.* 2003.506(3). 250-303.
71. Cullen DE, Hubbell JH, et al. EPDL97: the Evaluated Photon Data Library, '97 Version. 1997. Livermore, CA, University of California, Lawrence Livermore National Laboratory.
72. Cullen DE, Perkins ST, et al. Tables and graphs of electron-interaction cross-sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL) Z=1-100. 2001. Lawrence Livermore National Laboratory.
73. Sempau J, Badal A, Brualla L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries application to far-from-axis fields. *Med. Phys.* 2011. 38(11). :5887-95.
74. Faddegon BA, Perl J, Asai M. Monte Carlo simulation of large electron fields. *Phys. Med. Biol.* 2008. 53. 1497-1510.

75. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 2003. 30(9). 2455-2464.
76. Bieda MR, Antolak JA, Hogstrom KR. The effect of scattering foil parameters on electron-beam Monte Carlo calculations. *Med. Phys.* 2001. 28(12). 2527-34.
77. García-Cases F, Granero D, Vijande J, Pérez-Calatayud J, and Ballester F. Monte Carlo Dosimetric Characterization of the Mobetron Mobile Linac. *Med. Phys.* 2014. 41. 278; <http://dx.doi.org/10.1118/1.4888568>.
78. Hanafi J, Jobiliong E, Christiani A, Soenarta DC, Kurniawan J, Irawan J. Material recovery and characterization of PCB from Electronic Waste. *Procedia –Social and Behavioral Sciences.* 2012. 57. 331-338.
79. Ballester F, García-Cases FJ, Patiño-Camargo G, Pérez-Calatayud J, Granero D. Radiation dose distribution around a mobile linear accelerator Mobetron using Monte Carlo simulation. Congreso internacional GMEPE/PAHCE de Ingeniería Física. Madrid (España). Abril 4-9, 2016. Póster ref. 150SB. (Pendiente de publicación).

13. PUBLICACIONES Y CONGRESOS

1. Autores: García Cases, F. J., De Luis Pérez, F. J., Herranz González, M., Cañón Rodríguez, R., Muñoz Miguelañez, T., Aakki, L., Azinovic Gamo, I., y Brugarolas Masllorens, A.

Título: Consideraciones técnicas y funcionales del acelerador de electrones portátil, Mobetron, para radioterapia intraoperatoria.

Tipo de presentación: Póster.

Congreso: III Congreso conjunto de las sociedades españolas de física médica y protección radiológica. Lugar celebración: Cáceres, España. Fecha: Junio 18 – 21, 2013.

2. Autores: García-Cases, F. J., Granero, D., Vijande, J., Pérez-Calatayud, J., and Ballester, F.

Título: Monte Carlo Dosimetric Characterization of the Mobetron Mobile Linac.

Tipo de presentación: Póster.

Congreso: Congreso Internacional de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM). Lugar celebración: Austin, Texas. Fecha: Julio 20-24, 2014. Ref: SU-E-T-237. Publicado en Medical Physics. 41(6), 278 (2014). DOI: <http://dx.doi.org/10.1118/1.4888568>.

3. Autores: García-Cases, F. J., Pérez-Calatayud, J., Ballester Pallarés, F., Vijande Asenjo, J., y Granero Cabañero, D.

Título: Estudio de la radiación dispersa producida por el acelerador portátil Mobetron mediante su caracterización dosimétrica por el método de Monte Carlo.

Tipo de presentación: Comunicación Oral.

Congreso: 4º Congreso Conjunto 20SEFM/15SEPR. Lugar celebración: Valencia, España. Fecha: Junio 23-26, 2015. (Publicado con ISBN: 978-84-943642-4-2).

4. Autores: Ballester, F., García-Cases, F. J., Patiño-Camargo, G., Pérez-Calatayud, J., Granero, D.

Título: Radiation dose distribution around a mobile linear accelerator Mobetron using Monte Carlo simulation.

Tipo de presentación: Póster.

Congreso: Congreso internacional GMEPE/PAHCE de Ingeniería Física.
Lugar celebración: Madrid, España. Fecha: Abril 4-9, 2016. (Pendiente de publicación).