

sefm



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

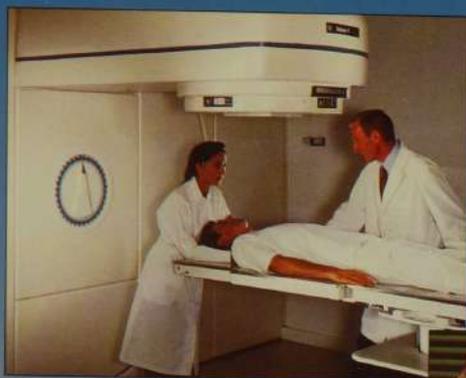
BOLETIN SEFM

Nº7, 1998



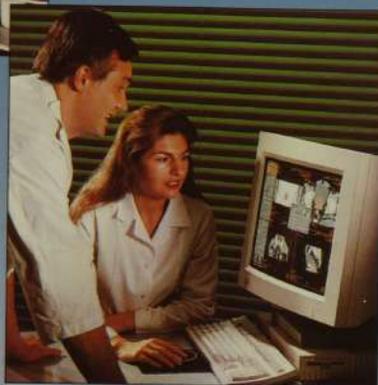


GE Medical Systems España



Ofrece una amplia gama de soluciones para la Radioterapia.

- ✓ Aceleradores de diversas energías y prestaciones.
- ✓ Simulación virtual.



- ✓ Imagen en tiempo real.
- ✓ Colimación multihojas.



- ✓ Redes de comunicación de datos e imágenes compatibles con Dicom3.





JUNTA DIRECTIVA

Presidente:

Bartolomé Ballester Moll

Vicepresidente:

Roberto Martín Oliva

Secretaria:

Natividad Ferrer García

Tesorero:

Bonifacio Tobarra González

Vocales:

Esther Millán Cebrían

Juan José Peña Bernal

Teresa Eudaldo Puell

BOLETIN
DE LA SOCIEDAD
ESPAÑOLA DE FÍSICA
MÉDICA

<http://med.unex.es/FisMed/SEFM/indice.html>

Responsable de la página web:

José M.ª Vega Fernández

jmvega@med.unex.es

CONSEJO DE REDACCION

Coordinador:

Alfonso Calzado Cantera

calzado@eucmax.sim.ucm.es

Manuel Alonso Díaz

praadin@huviv.es

Pedro Galán Montenegro

pgalan@hch.sas.cica.es

Alberto Sánchez-Reyes

sanchezr@medicina.ub.es

Bonifacio Tobarra González

lopez@plataca.pntic.mec.es

EDITA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE
FÍSICA MÉDICA (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

La Junta Directiva Informa

Sociedades Autonómicas	5
Grupos de Trabajo.....	5
Ayudas anuales para asistencia a Cursos y Congresos.....	5
Punteros láser.....	6
Plan del Insalud de mamografías.....	6
Comisión Nacional del RFH.....	6
Curso sobre "Planificación 3D"	6
Creación de la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de Mama.....	7
Encuesta sobre la situación de la Física Médica en España	7
Altas y bajas de socios.....	7
Agenda	7

Noticias

Novedades Legislativas	8
Reunión del Institute of Physics & Engineering in Medicine (IPEM).....	9
Documentos de la EFOMP.....	9
Normativa internacional. Normas CEI/IEC.....	10

Artículo Invitado

Control de calidad del Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama: Análisis de los resultados entre 1993 y 1997. <i>M. Pombar, R. Lobato, P. Morán, M. Chevalier.....</i>	11
---	----

Nota Técnica

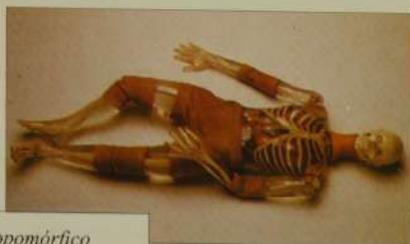
Test de aceptación de diodos para ser utilizados en dosimetría en vivo. <i>N. Jornet, M. Ribas, T. Eudaldo, M.ª D. Carabante.....</i>	19
--	----

Foro Técnico

¿Debe ser un Radiofísico el supervisor de una instalación radiactiva médica?	24
---	----



FANTOMAS ALDERSON



Antropomórfico
Referencia estándar
para Radioterapia,
Radiología, Medicina
Nuclear y Física
Médica



RAD-SURE ETIQUETAS DE IRRADIACIÓN DE SANGRE

ISP RAD-SURE™ DATE: _____

25 Gy INDICATOR **NOT** IRRADIATED

ISP TECHNOLOGIES INC. OPERATOR: _____

¿SANGRE IRRADIADA?

