

sefm



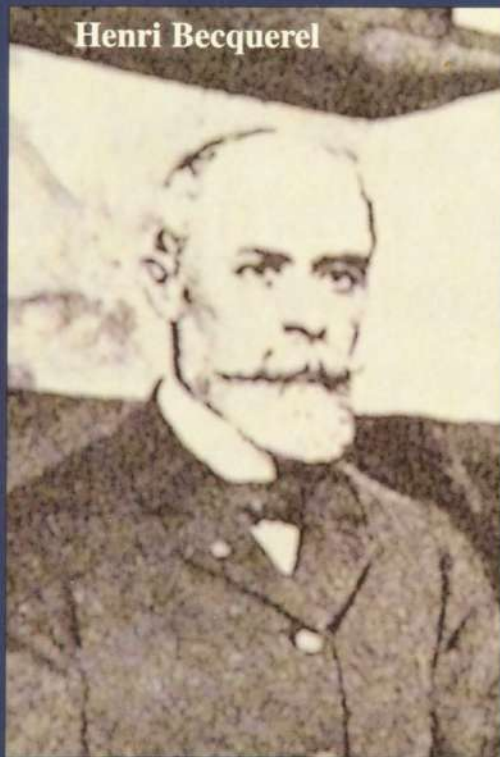
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

BOLETIN SEFM

Nº1, 1996

Henri Becquerel



POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

FABRICACIÓN DE MOLDES



Cortadores de bloques de Styrofoam, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

Sistema de planificación autodidáctico, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

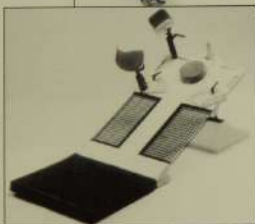
Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus**. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.



FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

Inmovilización de pacientes mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrílico o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas** (plano inclinado), **cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. Baños termostáticos.

Colchones o almohadillas plásticas, que rigidizan por aplicación de vacío, para posicionamiento y repetición de posturas incómodas durante el tratamiento.



Para mayor información, dirigirse a:



MCP IBERIA, S.A.

Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid
Teléfonos (34-1) 669 41 82/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24

Miembro del Grupo de Compañías MCP

PORTADA: RETRATO
DE HENRI BECQUEREL



BOLETIN
DE LA SOCIEDAD
ESPAÑOLA DE FISICA
MEDICA

CONSEJO DE REDACCION

Coordinador:

Alfonso Calzado Cantera

Manuel Alonso Díaz

Pedro Galán Sánchez

Alberto Sánchez-Reyes

Martínez

Bonifacio Tobarra González

EDITA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE
FISICA MEDICA (SEFM)

Apolonio Morales, 27

28036 Madrid

Realización y Publicidad

EDICOMPLET, S.A.

Apolonio Morales, 27

28036 Madrid

Tel.: (91) 350 49 17

Fax: (91) 350 76 52

ISSN: 1133/5394

Depósito Legal: Z-2829/92

Composición e Impresión
DGB

SUMARIO

✓ Carta del Presidente 4

✓ Actividades de la SEFM

Premios del X Congreso de la SEFM..... 5

Balance del X Congreso de la SEFM..... 5

Bolsa de trabajo para los socios 6

La Sociedad de Física Médica,
en INTERNET 6

Informe del I Curso sobre Física
de las Radiaciones aplicadas
a la Radioterapia Clínica..... 7

Evolución del número de socios
de la SEFM 7

✓ La Junta Directiva Informa

Revisión del Real Decreto de Especialista
en Radiofísica Hospitalaria..... 8

Carta del Comité de Dosimetría
sobre el Real Decreto Radiofísico 9

Relaciones con CRILA 9

Comisión Nacional
del Radiofísico Hospitalario 10

Actividades de los Grupos de Trabajo..... 10

Altas y bajas de socios..... 10

✓ Noticias

Examen de acceso a la
especialidad de Radiofísica Hospitalaria 11

Novedades legislativas..... 11

Inauguración del primer centro
de tomografía por emisión
de positrones en España..... 12

Próximas convocatorias 13

✓ Tesis y Tesinas 14

✓ Artículo Invitado

Utilización de la Función de Transferencia
de Modulación (MTF) para el control rutinario
de la calidad de la imagen radiológica 17

✓ Notas Técnicas

Una observación en el control de calidad en
radiología dental: el tiempo de precalentamiento..... 23

Caracterización de fuentes y preparación
de fuentes de simulación de un equipo Curiatron
de carga diferida..... 25

Carta del Presidente

Queridos compañeros:

Es para mí una gran satisfacción poder presentar el primer número de la nueva versión de nuestro entrañable Boletín.

Ante todo, deseo manifestar, en nombre de todos los miembros de nuestra Sociedad, el agradecimiento más sincero a aquellos socios que hacen posible la presencia del Boletín desde su creación hasta el día de hoy.

Esta nueva etapa que obviamente se inicia con una gran ilusión, se plantea con el deseo de no sólo modificar el formato, sino ampliar el contenido y consolidar lo que hasta ahora se había logrado.

La pretensión inicial sería poder mantener secciones fijas en las que, por una parte, se siga conservando el carácter informativo profesional de siempre y, por otra, se amplíe el contenido científico de la publicación con la introducción de nuevas secciones. Entre estas últimas hemos diferenciado entre ARTICULOS y NOTAS TECNICAS. En ARTICULOS incluiríamos aquellos que por su contenido y extensión así lo consideréis, mientras que en NOTAS TECNICAS se plasmarían los problemas y soluciones a los problemas que se nos plantean en el quehacer diario. Se ha añadido el apartado de TESIS Y TESINAS con el fin de dar a conocer a nuestro colectivo el trabajo que se viene desarrollando en las distintas Universidades dentro del ámbito de la Física Médica.

Se ha considerado oportuno iniciar la sección ARTICULOS con el trabajo "Utilización de la función de transferencia de modulación (MTF) para el control rutinario de la calidad de la imagen radiológica", merecedor del Premio PICKER Imaging España, que se instituyó en el último Congreso de nuestra Sociedad que tuvo lugar en Salamanca el pasado mes de septiembre.

Todos los buenos propósitos apuntados pueden quedar en eso, buenos propósitos, sin vuestra colaboración. Sirvan estas palabras para solicitaros encarecidamente una participación activa que haga realidad este proyecto. En la mente de todos está la necesidad de disponer de un órgano de expresión de la SEFM, ¿por qué

no intentar que éste sea el embrión? De consolidarse, podríamos conseguir algún día, espero que no muy lejano, la realidad de una Revista de Física Médica.

Como podéis observar, se ha ampliado la Comisión Editora del Boletín con el fin de iniciar más de cerca la colaboración de todos los socios. La posibilidad de ampliarla siempre será bien recibida.

Por su interés, es obligado hacer referencia a la situación del proyecto del Real Decreto del Radiofísico. Ante el conocimiento de un nuevo borrador cuyo contenido no respondía a las directrices planteadas, se provocó un importante malestar entre gran parte de los socios que tuvieron acceso al mismo. El día 14 de febrero se reunió la Junta Directiva que, recogiendo la opinión de varios grupos de socios, transmitió a la Subdirección General de Planificación y Ordenación de Recursos Humanos el escrito que podéis encontrar en las páginas interiores, en el que se sigue reforzando el planteamiento inicial.

El día 15 de febrero se reunió la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria en la que se analizó el mencionado nuevo borrador, aprobándose la modificación del mismo en los términos que nos informa el representante de nuestra Sociedad en dicha Comisión. Esta modificación se transmitió igualmente a la Subdirección General antes mencionada.

En el momento de cerrar la edición de este nuevo número del Boletín no se conoce la respuesta por parte de la Administración a las objeciones planteadas.

Por otra parte, el día 23 de enero se publicó en B.O.E. el R.D. 2071/95 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. Dada la transcendencia que pueda tener la aplicación del citado R.D., nos gustaría conocer vuestra opinión.

Como podéis observar, estamos pasando una época caracterizada no precisamente por el aburrimiento. De cualquier forma, espero que con la colaboración de todos podamos lograr aquellos propósitos que nos sigan haciendo sentir satisfechos por haber elegido nuestra profesión. Con la reiteración una vez más de solicitar vuestra participación, recibid un cordial abrazo.

B. Ballester

Premios del X Congreso de la SEFM

Durante el X Congreso de la SEFM se instituyeron los premios NCA Electromedicina y PICKER Imaging España con el fin de reconocer entre los trabajos presentados aquellos que se distinguieron por su interés y originalidad.

En esta primera edición los trabajos premiados han sido:

Premio NCA Electromedicina: Informe dosimétrico de nivel III en tratamientos de cabeza y cuello. Autores: C. Sáez y M. Beltrán. Unidad de Física. Hospital General Vall d'Hebron, Barcelona. El premio fue entregado por D. Julián Galvo.

Premio PICKER Imaging España: Utilización de la función de transferencia de modulación (MTF) para el control rutinario de la calidad de la imagen radiológica. Autores: M. A. Coria, E. Guibelalde, V. Delgado y E. Vaño. Departamento de Radiología (Física Médica). Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. El premio fue entregado por D. José Angel García.

Enhorabuena a los galardonados.

Balance del X Congreso Nacional de la SEFM

Queridos amigos:
Por indicación de la Junta Directiva queremos presentaros en

esta breve reseña los "números mágicos" de lo que ha sido el X CONGRESO NACIONAL en Salamanca.

Queremos mostraros también, al margen de los fríos datos, la alegría que para los compañeros de Salamanca ha supuesto el recibiros en esta cálida ciudad y que el resultado humano y científico os haya sorprendido, espero que gratamente.

Queremos comunicaros que el Congreso se ha cerrado con un superávit económico de un millón cuatrocientas mil pesetas a bene-

ficio de la Sociedad, lo que nos debe mostrar a todos que es posible trabajar un Congreso con saldo positivo, porque la Sociedad necesita de ello para desarrollar otros temas científicos.

La verdad es que el esfuerzo, mucho, ha merecido la pena y nos complace compartir esta satisfacción con todos los que habéis hecho posible el éxito, bien con vuestra colaboración en trabajos, ponencias o talleres, o tan sólo con vuestra presencia.

M. Fernández Bordes

DATOS MAS SIGNIFICATIVOS DEL X CONGRESO DE FISICA MEDICA

Participantes inscritos:	178
Acompañantes:	10
Trabajos presentados:	101
Presentación oral	28
Presentación póster	73
Áreas temáticas:	
Radioterapia	
Medicina Nuclear	
Radiodiagnóstico	
Protección Radiológica	
Docencia	
Radiaciones No ionizantes y Sanidad Ambiental	
Total Ponencias:	14
Ponentes nacionales	11
Ponentes extranjeros	3
Talleres:	6
Radioterapia	1
Radiodiagnóstico	2
Medicina Nuclear	3
Componentes Comité Organizador:	9
Componentes Comité Científico:	19
Hospitales representados por participantes:	56
Casas comerciales colaboradoras:	50
Exposición comercial:	
Stands fijos	20
Aulas comerciales para presentación de productos	4

Bolsa de trabajo para los socios de la SEFM

Con el fin de agilizar la comunicación de las posibles ofertas de trabajo que llegan a conocimiento de la Junta Directiva de la S.E.F.M., que pudieran ser interesantes para nuestros socios, se ha abierto un fichero con la denominación **"BOLSA DE TRABAJO"** con los datos de contacto de aquellos socios que estén interesados en recibir ofertas de trabajo. Es conveniente que se indiquen además los siguientes datos: titulación, formación, experiencia y área de actividad preferente.

El mecanismo previsto es el siguiente:

1.º El socio que esté interesado deberá comunicar por escrito (carta/fax) a la Secretaría Técnica (Edicomplet) su interés en aparecer en el listado de la Bolsa de Trabajo.

2.º Esta inscripción deberá confirmarse dos veces al año, en la primera semana del mes de octubre y del mes de abril. La inscripción podrá revocarse en cualquier momento del año, si se indica por escrito.

3.º Cuando en la SEFM se reciba una oferta de trabajo, se remitirá a la empresa o entidad demandante la lista actualizada con los datos de contacto de los socios inscritos en la Bolsa de Trabajo, para que dicha empresa se ponga en contacto con los interesados. Si el número de socios inscritos es pequeño se estudiará la posibilidad de que reciban la información en sentido inverso, para que ellos se pongan en contacto con la empresa, si les interesa.

4.º Se ruega a todos los socios que necesiten difundir ofertas de trabajo que recurran a esta Bolsa de Trabajo de la SEFM de forma preferente. Si necesitan dar publicidad

a un anuncio de carácter general, se publicará la demanda en el Boletín de la SEFM de publicación más próxima o en la primera comunicación dirigida a los socios.

La Sociedad de Física Médica, en INTERNET

Los avances experimentados por las tecnologías de la comunicación, en especial por INTERNET como red que facilita el acceso a grandes cantidades de información a un elevado número de personas, aconsejan a la S.E.F.M. el uso de este poderoso medio como vehículo de conexión entre sus miembros y como carta de presentación de sus actividades.

La Sociedad Española de Física Médica ha puesto en marcha una página de información a través de WWW (World Wide Web), aprovechando la infraestructura y la experiencia de la Cátedra de Física Médica de la Universidad de Extremadura.

De entre las múltiples posibilidades de comunicación que presenta INTERNET destacamos las siguientes:

1. Proporcionar información a sus socios y difundir al resto de la comunidad científica internacional las actividades de la S.E.F.M.: Resoluciones de la Junta Directiva, Boletín de Información, Anuncio de Congresos y Reuniones, contenidos parciales o totales de la futura revista de Física Médica u otras revistas afines, etc.

Todo ello puede consultarse a través de WWW en la página URL: <http://med.unex.es/FisMed/SEFM/indice.html>

Las informaciones que se presenten a esta página deben ser enviadas en formato electrónico, especificando el destino de la información, a través de correo electrónico ([email: SEFM@med.unex.es](mailto:SEFM@med.unex.es)) o enviando en disquete el texto en formato RTF o ASCII de los procesadores de texto habituales y las figuras en formato GIF o JPEG a la siguiente dirección:

J. José Peña/José M. Vega
Cátedra de Física Médica.
Facultad de Medicina.
Apartado 108.
06080 Badajoz.

2. Recabar información. A la misma dirección de correo electrónico (SEFM@med.unex.es) se puede enviar cualquier otra información dirigida a la Junta Directiva de la S.E.F.M., que será remitida a la Secretaría de la misma.

3. Foro de discusión en tiempo diferido. Se ha creado una lista de correo (fismed-1@med.unex.es) para poder discutir cualquier tema de interés en Física Médica (Radiofísica Hospitalaria, Docencia, Protección Radiológica, propuesta de actividades, grupos de trabajo, etc.).

Para ello cualquier persona que tenga correo electrónico puede suscribirse a esta lista, enviando un mensaje a:

majordomo@med.unex.es
escribiendo en el cuerpo lo siguiente: **suscribe fismed-1 Nombre completo del usuario.**

Cualquier mensaje enviado a esta lista será redistribuido automáticamente entre todos los suscriptores de la misma.

4. Reuniones virtuales. Se pueden establecer cuando las circunstancias así lo aconsejen. Para ello basta con conectarse, a través de TELNET, al Servidor de conversaciones de med.unex.es.

Mediante un programa de comunicaciones hacer
telnet med.unex.es

y recibirá como respuesta un mensaje del servidor con las conversaciones en curso y cómo participar en ellas. Estas conversaciones pueden ser públicas o privadas (accediendo por clave). El contenido de estas conversaciones puede quedar grabado en texto para su posible uso posterior.

*José M. Vega
& J. Peña. NEx.*

Informe correspondiente al I Curso sobre Física de las Radiaciones aplicadas a la Radioterapia Clínica

Con fecha 6 y 7 de octubre de 1995 se celebró en el Instituto

Oncológico de San Sebastián el "I curso sobre Física de las Radiaciones aplicadas a la Radioterapia Clínica", organizado por la S.E.F.M. a petición de la Asociación Española de Radioterapia Oncológica (A.E.R.O.). Los directores del mismo fueron, por parte de ambas sociedades, los doctores Mincholé (S.E.F.M.) y Dr. Petchen (A.E.R.O.). Al mismo asistieron 29 alumnos procedentes de todo el país, mayoritariamente residentes de Radioterapia, especialistas en Radioterapia Oncológica y algunos Físicos.

El programa desarrollado constó de 13 temas teóricos y dos prácticas con equipos del Servicio de Radioterapia del I.O. El temario abarcó desde los fundamentos de las radiaciones, su detección y medida, en condiciones normalizadas (Dosimetría Física) y en el paciente (Dosimetría Clínica), pasando por la descripción de los equipos usados en Radioterapia (externa e intracavitaria), la planificación de tratamientos y el control de calidad en Radioterapia. Las prácti-

cas consistieron en la realización de algunas medidas de Dosimetría Física y en el uso de un sistema de Imágenes de Verificación en tiempo real.

Aunque se pensó en realizar una encuesta entre los alumnos acerca de su valoración del curso, la premura de tiempo impidió prepararla adecuadamente. No obstante, parece que la gente quedó satisfecha tanto del contenido como del desarrollo del programa.

Como el trabajo de base está efectuado, por parte de la Sociedad se estaría en condiciones de repetirlo en el momento que se considerase oportuno y a petición de la A.E.R.O.

El balance económico se equilibró no habiendo beneficios y ha permitido la devolución, a ambas sociedades, de la aportación inicial de 20.000 pesetas que cada una efectuó.

*José Luis
Mincholé Alastuey*

Evolución del número de socios de la SEFM

En la gráfica siguiente se muestra la evolución que ha seguido nuestra Sociedad, con un crecimiento continuo de sus socios desde su constitución el año 1975. Destacan el incremento de altas de los años iniciales en 1977 después del congreso de Madrid, en 1980 después de la reunión de Jaca, y de forma más lenta pero continuada durante todos estos años.

El pasado 1995 se ha producido un espectacular número de altas, constituidas en su mayoría por la incorporación a la SEFM de la casi totalidad de los Residentes en Radiofísica Hospitalaria.

Las bajas durante estos años son muy pocas y las podemos relacio-



nar quizás con la creación de la Sociedad de Protección Radiológica el año 1985, con algún cambio de profesión de algún socio que lo alejó de estas preocupaciones, y sólo excepcionalmente con alguna baja técnica (falta multirreincidente de pago de la cuota). También en el capítulo de bajas lamentar la producción por el fallecimiento en 1992

del Prof. D. Miguel Gil Gayarre, socio nº 1 de nuestra Sociedad e impulsor entusiasta en su creación.

Las perspectivas de futuro con un activo de socios superior a los 300, muy rejuvenecidos este último año, no pueden ser más optimistas, y este Boletín en su nueva etapa debe ser el reflejo de esta nueva juventud y vitalidad.

Revisión del Real Decreto de Especialista en Radiofísica Hospitalaria

Ante la nueva redacción del proyecto de REAL DECRETO POR EL QUE SE CREA Y REGULA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO OFICIAL DE ESPECIALISTA EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA (Versión del 20.10.95) se celebraron distintas reuniones de profesionales en Barcelona, Madrid, Zaragoza y Valencia.

La tónica general fue de rechazo a la nueva redacción del Artículo 2º, apartado 1:

"1.- Estar en posesión de alguno de los siguientes títulos universitarios: Licenciado en Física, Química, Medicina, Farmacia y otros títulos universitarios superiores en disciplinas científicas y tecnológicas oficialmente reconocidos".

Aunque se han realizado propuestas de modificaciones a distintos artículos y apartados de este proyecto de R.D., nos ceñiremos en esta reseña al artículo citado, por cuanto a juicio de la mayoría de los socios, desvirtúa el contenido de la Especialidad.

En Barcelona la redacción propuesta es:

1.- Estar en posesión del título universitario de Licenciado en Físicas.

2.- Estar en posesión de otros títulos universitarios superiores en disciplinas científicas y tecnológicas oficialmente reconocidos, siempre que el interesado, por su formación en física de las radiaciones, haya sido expresamente habilitado por la Comisión

Nacional de Radiofísica Hospitalaria, para participar en la Prueba Nacional a la que se refiere el artículo 4º.

En Madrid la redacción propuesta fue la siguiente:

1.- Estar en posesión del título de Licenciado en Ciencias Físicas.

2.- Estar en posesión de algún título de ciencias o ingeniería, siempre que el interesado por su formación sólida en física y matemáticas, haya sido expresamente habilitado por la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria para participar en la prueba selectiva a que hace referencia el párrafo siguiente.

No tenemos propuestas concretas de redacción de las reuniones celebradas en Zaragoza y Valencia.

Como véis la coincidencia es total. El argumento básico es que para obtener la especialidad se debe contar, lógicamente, con una sólida formación previa en el campo de la física y las matemáticas.

Por otra parte, parece obvio que la postura mayoritaria de los miembros de la Sociedad, no responde a un espíritu corporativo, sino a la negativa a desvirtuar el desarrollo profesional de una Especialidad por la que tanto hemos luchado.

La Junta Directiva, asumiendo la postura mayoritaria de los socios envió el día 14 de febrero de 1996 el siguiente fax a Dña. Emilia Sánchez Chamorro, Subdirectora General de Ordenación de las Profesiones Sanitarias del Ministerio de Sanidad y Consumo:

"La Sociedad Española de Física Médica, conocido el último borrador (20 de octubre de 1995) del Real Decreto referido al Título Radiofísico Hospitalario, y recogiendo el sentir de sus socios, manifiesta su sorpresa y malestar por el actual redactado, referido al

artículo 2 apartado 1, que modifica sustancialmente el espíritu y contenido de este Real Decreto sobre el que hemos mantenido una activa colaboración con ese Ministerio, y solicita la modificación de dicho artículo proponiendo el siguiente texto:

ARTICULO 2

1.- "Estar en posesión del título de Licenciado en Ciencias Físicas."

2.- "Estar en posesión de alguna Licenciatura en Ciencias o Ingenierías, siempre que el interesado por su formación sólida en Física y Matemáticas, haya sido expresamente habilitado por la Comisión Nacional de R.H. para participar en la prueba selectiva a que hace referencia el párrafo siguiente".

La redacción propuesta es coherente con el preámbulo del Real Decreto, que textualmente dice:

"La aplicación de las radiaciones ionizantes en los exámenes y tratamientos médicos, unida a la complejidad de las tecnologías aplicadas para su realización, han creado la necesidad de que el Sistema Sanitario cuente con verdaderos expertos que acrediten unos conocimientos en física de las radiaciones, superiores a los que en esta materia tienen los profesionales tradicionalmente implicados en la asistencia sanitaria, aceptando así que una concepción actual de la misma obliga a recurrir a la participación de otros profesionales cuyos conocimientos previos, unidos a una adecuada formación postgraduada, garantizarán una eficiente utilización de las radiaciones con fines sanitarios".

Por otra parte, la Junta Directiva de la Sociedad Española de Física Médica quiere hacerle llegar las siguientes consideraciones sobre la redacción actual del Art. 2 Ap. 1.:

a) La Radiofísica no es una especialidad multidisciplinar que requiera de diversas disciplinas científicas para desarrollarla. Sí que lo es la Medicina que, en su actual desarrollo, necesita el concurso de la Biología, la Física, Bioquímica, etc.

c) No se puede ser Radiofísico/a sin sólidos conocimientos de Física y Matemáticas y esto en España sólo se consigue a partir de los estudios superiores de Física.

c) El trabajo especialmente realizado por los Radiofísicos de la Comunidad Europea tiene la titulación básica equivalente a la Licenciatura en Ciencias Físicas y no a otros perfiles académicos.

d) Es socialmente inaceptable que los riesgos asociados al ejercicio profesional de la Radiofísica Hospitalaria puedan recaer en profesionales sin sólidos conocimientos básicos en Física".

Carta del Comité de Dosimetría sobre el Real Decreto Radiofísico

Madrid, 5 de Marzo de 1996

Querido amigo,

Como ya sabes se ha publicado el R.D. 20/1/1995, de 22 de Diciembre, en el que se han establecido los criterios del control de calidad en radiodiagnóstico. Al leer dicha publicación habrás observado que en el último párrafo del Anexo II se dice que "las tolerancias en la realización de los mencionados controles serán las especificadas en el Protocolo Español de Control

de Calidad en Radiodiagnóstico". Pues bien, al contemplar ese párrafo, el Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la SEFM lamentaría que ese mismo criterio se aplicara al Control de Calidad en Radioterapia.

La intención del CDR ha sido siempre, al citar valores de tolerancia, "recomendados", que el físico responsable del Control de Calidad debe ser la única persona que puede establecer los valores de tolerancia para las diferentes pruebas en un equipo de terapia. Pues esos valores dependen del tipo de equipo, de sus características, de su utilización, de los medios materiales disponibles y de la calidad de éstos (incertidumbre en las medidas), etc.

Aún cuando pensamos que este criterio es mayoritariamente compartido en el seno de la SEFM, no estaría de más el considerar que sería deseable conocer, a través de una consulta, la opinión de todos los miembros de nuestra Sociedad. En ese sentido nos consta a los miembros del Comité que en una reunión del 8 de Febrero, donde se reunieron la mayoría de los radiofísicos de Cataluña, con el motivo de analizar el último borrador del R.D. de especialista en Radiofísica, surgió el tema y se aprovechó para conocer su opinión. Los reunidos, 18 miembros de la SEFM, estuvieron unánimemente de acuerdo en que sería oportuno que la SEFM realizara alguna gestión cerca del Ministerio de Sanidad, para que no se produjera el citado paralelismo con radiodiagnóstico.

Por todo ello, si existiera la posibilidad de alguna reunión de miembros de la SEFM en un futuro próximo, sería muy interesante que se les consultara su opinión acerca de si en un futuro R.D. de Control de Calidad en Radioterapia deberían o no citarse valores de tolerancia, ya sea

de manera directa o indirecta. Dada la importancia del tema, te agradeceríamos que trates el asunto en la Junta Directiva de la SEFM y, tras las consultas que estimes oportunas, analices la conveniencia de informar al Ministerio de Sanidad de los aspectos que se deben tener en cuenta a la hora de legislar niveles de tolerancia en los controles de calidad.

Agradeciéndote de antemano toda la atención que con seguridad vas a prestar a este tema, recibe un abrazo.

A. Broset
Coordinador del CDR

Relaciones con CRILA (Círculo de Radioterapeutas Oncólogos Iberoamericanos)

Con motivo del XXV Congreso del CRILA, celebrado en marzo de 1996, dicho organismo mostró su interés por la colaboración de la SEFM. En su día se facilitó el listado de miembros de nuestra Sociedad.

A raíz de los trabajos presentados por algunos socios, la organización del citado Congreso cursó una invitación, en Diciembre de 1995, para la realización de un taller sobre Radiocirugía Esterotáctica. Informados los socios que vienen desarrollando esta técnica, declinaron la invitación por falta de tiempo para la preparación de dicho taller; no obstante, se ha hecho el ofrecimiento para poder desarrollarlo siempre que las circunstancias lo hagan posible. En el supuesto que se acepte este ofrecimiento se constituiría un Comité que lo llevaría a cabo.

Comisión Nacional de Radiofísico Hospitalario

Se han celebrado desde su constitución cuatro reuniones, la última de ellas el pasado día 7 de marzo de 1996.

Durante este tiempo se ha aprobado el programa de formación, el cual debe ser refrendado por los Ministerios de Sanidad y Educación para que sea oficial. Con algunas modificaciones, el programa es semejante al que se entregó a los socios durante el último Congreso Nacional.

También se han aprobado los criterios que deben cumplir las unidades docentes para solicitar su acreditación. Estos criterios están relacionados tanto a medios materiales como humanos, así como referidos a las actividades de los Hospitales en donde se solicite la acreditación. Estos criterios deben ser enviados oficialmente a los Hospitales por parte del Ministerio de Sanidad.

Por otra parte, aquellos Hospitales que deseen tener una unidad docente deben realizar oficialmente la solicitud, del mismo modo a como se realiza con las unidades docentes de los médicos.

La Dirección de Planificación y Ordenación Profesional del Ministerio de Sanidad solicitó a la Comisión que le enviase sus comentarios sobre el último borrador del Radiofísico Hospitalario.

La Comisión en su reunión del día 15 de febrero de 1995 acordó modificar el texto del Real Decreto en varios puntos, siendo sin duda alguna el de mayor relevancia para todos nosotros el artículo 2º proponiendo que para la obtención del Título de Especialista en Radiofísica Hospitalaria se requerirá el cumplimiento de los siguientes requisitos:

- Estar en posesión del título de Licenciado en C. Físicas.
- Haber superado la prueba nacional.
- Haber realizado íntegramente el período de tres años de formación.

Pedro Fernández Letón

*Vocal de la C.N.R.
en representación de la S.E.F.M.*

Actividades de los grupos de trabajo

Grupo de trabajo sobre: CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGIA DIAGNOSTICA.

Coordinador: E. Vañó. Miembros: M. Alonso, A. Calzado, M. Chevalier, L. González, E. Guibelalde, I. Hernando, P. López Franco, P. Morán, P. Rodríguez.

Este grupo inició sus trabajos en Junio de 1991 con el fin de elaborar el PROTOCOLO ESPAÑOL SOBRE ASPECTOS TECNICOS DEL CONTROL DE CALIDAD DE RADIOLOGIA DIAGNOSTICA. En Septiembre de 1993, con motivo

del IX Congreso Nacional de Física Médica celebrado en Tenerife, se presentó una versión provisional acordándose establecer un periodo de dos años antes de realizar una versión definitiva. El comité de redacción, tras introducir las modificaciones pertinentes, ha propuesto a las Juntas Directivas de la SEFM y de la SEPR que se considere finalizada la etapa de provisionalidad del documento y se someta a aprobación la publicación de la versión definitiva. El 14 de febrero de 1996 se aprobó por parte de las dos Sociedades la publicación del citado Protocolo, hallándose en estos momentos en vías de impresión.

Altas y bajas de socios

La Junta Directiva quiere expresar su más cordial bienvenida a los nuevos socios:

- D. José Ignacio Jiménez Alarcón.

- D. Alejandro Prensa Martínez.

- D. Rafael Plaza Aparicio.

Causan baja en la Sociedad a petición propia:

- D. Honorino Casado Hortelano.

- D. Alfonso Gallego Belenguier.

□

Examen de acceso a la especialidad de Radiofísica Hospitalaria

Por tercera vez, se ha convocado examen de acceso a la formación de especialistas de Radiofísica. El BOE n.º 238, de 5 de octubre de 1995, publicó la O.M. de 3 de octubre de 1995 por la que se aprueba la convocatoria general de pruebas selectivas 1995 para el acceso en 1996 a plazas de formación sanitaria especializada para médicos, farmacéuticos, químicos, biólogos, psicólogos clínicos y radiofísicos hospitalarios.

En el caso de nuestra especialidad, podían acceder a ella, además de licenciados en Ciencias Físicas, licenciados en Ciencias Químicas e Ingenieros Industriales, al igual que en las dos convocatorias precedentes. Se supone que un porcentaje elevado de todos los aspirantes serían físicos, pero se desconoce la cifra exacta.

Tanto la convocatoria como el examen y la calificación de acceso a la especialidad de Radiofísica Hospitalaria, se rigen por las mismas reglas que los del resto de las especialidades, contemplados en la O.M. de 27 de junio de 1989 (BOE 28/6/89). No obstante, la valoración del examen de Radiofísica Hospitalaria se distingue de las de las demás especialidades en que el examen es eliminatorio y no se valora el currículum.

El examen consta de 260 preguntas tipo test con cinco respuestas cada una, de las que sólo se valoran 250 como máximo. El examen ha versado sobre distintas ramas de Física y Matemáticas de acuerdo a la distribución siguiente: Física Atómica y Nuclear (27%), Electrónica (18%), Electricidad, Magnetismo y Cuántica (16%), Informática y Cálculo (11%),

Equipos e Instrumentación (9%), Óptica y Radiaciones (7%), y Varios (12%).

Han solicitado el examen 332 personas de las que sólo se han presentado 288. El examen se ha celebrado el sábado, 3 de febrero, en distintos lugares de España, al menos uno por autonomía.

El examen se valora de la forma siguiente: sólo se evalúan 250 preguntas como máximo. Cada pregunta bien contestada recibe una valoración de 3 puntos, por cada respuesta incorrecta se resta 1 punto, y las preguntas no contestadas no puntúan; por tanto, la máxima puntuación posible son 750 puntos.

La Comisión calificadoradora determina la puntuación mínima que considera necesaria para iniciar la formación como Radiofísico hospitalario, que en esta convocatoria coincidía con una puntuación igual a la mitad del máximo, es decir, 375 puntos. Esta puntuación la habían obtenido los 34 primeros aspirantes. Se daba la circunstancia que había dos personas de este intervalo que tenían calificaciones idénticas, porque habían contestado el mismo número de preguntas, y porque tenían el mismo número de respuestas bien y el mismo número de respuestas mal.

Las plazas ofertadas son trece, igual que en la convocatoria anterior, y en los mismos hospitales. El candidato que lleva la máxima puntuación obtuvo 519 puntos, y el que hace el número trece obtuvo 435 puntos. Los aspirantes a especialistas en Radiofísica eligieron plaza el 25 de marzo y se incorporaron el 15 de abril.

Creo que no peca de optimismo al pensar que este camino que se ha elegido para la formación de Radiofísicos está empezando a rodar por buenos derroteros y pronto se verán sus frutos que, sin duda, serán muy buenos.

En la formación de Radiofísicos, como en otros muchos aspectos de nuestra profesión, queda mucho por hacer, y las aportaciones de cada uno de nosotros serán pequeñas semillas que, sin duda, serán excelentes frutos. ¡Animo!

M.ª Cruz Paredes

Novedades legislativas

Ley Orgánica 10/1995, de 23 de noviembre, del Nuevo Código Penal (B.O.E. núm. 281, 24 de noviembre 1995)

Esta nueva redacción del Código Penal Español dedica una Sección a tipificar "*delitos relativos a la energía nuclear y a las radiaciones ionizantes*". Así, en los artículos n.º 341 al 345 (Secc. 1.ª, Cap. I. Título XVII), se establece lo siguiente:

Art. 341. "El que libere energía nuclear o elementos radiactivos que pongan en peligro la vida o la salud de las personas o sus bienes, aunque no se produzca explosión, será sancionado con la pena de prisión de quince a veinte años e inhabilitación especial para empleo o cargo público, profesión u oficio por tiempo de diez a veinte años."

Art. 342. "El que, sin estar comprendido en el artículo anterior, perturbe el funcionamiento de una instalación nuclear o radiactiva, o altere el desarrollo de las actividades en las que intervengan materiales o equipos productores de radiaciones ionizantes, creando una situación de grave peligro para la vida o la salud de las personas, será sancionado con la pena de prisión de cuatro a diez años, e inhabilitación especial 11

para empleo o cargo público, profesión u oficio por tiempo de seis a diez años."

Art. 343. "El que exponga a una o varias personas a radiaciones ionizantes que pongan en peligro su vida, integridad, salud o bienes, será sancionado con la pena de prisión de seis a doce años, e inhabilitación especial para empleo o cargo público, profesión u oficio por tiempo de seis a diez años."

Art. 344. "Los hechos previstos en los artículos anteriores serán sancionados con la pena inferior en un grado, en sus respectivos supuestos, cuando se hayan cometido por imprudencia grave."

Art. 345.

"1. El que se apodere de materiales nucleares o elementos radiactivos, aun sin ánimo de lucro, será sancionado con la pena de prisión de uno a cinco años. La misma se impondrá al que sin la debida autorización facilite, reciba, transporte o posea materiales radiactivos o sustancias nucleares, trafique con ellos, retire o utilice sus desechos o haga uso de isótopos radiactivos."

"2. Si la sustracción se ejecutara empleando fuerza en las cosas, se impondrá la pena en su mitad superior."

"3. Si el hecho se cometiera con violencia o intimidación en las personas, el culpable será castigado con la pena superior en grado."

Ley 31/1995, de 8 de noviembre, de Prevención de Riesgos Laborales. (B.O.E. núm. 269, 10 noviembre 1995).

Real Decreto 2071/1995, de 22 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico (B.O.E. núm. 12, 20, 23 enero 1996).

Este R.D. establece la obligación de someter las instalaciones de radiodiagnóstico a un control de calidad anual y una verificación de las dosis impartidas a los pacientes, así como las recibidas por los trabajadores expuestos y el público en general.

Inauguración del primer centro de tomografía por emisión de positrones en España

El pasado 28 de noviembre de 1995 se inauguró oficialmente el Centro PET Complutense (CPC), institución dedicada a la investigación y al diagnóstico en Medicina Nuclear utilizando emisiones de positrones de vida corta. Se encuentra situado en el campus de la Universidad Complutense, con la que mantiene un convenio de colaboración científica. En el mundo existen unos 170 centros de tomografía por emisión de positrones (PET), de los cuales alrededor de 60 se encuentran en Europa.

La PET es a la vez una técnica de diagnóstico médico y una potente herramienta de investigación en biomedicina. Las imágenes ofrecen una información predominantemente funcional o bioquímica, inabordable para otras técnicas de diagnóstico por imagen, por lo que sus aplicaciones se encaminan a la investigación y al diagnóstico de problemas cuyo sustrato es más bien funcional o bioquímico que estructural o anatómico, si bien estos últimos aspectos son asimismo cubiertos. Las áreas de mayor interés diagnóstico cubren la fisiología y la patología del cerebro y el corazón y hacia el cáncer. El diagnóstico precoz de demencias, especial-

mente la de tipo Alzheimer, la localización prequirúrgica de focos de epilepsia, el estudio del daño cerebral en traumas, accidentes cerebro-vasculares y otros y la evaluación del estado de la función cerebral serían ejemplos del primer área, en tanto que el diagnóstico de la viabilidad miocárdica, como paso previo a la decisión de revascularizar mediante bypass o angioplastia y el diagnóstico y valoración de la enfermedad coronaria serían ejemplos del segundo. En oncología, las aplicaciones son múltiples, permitiendo el diagnóstico de benignidad/malignidad de tumores, su estadiación, la predicción de la respuesta a la terapia y el diagnóstico de aparición de recidivas, entre otras.

En su dotación actual, el CPC cuenta con un ciclotrón comercial de 12 MeV de la firma Oxford Instruments, una cámara para tomografía por emisión de positrones de la casa Positron Corporation y toda la infraestructura asociada a la producción de ^{15}N y ^{18}F y a su aplicación, dentro del campo médico, para el diagnóstico "in situ" de pacientes dentro de las aplicaciones típicas de la Medicina Nuclear. Incluido en tal infraestructura, cabe destacar el sistema de tratamiento químico automático post irradiación, de la empresa japonesa NKK. El proyecto global ha sido gestionado y coordinado por ELSCINT España, S.A.

Inicialmente se prevé una producción para realizar unos diez estudios diarios, lo que representa cantidades del orden de $3,7 \times 10^3$ y $1,1 \times 10^6$ Bq (100 y 300 mCi) de ^{15}N y ^{18}F , respectivamente, por las características de dichos estudios y el período de semidesintegración de los radionucleidos. Tanto el ^{15}N como el ^{18}F se producen en forma líquida, partiendo en el caso del ^{18}F de agua con un enriquecimiento en ^{18}O superior al 95%, y de agua natural en el caso del ^{15}N . El tratamiento radioquímico posterior da como resultado ^{18}F -deoxiglucosa (FDG) y radical $^{15}\text{NH}_2$, listos para

utilización. Dados los rendimientos químicos de producción y los tiempos de síntesis precisos, las cantidades típicas de ^{15}N y ^{18}F producidas al final de una irradiación son 6×10^9 y 4×10^{10} Bq, respectivamente (160 y 1.100 mCi). Aunque el ciclotrón permite también producir ^{13}C o el ^{18}O , de interés en Medicina Nuclear, no es un objetivo actual la generación de estas sustancias.

El sistema de producción comprende el ciclotrón, un subsistema intercambiador y de bombardeo de blancos y el conjunto de módulos de radioquímica. El ciclotrón se basa en la tecnología de imanes superconductores esencialmente iguales a los que se usan en resonancia magnética, con una intensidad media del campo magnético de 2,36 T. Acelera átomos de hidrógeno cargados negativamente, producidos por una fuente de iones exterior. La corriente de haz típica es de 50 μA , y el sistema de radiofrecuencia para aceleración opera a 108 MHz, en su tercer armónico. La energía fija límite de 12 MeV reduce la producción de reacciones (p,2n). Toda la operación es moni-

torizada y controlada por ordenadores.

El nivel de radiación generada por el ciclotrón es relativamente poco importante (inferior a 40 $\mu\text{Sv}/\mu\text{Ah}$ típicamente, en contacto con la salida del haz) frente al que se produce en el sistema de irradiación e intercambiador de blancos. Este último va encerrado en un blindaje suministrado con la máquina, y el conjunto de ambos se sitúa en un blindaje de hormigón, con espesores entre 90 y 120 cm.

La operación se dirige mediante presentaciones gráficas. El producto químico deseado se solicita a través del terminal de un ordenador principal, cuyo menú controla la secuencia completa de comprobación de reactivos, iniciación del ciclotrón, selección de blanco y de módulo químico, y procedimiento automático de bombardeo para marcaje de precursor o producción química. El ordenador principal gobierna a su vez un ordenador de control del ciclotrón, que controla el sistema de operación y monitoriza los subsistemas principales.

Aunque existe una amplia variedad de mecanismos de interrupción dentro del sistema de control, sólo se precisa la verificación manual de unas cuantas teclas de acción que requieren juicio humano, tales como la solicitud de haz o la iniciación de carga de reactivo previa a una síntesis. El sistema, no obstante, contiene interrupciones de seguridad cableadas, internas al ordenador principal, así como otras que impedirían el funcionamiento en situaciones de riesgo potencial.

Los módulos químicos trabajan en gestión integrada con la operación del ciclotrón y se basan en la utilización de sensores que envían información al programa. Este va presentando en pantalla la evolución del proceso de síntesis, controla su progreso y gobierna la producción en situación de máximo rendimiento. El control de variables permite detectar el final de una reacción, y la utilización de medidores de flujo molecular permiten asegurar la cantidad de reactivo precisa.

AGENDA

PROXIMAS CONVOCATORIAS

- ✓ XXXV CONGRÈS DE LA SOCIÉTÉ FRANÇAISE DES PHYSIENS D'HÔPITAL JOURNÉES COMMUNES SFRO Toulouse, del 6 al 8 de junio de 1996.
Información: M.C.O. Congrès. Immeuble Le Pullman, 255 avenue du Prado, 13008 Marseille. Tel.: (91) 78 90 74. Fax: (91) 78 90 71. Contacto: Dario Mougél-Sylvie Fausti.
- ✓ ECOLE D'ÉTÉ FRANCOPHONE. ENSEIGNEMENT POST-UNIVERSITAIRE. "IMAGERIE ET ONCOLOGIE" La Foux d'Allos (Nice), del 18 al 21 de junio de 1996.
Información: Dominique Grillas. Centre Antoine-La Cassagne, 33 avenue de Valombrose, 08050 Nice Cédex 1. Tel.: (33) 92 03 11 32. Fax: (33) 92 03 15 75.
- ✓ IX CONGRESSO AIFB. EFOMP MEDICAL PHYSICS '96. V INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLICATIONS OF PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY Trieste (Italia), del 2 al 6 de septiembre de 1996.
Información: Trieste Medical Physics '96. Via San Nicolò, 14. I-34121 Trieste (Italy). Tel.: 39 40 36 83 43. Fax: 39 40 36 88 08.
- ✓ XIV CONGRESO DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE INGENIERIA BIOMEDICA Pamplona
Información: Secretaría del XIV Congreso de la SEIB. Tel.: (948) 10 58 00. Fax: (948) 10 56 49. A partir de junio: Emilio Díaz. Laboratorio de Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de Navarra. Aptdo. 177, 31080 Pamplona. Tel.: (948) 42 56 00. Fax: (948) 42 56 49.

TESIS

Dosimetría física y clínica de un haz extenso de fotones y su implementación en un sistema de planificación para ICT

Autor: D.^a Beatriz Sánchez Nieto.

Director: Dr. D. Francisco Sánchez Doblado.

Departamento: Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla.

Tribunal: Dr. D. Vicente Pedraza Muriel. Dr. D.^o Eliseo Vaño Carruana. Dr. D.^o José Hernández Armas. Dr. D.^o Manuel García León. Dr. D.^o Juan Carlos Mateos Pérez.

Fecha de lectura: 10 de marzo de 1995.

Calificación: Apto Cum Laude por Unanimidad.

Título de doctor obtenido: Física.

Resumen

El trabajo que se ha desarrollado ha ido encaminado a la optimización del conocimiento de la distribución de dosis de radiación que se deposita en un paciente sometido a una Irradiación Corporal Total (ICT). En primer lugar se han estudiado las incertidumbres físicas asociadas a la dosimetría de haces extensos de fotones y se ha caracterizado físicamente el haz en la situación de referencia (dosimetría física). En segundo lugar, y como contribución más relevante, se han generado modelos que tienen en cuenta las condiciones particulares de

cada paciente (volumen, dispesor, inhomogeneidades, contorno, etc.). Así mismo se ha desarrollado un sistema computerizado de antropometría, que permite la obtención de las coordenadas geométricas de puntos del paciente a partir de imágenes digitalizadas de éste en posición de tratamiento, así como preparación de la planificación física de tratamientos de ICT. Dicho sistema lleva implementado un algoritmo de cálculo que utiliza los modelos propuestos en la dosimetría clínica. Como resultado de todo lo anterior, es posible conocer la distribución de dosis en cualquier punto a línea media (a partir de las coordenadas que genera el sistema de antropometría) y sobre secciones tomográficas transversales.

Calificación: Apto Cum Laude por Unanimidad.

Título de doctor obtenido: Física.

Resumen

Los sistemas que permiten medir in vivo las dosis recibidas por los pacientes sometidos a radiaciones ionizantes con fines terapéuticos, implican un cierto retraso desde que la dosis prescrita se suministra al paciente, hasta que es posible determinar cuál es su magnitud. El presente trabajo soluciona un problema concreto en el campo de la dosimetría in vivo de los trabajos radioterápicos en el sentido de que este registro se hace en tiempo real y, por otra parte, las dosis medidas corresponden a puntos en el interior del paciente. El primer paso de este trabajo ha consistido pues en generar modelos de comportamiento empíricos, basados en la respuesta de los diodos frente a todos sus parámetros limitadores. Por otra parte, se han generado también algoritmos necesarios para determinar la energía depositada internamente. Se ha desarrollado asimismo un sistema computerizado (circuitos y programas) que, partiendo de los modelos anteriores permita el procesamiento de las señales suministradas por los detectores para conocer in vivo y en tiempo real la dosis recibida en cualquier punto seleccionado del paciente. El inicio de la labor desarrollada surgió de la realidad de que las incertidumbres encontradas en los tratamientos de Irradiación Corporal Total son mayores que en los realizados a distancias convencionales, lo que hace muy aconsejable la verificación de la dosis suministrada mediante un sistema de dosimetría in vivo. No obstante, se han realizado, además, las modificaciones necesarias para su uso sistemático en tratamientos standard, como control de calidad adicional.

TESIS

Sistema computerizado de dosimetría in vivo y en tiempo real mediante semiconductores

Autor: D. Rafael Arrans Lara

Director: Dr. D. Francisco Sánchez Doblado.

Departamento: Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla.

Tribunal: Dr. D. Vicente Pedraza Muriel. Dr. D. Eliseo Vaño Carruana. Dr. D. José Hernández Armas. Dr. D. Manuel García León. Dr. D. Juan Carlos Mateos Pérez.

Fecha de lectura: 10 de marzo de 1995.

TESIS

Simulación mediante Monte Carlo de un haz de fotones 10 MV en condiciones de ICT

Autor: D. José Antonio Terrón León.

Director: Dr. D.^o Francisco Sánchez Doblado.

Departamento: Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla.

Tribunal: Dr. D. Vicente Pedraza Muriel, Dr. D. Eliseo Vaño Carruana, Dr. D. José Hernández Armas, Dr. D. Manuel García León, Dr. D. Juan Carlos Mateos Pérez.

Fecha de lectura: 10 de marzo de 1995.

Calificación: Apto Cum Laude por Unanimitad.

Título de doctor obtenido: Física.

Resumen

El método de Monte Carlo es un método estadístico que trata problemas que pueden ser descritos mediante distribuciones de probabilidad. En particular, en el campo de la Física Médica, el código EGS4, que usa este método, se ha empleado ampliamente en el estudio de los haces de uso clínico. Con este código y este método se ha estudiado la situación especial de tratamiento de Irradiación Corporal Total (ICT). El método Monte Carlo es el único capaz de solucionar las incertidumbres que aparecen en ella debido a sus características (grandes campos de tratamiento, distancia alejada de la fuente...), fundamentalmente en el

espectro energético del haz en esa situación y en la dosimetría física y clínica. En este trabajo se han abordado estos dos puntos, por una parte se han obtenido y comprobado los espectros a la salida de la cabeza del acelerador y a la distancia de tratamiento, la energía es ligeramente mayor en este último caso. Se obtiene, además, una relación en el parámetro que caracteriza energéticamente el haz en ambas situaciones en función del tamaño de campo empleado y se sugiere un método para hacer esta caracterización en situaciones como las de ICT. Por otra parte se ha diseñado un programa que, a partir de la geometría del paciente dada por cortes de TAC, calcula la dosis depositada en distintas secciones del paciente; aunque en la actualidad no es posible su uso rutinario por el tiempo de cálculo empleado, sí queda dispuesta para emplearla en una arquitectura más rápida.

TESIS

Dosimetría in vivo con semiconductores en pacientes sometidos a telerradioterapia

Autor: D.^a Montserrat Ribas Morales.

Director: Dr. D. Francisco Sánchez Doblado.

Departamento: Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla.

Tribunal: Dr. D. Juan Ramón Zaragoza Rovira, Dr. D. Juan José Peña Bernal, Dra. D.^a Araceli Hernández Vitoria, Dr. D. Manuel Gómez Palacios, Dr. D. Miguel Herrador Córdoba.

Fecha de lectura: 30 de noviembre de 1995.

Calificación: Apto Cum Laude por Unanimitad.

Título de doctor obtenido: Física.

Resumen

El objetivo principal de este trabajo es el desarrollo de un algoritmo de cálculo para dosimetría in vivo, válido en haces de fotones de alta energía usados en radioterapia externa, de modo que en éste se pueda conocer la dosis a cualquier profundidad a lo largo del eje central, a partir de la dosis medida durante la irradiación, a la entrada y a la salida del haz en el paciente. Esto viene a completar los modelos existentes en la bibliografía, que sólo contemplan la valoración de dosis en plano medio del paciente. Para la medida de la dosis se han empleado diodos de Si "tipo p", de la última generación (1993) y en principio válidos en el rango de energías 16 y 25 MV.

La metodología se ha llevado a cabo en una serie de etapas, diseñando experimentos específicos para cada una de ellas. Primero se han realizado pruebas de aceptación de los diodos. Luego un estudio de todos los posibles factores que pueden influir en su respuesta tales como: temperatura, distancia, direccionalidad, etc. A continuación la puesta a punto de un protocolo de calibración del conjunto de detectores de medida en la técnica de Irradiación Corporal Total (ICT), donde se ha implementado la dosimetría in vivo. Y, por último, la elaboración del algoritmo de cálculo de la dosis.

La comprobación experimental del modelo a distintas profundidades se ha efectuado en maniqués regulares y homogéneos y, posteriormente, con un maniqué antropomórfico, siempre simulando la técnica de irradiación escogida, en este trabajo la ICT. En el 15

primer caso se emplearon como sistemas de detección la cámara de ionización y dosímetros de termoluminiscencia (TL), obteniendo desviaciones inferiores al $\pm 2\%$ y $\pm 3\%$ respectivamente, mientras que en el segundo caso los alojamientos en el maniquí antropomórfico que sólo permiten la colocación de dosímetros TL, las desviaciones obtenidas son inferiores al $\pm 3\%$.

Finalmente se analiza una serie de 60 pacientes sometidos a ICT. Esta técnica se realiza con haz de 18 MV; en ella se administran mediante campo anteroposterior y postero-anterior, 13,5 Gy en plano medio, a lo largo de 6 sesiones. Se observa que si se contempla la corrección de dosis por el factor de temperatura, en todos los casos la desviación entre la dosis prescrita y la calculada es inferior al $\pm 3\%$.

TESINA

Calibración de un densitómetro para películas radiográficas, utilizadas para el estudio de los campos de irradiación en radioterapia

Autor: D.^a M.^a Dolores Carabante Marin.

Director: Dra. D.^a Carmen Baixeras Dívar.

Departamento: Física: Grup de Física de les radiacions. Universitat Autònoma de Barcelona (U.A.B.).

Tribunal: Presidente: Dr. D. Francisco Fernández. Vocal: Dra. D.^a M.^a Josefa Yzuel. Secretario: Dr. D. Ernest Luguera.

Fecha de lectura: 20 de julio de 1995.

Calificación: Sobresaliente con Matrícula de Honor.

Título obtenido: Master en Física.

Resumen

En los últimos años han adquirido gran importancia los controles de calidad de los equipos de radioterapia. Este trabajo ha estado encaminado a la calibración de un densitómetro automático suministrado con un sistema analizador de campos de irradiación RFA-300 por la casa comercial Scanditronix. Como software se ha utilizado la versión 4.4B (Enero 1995), instalada en un ordenador personal. Las películas utilizadas han sido el tipo Kodak X-Omat V y Agfa Structurix D-6R.

En primer lugar se ha realizado el test de aceptación del densitómetro. Seguidamente se han determinado las curvas sensitométricas para las diferentes energías estudiadas (Co-60, fotones de 6 y 18 MV, electrones de 6 y 16 MeV), así como la influencia que tienen

sobre estas curvas los siguientes parámetros: tipo de película utilizado, lote al que pertenecen las películas, tasa de dosis utilizada, envejecimiento del revelador empleado así como su temperatura, tamaño del campo de irradiación, profundidad de irradiación y material del maniquí utilizado. Se ha encontrado que para todas las energías, las curvas sensitométricas obtenidas con películas Kodak X-Omat V, procesadas en reveladora automática con líquidos (revelador+starter) G-138 S a una temperatura igual a 34 °C, son independientes del tamaño del campo de irradiación, de la utilización de un maniquí de poliestireno o uno de metacrilato y de la profundidad de medida dentro del maniquí; excepto para el Co-60, energía para la cual se ha encontrado dependencia con la profundidad de medida dentro del maniquí. A partir de las curvas sensitométricas se han obtenido las curvas de calibración del densitómetro para las diferentes energías.

Finalmente se han contrastado los perfiles de campo y los rendimientos en profundidad, para diferentes campos de irradiación, obtenidos en rutina empleando un maniquí de agua y detectores de semiconductor, con los que se obtienen utilizando películas radiográficas. El análisis de parámetros tales como: anchura de campo, penumbra, R_{85} , R_{90} , o R_p , obtenidos utilizando ambos métodos, muestra diferencias máximas, inferiores a 2 mm.



UTILIZACIÓN DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN (MTF) PARA EL CONTROL RUTINARIO DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA *

M. A. Coria; E. Guibelalde; V. Delgado; E. Vañó.

Dpto. Radiología (Física Médica). Facultad de Medicina.

Univ. Complutense Madrid. Avda. Complutense 28040. Madrid.

RESUMEN

Se presenta una nueva metodología para llevar a cabo el control de la calidad de la imagen radiológica, basado en la obtención de la MTF del sistema radiográfico y su posterior análisis, que constituye una alternativa a la tradicional evaluación de la imagen por medio de la apreciación subjetiva de la resolución empleando un test de barras. Se desarrolla un método simplificado para calcular la MTF basado en el ajuste, mediante una función prueba, de la respuesta del sistema radiográfico a una entrada escalón, obtenida empleando un objeto de test construido expresamente para generar dicha entrada. Se propone además, de una parte, una función prueba lo suficientemente versátil como para garantizar que el ajuste obtenido sea de calidad razonable, independientemente del equipo y película utilizados; y de otra, una instrumentación de bajo coste, cuyas características se han analizado detalladamente para asegurar que no interfiere ni limita el proceso de análisis de la imagen y, por consiguiente, que el resultado final de la evaluación depende únicamente del sistema radiográfico.

INTRODUCCION

El objetivo principal del radiodiagnóstico es obtener, a partir de la imagen clínica, la información suficiente para poder llevar a cabo un diagnóstico preciso. La imagen radiológica constituye, por tanto, el elemento esencial -junto con el propio especialista- dentro del proceso diagnóstico. Todos los programas de garantía de calidad en radiodiagnóstico hacen especial énfasis en la necesidad de mantener un control estricto de la calidad de la imagen que ofrecen los sistemas de imagen por rayos-X [1]. El análisis sensitométrico, la Función de Transferencia de Modulacion (MTF) y el espectro de Wiener (espectro de ruido) permiten evaluar de forma objetiva los parámetros físicos de la imagen. Exceptuando los análisis por métodos sensitométricos, la utilización de dichos procedimientos en programas rutinarios de control y garantía de calidad es, por otra parte, limitado dada la complejidad y la instrumentación requerida. Determinaciones precisas de la MTF únicamente pueden realizarse en centros específicos dado que requieren una instrumentación de gran precisión. Detalladas descripciones de los métodos tradicionales de su obtención aparecen en el ICRU 41 [2] y en un excelente trabajo de revisión de Metz y Doi [3]. Otros trabajos de comparación de métodos se detallan en las referencias [4] y [5], métodos todos ellos imprescindibles en programas de control rutinario de la calidad de imagen. Por dicho motivo, la mayoría de los programas de control de la imagen optan a la hora de establecer la capacidad del sistema para reproducir objetos con nitidez el límite de resolución espacial, es decir, el número de pares líneas claramente diferenciadas por un observador en la imagen de un test de barras. El límite de resolución espacial (o simplemente resolución) es por tanto un

* Este trabajo, presentado al X Congreso de la SEFM, ganó el Premio Picker Imaging España.

parámetro subjetivo que se corresponde aproximadamente con la frecuencia espacial a la cual la MTF toma un cierto valor (generalmente se toma el 4% del valor de la MTF) [6]. El análisis está afectado tanto por la subjetividad del sujeto evaluante [7] como por las condiciones de visualización [8].

A la vista de los problemas que conllevan los procedimientos descritos se propone una metodología de relativo bajo coste, fácilmente automatizable y que permite obtener la MTF de sistemas radiográficos utilizando para ello una digitalización previa de un borde radio-opaco (función escalón).

INSTRUMENTACIÓN

Un procedimiento objetivo para evaluar la calidad de la imagen radiográfica puede realizarse tras un proceso previo de digitalización.

A la hora de escoger un digitalizador, se ha realizado previamente un estudio de las prestaciones mínimas que debe ofrecer el dispositivo, atendiendo a la resolución, tiempo de captura y bits por pixel necesarios para capturar la imagen y realizar un proceso que, a bajo coste, permita mejorar la capacidad de decisión del observador humano. Dado que las combinaciones cartulina-película empleadas habitualmente en radiología convencional no resuelven más de 4 pl/mm, la resolución del escaner no debe ser, en principio, inferior a 300 ppp (capaz de resolver 6 pl/mm), las imágenes deben capturarse diferenciando al menos 256 niveles de gris, de manera que serán necesarios 8 bits/pixel. El tiempo de captura no es demasiado importante, aunque tampoco debe ser

excesivo. Nótese que la elección asumida no permite no permitiría su aplicación en mamografía, donde los sistemas presentan una resolución muy superior.

Los dos dispositivos capaces de digitalizar una imagen más extendidos son la cámara de video y el escaner. La principal ventaja de la cámara (analógica o digital) es su tiempo de captura de una imagen, que es como mínimo, un orden de magnitud inferior al del escaner; por el contrario, presenta el inconveniente de ser más sensible a los cambios en las condiciones en las que se captura la imagen (luz ambiental, estado del negatoscopio que ilumina la película, etc.). De modo que, como el tiempo de captura no es un factor crítico y el tiempo que tarda un escaner en obtener una imagen tampoco es excesivo (alrededor de 30 s), parece claro que éste es el que mejor se adapta a nuestras necesidades. El modelo utilizado en el presente trabajo es un digitalizador de EPSON GT-6500 con un lector de transparencias acoplado, cuyas características se detallan en la tabla siguiente junto a otros dispositivos digitalizadores [9].

Con respecto al objeto de test utilizado y que ha permitido obtener la MTF, se ha empleado una plancha de plomo de 5 x 5 cm, de 5 mm de espesor, plana y con uno de los laterales cortado con la precisión suficiente para obtener una imagen nítida del borde.

Un test de barras de PTW (PTW-Freiburg, Loerrache str. 7, 79115-Germany) modelo no.53 se ha utilizado para establecer comparaciones con la resolución espacial subjetiva.

Con objeto de comprobar si el escaner seleccionado es un dispositivo efectivamente adecuado para nuestro trabajo, se ha analizado su comportamiento midiendo su curva característica y la resolución

	Cámara Video	Cámara Digital	Escáner CCD	Escáner Láser	Escáner Tambor	Escáner EPSON GT-6500
Tamaño pixel (μm)	FOV	FOV	50-2500	50-400	10-400	~ 100
Bits / pixel	8	9 - 12	9 -12	10 - 12	8 - 12	8
Densidad	< 2,5	< 2,8	< 3,0	< 4,0	< 3,5	< 3,2
Tiempo de captura(s)	1/10	5	80	30	> 1800	40
Coste (\$)	1K - 8K	1k - 50K	5K - 28 K	25K - 100K	25K - 50K	2K

18 **Tabla 1.** Características generales de los diferentes tipos de digitalizadores.

máxima en ambos ejes. La curva característica relaciona la densidad óptica del objeto colocado a la entrada del dispositivo con la respuesta, en términos de nivel de gris que se obtiene. Para calcular la curva se ha empleado una escala de grises impresa sobre una película radiográfica. Los resultados se presentan en la figura 1. La resolución del escaner (ver figura 2) se ha obtenido mediante la determinación de su MTF utilizando un método similar al que se propone en la sección siguiente para la obtención de la MTF de la película radiográfica. Para ello se captura la imagen de un escalón (Edge Spread Function, ESF) seleccionando en el escaner una gamma igual a 1. Sobre esta imagen se han leído 12 líneas perpendiculares a la dirección del borde y se han derivado numéricamente, obteniéndose así 12 muestras de la LSF (Line Spread Function). Estas muestras están afectadas de ruido debido a la cuantificación de la respuesta de los detectores (CCD's), ruido que resulta amplificado posteriormente en el proceso de derivación. Para reducir el ruido se ha calculado la transformada de Fourier numérica de cada una de las líneas derivadas y se han promediado después, mejorando así, claramente, la relación señal/ruido, como se muestra en la figura 3. La toma de 12 muestras independientes de la imagen del borde y el promediar después los módulos de las transformadas de Fourier, aparte de mejorar la relación señal/ruido supone que "de facto" se está muestreando con frecuencia espacial mayor que la resolución del escaner.

METODOLOGÍA PROPUESTA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA MTF

La medida de la MTF de un sistema cartulina-película se realiza habitualmente obteniendo la imagen de una rendija, determinando la LSF (Line Spread Function), y calculando el módulo de su transformada de Fourier. Actualmente los sistemas de imagen alcanzan resoluciones muy altas lo que dificulta bastante la posibilidad de obtener una rendija lo suficientemente fina como para poder valorar la respuesta del sistema con precisión debido a la borrosidad debida a la anchura de la propia rendija. Para solucionar este problema puede emplearse, en su lugar, la imagen de un borde, simplificándose considerablemente los requisitos de instrumentación. En este caso se determina la ESF (Edge

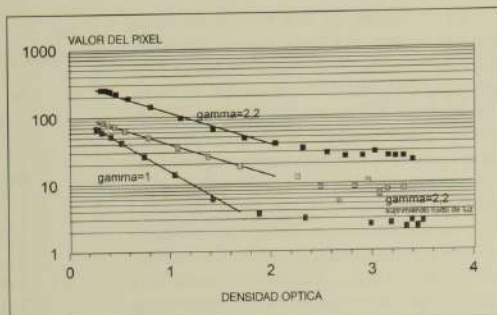


Figura 1: Caracterización del digitalizador EPSON EP-6500. Respuesta a la gama de grises.

Spread Function) que es la integral de la LSF, de manera que para calcular la MTF, basta con derivar la función y proceder de forma análoga.

El ruido, inherente al proceso de formación de la imagen radiográfica y a su digitalización, afecta de manera importante a la imagen final, resultando difícil conseguir una relación señal/ruido adecuada únicamente promediando los módulos de la transformada de Fourier de un número razonable de lecturas de líneas de imagen independientes, como hicimos para determinar la LSF del escaner. Por lo tanto, siguiendo a Yin y col.[10], en el que se desarrolla un método sencillo de calcular la MTF de un digitalizador de imágenes mediante un ajuste de su función de respuesta frente a una entrada de tipo LSF (Line Spread Function) y a Boone y col. [11] que emplea para obtener la función de respuesta una entrada de tipo ESF, proponemos aplicar un método similar para evaluar la calidad de la imagen de los equipos radiográficos.

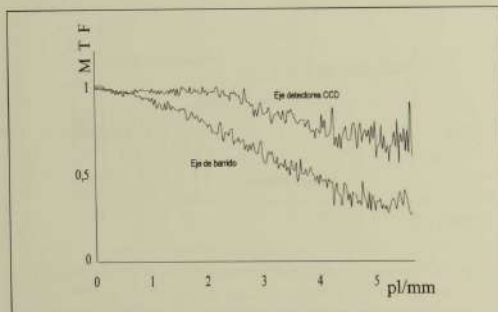


Figura 2: Caracterización del digitalizador EPSON EP-6500. MTF en el eje de los detectores y en el eje de barrido.

La utilización de una función de ajuste para la imagen del borde supone introducir mucha información "a priori" sobre la imagen. Esta información extra sobre la forma funcional de la función que describe la imagen del borde presenta la ventaja de que permite conocer la LSF para frecuencias espaciales mayores que la frecuencia de muestreo del escaner, sin embargo, si la forma funcional elegida no describe adecuadamente la imagen del borde, la extrapolación a frecuencias espaciales altas de la que acabamos de hablar sería errónea, por lo que es de crucial importancia elegir la forma funcional correcta para describir la imagen del borde.

En el caso de los sistemas radiográficos, no hay modelos sencillos que predigan la forma funcional de la imagen del borde, de modo que para encontrar la función que proporciona el mejor ajuste se han realizado sucesivas pruebas con diferentes tipos de funciones: funciones genéricas, como sigmoideas y logísticas, y funciones más específicas, como integrales de varias formas funcionales de la LSF, con transformada de Fourier analítica, como gaussianas y lorentzianas elevadas a distintas potencias para linealizar la respuesta del sistema. La función que mejor se ha ajustado a los valores de las líneas a resultado ser de la forma arco tangente

$$F(X) = A_0 \left(\frac{1}{2} + \frac{1}{\pi} \arctan \left(\frac{X - A_1}{A_2} \right) \right)$$

cuya derivada es una función de tipo lorentziano

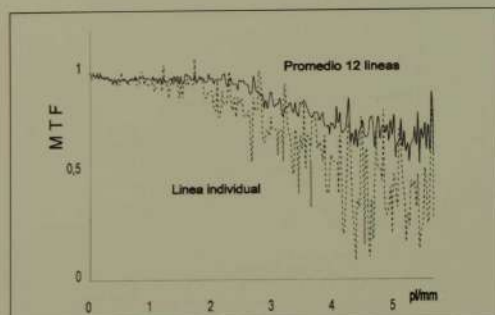


Figura 3: Mejora de la señal/ruido de la MTF al promediar un número determinado de funciones de respuesta.

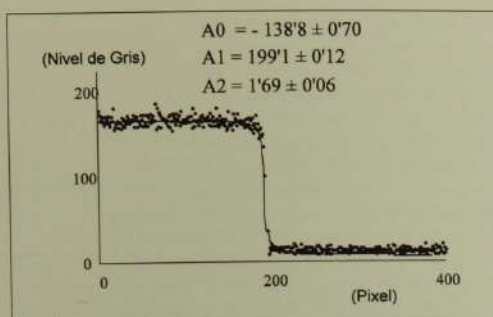


Figura 4: Ejemplo de ajuste de la imagen de una función escalón utilizando una función arctg. Parámetros del ajuste.

$$F'(X) = \frac{A_0}{A_2 \left[1 + \frac{(X - A_1)^2}{A_2^2} \right] \pi}$$

y su transformada de Fourier analítica es:

$$F(k) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{A_0}{A_2 \left[1 + \frac{(X - A_1)^2}{A_2^2} \right] \pi} e^{-ikX} dX =$$

$$= A_0 [e^{i(A_1 + A_2)k} \theta(-k) + e^{i(A_1 - A_2)k} \theta(k)]$$

El módulo de esta transformada de Fourier es:

$$|F(k)| = |A_0| \sqrt{e^{i2kA_2} \theta(-k) + e^{i2kA_2} \theta(k)}$$

que es la MTF del sistema que ha formado la imagen del borde que se ha ajustado con una función tipo arco tangente.

DISCUSIÓN Y RESULTADOS

Los resultados obtenidos en la caracterización del escaner demuestran que sus prestaciones son suficientemente altas como para poder garantizar que el proceso de captura de la imagen no influye en el resultado final de la evaluación. En este sentido, se observa en la figura 2, que la lectura en ambos ejes alcanza una resolución de prácticamente 6 pl/mm, con una pérdida razonable de contraste, si bien es preciso señalar que esta pérdida de contraste es más acusada cuando la lectura se realiza según el eje de barrido. A pesar de que, como se ha explicado, el método de ajuste evita los problemas de "aliasing", siempre es conveniente que la resolución del digitalizador sea superior a la máxima frecuencia espacial de la imagen. Dado que los soportes de imagen (combinación cartulina-película) empleados habitualmente en radiología convencional, no resuelven en condiciones reales de utilización frecuencias espaciales superiores a 4 pl/mm, la resolución del dispositivo es adecuada para capturar este tipo de imágenes. En lo que se refiere a la linealidad del escaner, la figura 1 refleja, por un lado, que el parámetro gamma influye claramente en la respuesta del dispositivo, y por otro, que cuando se selecciona gamma 1, la respuesta del sistema se mantiene lineal hasta que se alcanzan densidades ópticas próximas a 2. Este intervalo, reducido para el tratamiento de imágenes clínicas, resulta suficiente para capturar el tipo de imágenes, de elevado contraste, que genera el objeto de test.

Para verificar la validez práctica del método propuesto se ha llevado a cabo la evaluación de un equipo comparando la MTF obtenida empleando distintos métodos, partiendo de la misma imagen del objeto de test. Primeramente, se ha seguido el método tradicional que ya se empleó en la valoración de escaner detallado anteriormente. Después se ha empleado el método propuesto con la función de ajuste obteniéndose los parámetros que define la función de ajuste (figura 4) y la MTF representada en la figura 5.

Como puede observarse en la figura 5, la MTF obtenida aplicando el método directo origina una curva que no refleja la respuesta real del sistema. Esto se debe a que el proceso es muy sensible al ruido introducido durante el proceso de formación de la imagen y posterior captura. Para verificar los resultados obtenidos mediante el ajuste concuerdan con la resolución espacial se ha empleado el test

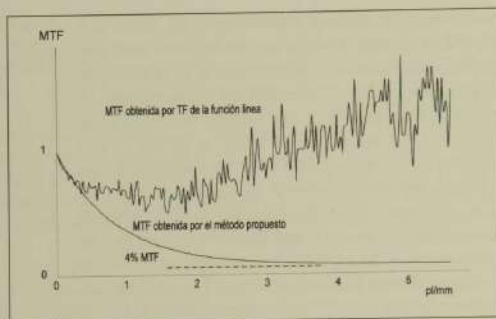


Figura 5: Ejemplo de la MTF de un sistema cartulina-película obtenida con el método del ajuste propuesto.

de barras y se ha comparado la resolución medida según ambos métodos. El valor establecido por el método de ajuste (3,5 pl/mm) fue similar al obtenido empleando el test de barras (la resolución estimada por diferentes observadores fue superior a 2,9 pl/mm e inferior a 4,2). El método es, por tanto, en principio capaz de caracterizar fielmente la respuesta del sistema y por consiguiente, parece posible su utilización dentro de los programas de control de calidad de la imagen.

La bondad y limitaciones del método y la instrumentación utilizada se ponen de manifiesto en los ejemplos seleccionados en la figura 6. En ella, se han representado las MTF's correspondientes a tres imágenes de muy diferente calidad. La curva C corresponde a una imagen obtenida en condiciones normales de uso, y con una técnica alta, obteniéndose

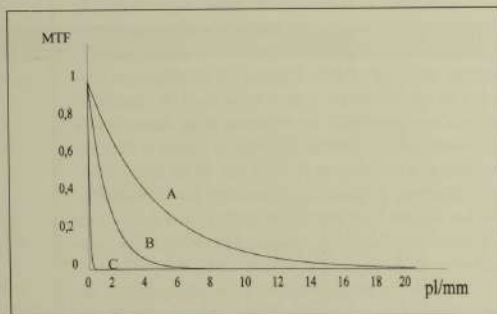


Figura 6: MTF de imágenes obtenidas en un mismo equipo de rayos X utilizando distintos métodos de trabajo. (A) Película en contacto con el test de barras. (B) Película en condiciones normales de utilización. (C) Película sobreexpuesta.

se una imagen oscura y poco contrastada; la curva B ha sido obtenida también en condiciones normales pero con una técnica media, lo que ha permitido conseguir una imagen suficientemente contrastada; la curva A corresponde a una imagen realizada colocando el test directamente sobre el chasis, y éste encima de la mesa, y con la técnica adecuada para obtener una imagen excepcionalmente nítida y de alto contraste. La representación gráfica pone de manifiesto, en primer lugar, que si la imagen es adecuada (curva B) el método funciona, según se ha visto, de forma fiable y precisa. Si la imagen está sobreexpuesta (curva C) se pierde linealidad en la respuesta del escaner, dando lugar a una evaluación completamente errónea. Por último, la curva A, aunque obtenida en condiciones especiales, muestra cómo el método de ajuste evita los problemas asociados a la limitación de la resolución del digitalizador, siendo capaz de detectar frecuencias espaciales superiores a la frecuencia de Nyquist del propio proceso de digitalización (2 x tamaño pixel)-1.

CONCLUSIONES

La metodología propuesta para evaluar la calidad de la imagen en los sistemas radiográficos se resume como sigue. Primero se adquiere una imagen de un borde radio-opaco respetándose las normas siguientes: la radiografía debe realizarse con una técnica media, dentro del rango empleado habitualmente en radiodiagnóstico con objeto de obtener una imagen suficientemente contrastada del test y el chasis debe colocarse en el bucky; en definitiva, se debe procurar aproximarse lo más posible a las condiciones reales con paciente. A continuación debe digitalizarse la imagen radiográfica empleando un escaner que permita capturar imágenes con una resolución de al menos 300 ppp y 8 bits. Finalmente la imagen se procesa en un ordenador y se calcula la MTF siguiendo el proceso siguiente: se obtienen doce líneas en la dirección perpendicular al borde, se ajusta la función propuesta a los valores de cada una de las líneas individualmente, después se promedian los coeficientes de los ajustes con objeto de reducir el ruido y por último se sustituye los valores promedio de los coeficientes en la expresión simplificada de la MTF.

La función de ajuste propuesta, dependiente de tres parámetros, es lo suficientemente versátil como para producir un ajuste razonablemente bueno y, por tanto, el método resulta fiable siempre que se respeten las condiciones necesarias, permitiendo llevar a cabo el control rutinario de los equipos con precisión, rapidez y comodidad.

REFERENCIAS

- [1].- Sociedad Española de Física Médica y Sociedad Española de Protección Radiológica. Protocolo Español sobre los Aspectos Técnico del Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Versión provisional. SEFM y SEPR. Madrid, 1993).
- [2].- International Commission on Radiation Units and Measurements. Modulation Transfer Function of Screen-film Systems. ICRU Report 41. (Bethesda, 1986).
- [3].- C. Metz y K. Doi. Transfer Function Analysis of Radiographic Imaging. *Phys. Med. Biol.* 24, 1079-1106, (1979).
- [4].- J. Morishita y K. Doi. Comparison of two methods for accurate measurement of modulation transfer functions of screen-film systems. *Med. Phys.* 22, 193-200, (1995).
- [5].- I. A. Cunningham y B. K. Reid. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques. *Med. Phys.* 19, 1037-1044, (1992).
- [6].- G. K. Sanderson. Imaging Assessment. En *The Physics of Medical Imaging: Recording Systems, Measurements and Techniques*. 118-137.
- [7].- E. Guibelalde, E. Vañó. Design criteria for and evaluation of phantoms employed in conventional radiography. *Rad. Protec. Dos.*, 49, 39-46 (1993).
- [8].- E. Guibelalde, A.L. Llorca y E. Vañó. Quality Assurance of viewing boxes. Proposal of establishment of minimum requirements and results from a Spanish Q.C. Programme. *The British Journal of Radiology*, 63, 564-567, (1990).
- [9].- J. H. Trueblood, S. E. Burch y otros. Radiographic Film Digitization. En *Digital Imaging. Medical Physics Monograph No. 22*, 99-122 (American Association of Physicists in Medicine, ed. por R. Hendee. Madison, 1993).
- [10].- F. Yin, M. L. Giger y K. Doi. Measurement of the presampling modulation transfer function of film digitizers using a curve fitting technique. *Med. Phys.*, 17, 962-966 (1990).
- [11].- J. M. Boone y J. A. Seibert. An analytical edge spread function model for computer fitting and subsequent calculation of the LSF and MTF. *Med. Phys.*, 21, 1541-1545 (1994).

Una observación en el control de calidad en radiología dental: el tiempo de precalentamiento

B. Tobarra, M. J. Buades, A. Serna.

S. Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Nuestro Servicio ha iniciado recientemente un control de calidad en cinco equipos de Radiología Dental convencional. Su empleo no es frecuente en los servicios de Radiología Hospitalarios, y sólo últimamente se han incluido en el equipamiento de consultas atendidas por odontólogos en algunos Centros de Salud.

Aunque *a priori* la problemática asociada a estos equipos está limitada en razón de su simplicidad de funcionamiento, los tiempos medidos con un multímetro digital se desviaban sistemáticamente de los nominales entre 110 y 160 ms dependiendo del equipo, aunque todos, cinco en total, correspondían al modelo CCX 708 Digital de Trophy Radiologie. Un análisis de la forma de onda nos reveló la existencia de un tiempo de precalentamiento antes de cada disparo (figura 1), hecho que no puede deducirse de la información técnica que acompaña a los equipos, y que resulta imprescindible para poder interpretar los resultados y elegir adecuadamente los parámetros de medida.

En su modo más simple (pero muy extendidos comercialmente) los equipos de radiografía dental convencional están contruidos de forma que el tubo está incluido en una cuba autotransformador. Funcionan con rectificación monofásica de media onda, con tensión y corriente fijas; típicamente 70 kV

y 8 mA. Su única posibilidad de cambio de técnica radica en el control del tiempo de duración del disparo.

Al simplificar tanto el circuito eléctrico del equipo no existe un circuito de baja tensión responsable de regular el caldeo del filamento del cátodo, aprovechándose el propio circuito de alta tensión para este fin. En consecuencia en cada disparo se emplea una fracción de tiempo importante en conseguir la temperatura de caldeo necesaria para producir un disparo con suficiente rendimiento de rayos X. El tiempo programado descuenta este tiempo de precalentamiento, pero el disparo medido por medios no invasivos sí lo incluye. Es pues imprescindible conocer lo más fielmente posible la duración de ese tiempo previo para poder analizar los resultados del control de calidad.

Las diversas fases del disparo del CCX 708 Digital se pueden resumir de la manera siguiente: una vez el microprocesador comprueba las seguridades establecidas se suministra al tubo un valor reducido de alta tensión y comienza el caldeo del filamento. Durante los primeros 80 ms éste

permanece todavía frío, el transformador no está cargado por la corriente del tubo y no hay saltos de electrones hacia el ánodo. Además, dado que el transformador está sin carga, la alta tensión es superior a la nominal hasta unos 80-90 kV. Cuando el filamento comienza a calentarse algunos electrones golpean el ánodo aunque la corriente todavía es del orden de unos pocos microamperios. A causa del carácter resistivo del transformador de alta tensión hay una caída de la tensión conforme el transformador se va cargando. La caída se incrementa al aumentar el consumo de caldeo y, en consecuencia, la corriente del tubo. Esta etapa dura unos 200 ms hasta que se activa un triac y comienza el tiempo de exposición. Sin embargo el filamento todavía no es capaz de producir una corriente de 8 mA y necesita otros 60 - 100 ms con un kV superior al nominal. Una vez el filamento alcanza su temperatura la tensión se estabiliza alrededor del valor nominal durante el resto del disparo. Al final de éste, y para prevenir la magnetización del transformador, el corte de la alta tensión no es brusco sino que se hace caer a través de una resistencia durante unos 40 ms. Esto sirve además

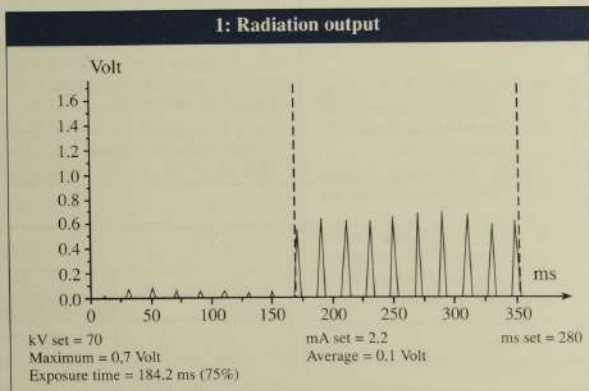


Figura 1.

para un enfriamiento inicial del filamento. De nuevo se produce un aumento en el kV debido a la disminución de la corriente del tubo.

Esta situación obliga a visualizar la forma de onda del disparo para poder determinar exactamente la duración de ese tiempo previo así como el retraso que hay que introducir a nuestro aparato para medir el kilovoltaje en la zona estable. Asimismo, debido a que durante todo el disparo hay radiación, un cambio en el tiempo programado no afecta en la misma proporción a la dosis dada, lo que hay que tener en cuenta al interpretar los resultados de linealidad.

En la figura 1 se muestra un ejemplo representativo del tipo de señal que se registra. Se puede apreciar claramente la existencia de los pulsos iniciales con bajo rendimiento que se corresponden con alto kV (caldeo del filamento) seguidos de los correspondientes al disparo a la tensión prefijada.

En conclusión, el control de calidad de los equipos dentales, *a priori* sencillo, se complica cuando existe este tiempo de precalentamiento que hace necesario visualizar la forma de onda.

Referencias

1. Walker A., Horner, K.; et al., 1991. "Quantitative assesment of a new dental imaging system". Br. J. Radiol. 64, 529-536.
2. Trophy Radiología España, S.L. 1996. Comunicación privada.
3. K. Koren, A. M. Wuehrmann, 1977. "Manuel de radioprotection dans les Hôpitaux et en pratique générale. Vol. 4. Radioprotection en art dentaire." O.M.S.

Caracterización de fuentes y preparación de fuentes de simulación de un equipo Curietron de carga diferida

S. Pellejero, J. Valverde, E. Millán, A. Hernández, M. Canellas.

H. Clínico Universitario. Zaragoza.

Las fuentes del equipo Curietron están constituidas por trenes de fuentes elementales de Cs-137 (del tipo CSM.1) distribuidas linealmente en el interior de una guía metálica flexible y separadas entre sí por un conjunto de bolitas inactivas (Fig. 1). Todas las fuentes CSM.1 dentro de un mismo tren tienen la misma actividad.

En el manual del equipo se recomienda considerar los trenes de fuentes como fuentes lineales homogéneas de longitud efectiva $L_{ef} = L + S$, igual a la distancia entre los centros de las fuentes extremas del tren (L) más un hemiespacio ($1/2$ de la distancia entre centros de dos CSM.1 consecutivos (S)) en cada extremo. Se considera que cada fuente tiene una actividad lineal constante igual a $A_{lin} = A/L_{ef}$, siendo A la actividad total de la fuente igual a la suma de las actividades de las CSM1 que la componen. Se entiende que la actividad A corresponde en realidad a la actividad contenida (A_c), de forma que

la correspondiente actividad aparente sería $A_a = A_c \cdot 0,94$, siguiendo las especificaciones del manual (1).

De hecho, las fuentes de simulación, para la realización de las radiografías, están formadas por material radiopaco de longitud L_{ef} . Esto implica una difícil localización especial de la fuente equivalente lineal, ya que la fuente de simulación no reproduce la geometría real dentro del aplicador. El tipo de aplicadores flexibles utilizado (tipo Delouche), incrementa este problema, ya que en el cálculo se consideran las fuentes lineales rígidas.

Por otra parte, en un trabajo anterior (2), en el que se comparaban los resultados dosimétricos obtenidos con diferentes métodos de caracterización de este tipo de fuentes frente a uno de referencia, se llegaba a la conclusión de que el más adecuado era el de geometría puntual, considerando los trenes como conjuntos de fuentes puntuales.

La posibilidad de utilizar una versión actualizada del Sistema de planificación de Braquiterapia PCRT (3), que permite el cálculo con fuentes puntuales, así como la definición de su intensidad como Tasa de Kerma en aire, K_a ($\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$) y la consideración de atenuación por tejido definica por el usuario, nos ha conducido a definir las fuentes del Curietron como puntuales, con los parámetros que se muestran en la Tabla I.

El siguiente problema con que nos encontramos es la localización

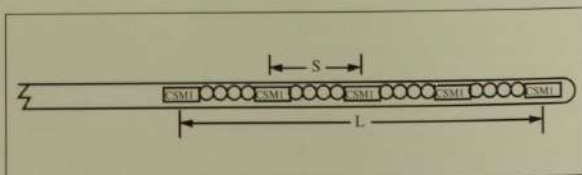


Figura 1. Esquema de un tren de fuentes del equipo Curietron.

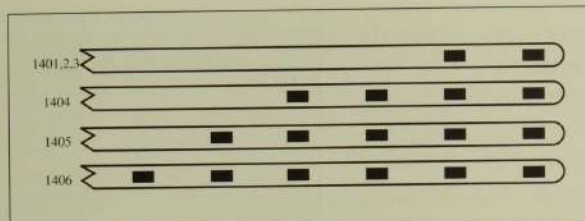


Figura 2. Esquema de fuentes de simulación de los trenes del Curiectron con geometría puntual.

espacial de las fuentes a partir de dos radiografías ortogonales. Para ello se han fabricado fuentes de simulación, una para cada tren de que disponemos que reproduzcan la geometría puntual. Estas fuentes contienen tantos segmentos y material radiopaco como fuentes CSM1, colocados en una guía (un

catéter de unos 3 mm de diámetro externo, adecuado a las dimensiones del aplicador), justo en la posición que ocupan las fuentes CSM1, localizadas a partir de las radiografías y autorradiografías de los trenes reales (fig. 2).

De esta forma puede realizarse de forma precisa la localización de las fuentes puntuales en las dos radiografías.

Aún así podemos encontrar en algunas situaciones en que puede resultar problemática la identificación de los puntos, sobre todo en la radiografía lateral en la que la imagen puede superponerse. Para evitar en lo posible esta indefinición, se han construido dos de las fuentes de simulación (las que suelen usarse como fuentes vaginales), con dife-

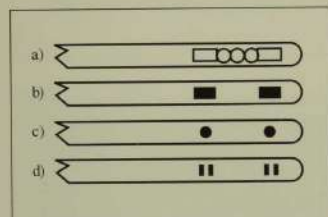


Figura 3. a) Fuente real. b, c, d) Fuentes de simulación con diferentes modelos de material radiopaco para simular las fuentes puntuales.

rentes formas y materiales radiopacos (fig. 3), así se facilita su identificación en las radiografías.

Esta sistemática se ha empezado a utilizar en rutina en el H.C.U. de Zaragoza, con la seguridad de que se ha optimizado la fiabilidad de los resultados dosimétricos obtenidos.

Referencias

1. Isodoses Cs-137. Applications gynécologiques. Appicateur Delouche. Registre de sources scellées de Caesium 137. Proposition de chargement de porte-sources AGS. (1977) CGR- MeV.
2. F. Lliso, J. Pérez, E. Millán, M. Canellas, "Cálculo de distribución de dosis en fuentes de Cs-137 utilizadas por el Curiectron, en el sistema de planificación PCRT" (1993), Libro de Comunicaciones, Vol. 2, 293, IX Congreso Nacional de Física Médica, Tenerife.
3. PCRT, "Manual de BRAQUITERAPIA" (1995), Técnicas Radiofísicas, Zaragoza.
4. Meisberger L.L., Keller R., Shalek R. (1968) Radiology 90, 953.

□

Tabla I. Identificación de las fuentes del Curiectron

Identificación CSM1	Isótopo: Cs-137	Semiperiodo (días) 110015.7	μ (En/aw): 1.112
Atenuación tejido (*):	A: 1.0008 C: -1.0981x10 ⁻⁴	B: -7.2673x10 ⁻³ D: 4.43x10 ⁻⁵	
Ro (cm):	10		
μ energy (1/cm):	0.0327		
KN (μ Gy m2h-1) Fecha:	37,67 6/6/1977	44,54 6/6/1977	41,24 6/6/1977

(*) Coeficientes de un polinomio de ajuste en función de la distancia, similar al descrito por Meisberger (4), válido hasta una distancia Ro. A partir de ahí, atenuación exponencial con coeficiente de atenuación (μ energ).

(**) Hemos considerado los tres posibles valores de actividad de las fuentes CSM1 de que disponemos según los certificados de calibración (1).

FORO TECNICO

Dentro de la sección "Notas Técnicas" hemos considerado de gran interés la inclusión de un apartado sobre cuestiones técnicas que funcione a modo de foro, es decir, en el que se expongan cuestiones relativas a problemas técnicos del trabajo cotidiano, seleccionadas por el Comité de Redacción. Asimismo, se incluirían las respuestas aportadas por otros miembros de la SEFM.

A continuación, incluimos un problema técnico planteado por el Servicio de Protección Radiológica del Hospital Universitario "Marqués de Valdecilla", de Santander:

Recientemente, hemos detectado un equipo de radiodiagnóstico, con pulsadores separados para preparación y disparo, que en la fase de preparación emite rayos X.

En unas pruebas iniciales se ha podido comprobar que la tensión era inferior a la seleccionada y, aunque no ha sido posible de momento determinar la dosis, sí se ha comprobado que impresiona una placa radiográfica (manteniendo el pulsador de preparación durante 4 segundos).

A la vista de estos hechos, nos preguntamos:

- ¿Se puede considerar este comportamiento como una anomalía?
- ¿Qué implicaciones puede tener este hecho de cara a la dosis recibida por el paciente?
- ¿Es preciso incluir la detección de esta presunta anomalía en los protocolos de control de calidad de los equipos de rayos X?

INTERNET DIRECCIONES DE INTERES

Algunas direcciones de interés para obtener información en Internet sobre contenido de publicaciones de Física Médica o Protección Radiológica:

- Health Physics (se puede acceder a través del servidor web de la Universidad de Extremadura)
<http://www-personal.umich.edu/~bbusby/hojind.htm>
- Medical Physics
<http://www.ski.mskee.org/ski/mp/>
- Physics in Medicine and Biology (no se obtienen los índices de contenidos, pero sí la versión electrónica de la revista, pagando)
<http://www.iop.org>





nucletron - Cidelft

Nucletron da soluciones en:

- Braquiterapia
- Planificación de Radioterapia
- Simulación
- Radiocirugía

PLATO Radiotherapy Treatment Planning System

The Anatomy of a 3D Treatment Plan