SÓLO HAY UNA FORMA DE ESTAR SEGURO
PARA EVITAR EL ERROR HUMANO
ETIQUETAS RAD SURE

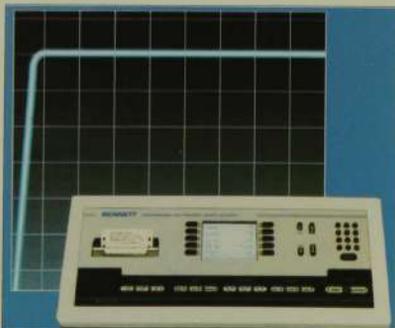
ISP RAD-SURE™ DATE: _____

25 Gy INDICATOR **IRRADIATED**

ISP TECHNOLOGIES INC. OPERATOR: _____

TREX Medical – Bennett Division

GENERADORES MAMOGRAFOS 100 kHz



Pensamiento, 27 - Esc. Izq. 3ª -3
28020 Madrid
Tifs.: (9) 1 - 571 46 46
Fax: (9) 1 - 571 14 31

Castrillo, 51, bajo
35004 Las Palmas de Gran Canaria
Tifs.: (9) 28 - 24 06 79 / 24 20 57
Fax: (9) 28 - 23 41 07

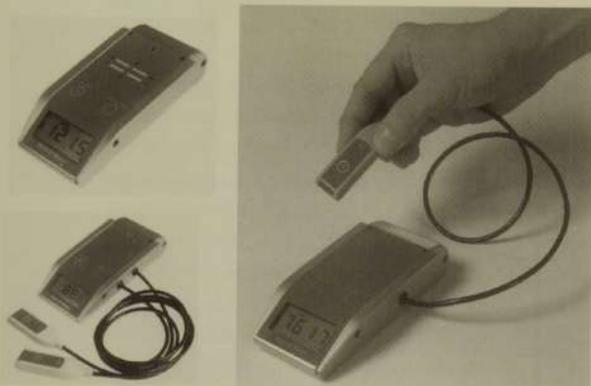
E-mail: positronica@mail.redicbs.com
www.positronica.com

Tif.: 902 11 38 28 ● Fax: 902 11 38 67

MATERIAL CLINICO FLORIDA, S. L.

Parque Monte Alcedo • Calle 6, N.º 101
46190 RIBA-ROJA DE TURIA (Valencia)
Teléfono (96) 275 00 71 • Fax (96) 275 01 35

CORRESPONDENCIA:
Apartado de correos n.º 113
46190 RIBA-ROJA DE TURIA (Valencia)



Mult - O - Meter
Multímetro Rayos X



Dosis paciente DOSEGUARD 100
y programa de cálculo de dosis



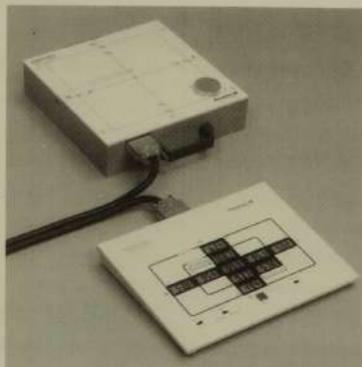
Multímetro PMX - III

CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO Y RADIOTERAPIA

- RTI ELECTRONICS AB
- UNFORS INSTRUMENTS AB
- PRECITRON AB
- X - RITE
- R M I
- RADCAL CORPORATION
- UNIVERSIDAD DE LEEDS
- TEMA, S.R.L.



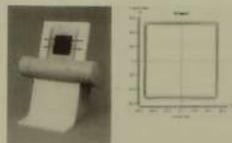
Cuba de agua
POSEIDON



Verificación diaria de aceleradores
HERMES



MONITORES Y CAMARAS
Radcal



Film scanner
POSEIDON



Dosis en vivo
APOLLO

Carta del Presidente

Queridos compañeros:

Iniciamos el año pendientes de un tema que nos preocupa a todos y es la publicación de la Orden Ministerial que desarrolla el RD 220/97 que creó la especialidad de Radiofísico Hospitalario. Os hago saber que durante estos meses la Junta Directiva ha seguido intentando acelerar el proceso administrativo para su publicación que durante meses pareció estar paralizado de manera inexplicable. Nos hemos dirigido por escrito al Excmo. Sr. Ministro de Sanidad y a los Directores Generales de Recursos Humanos y de Atención Primaria y Especializada del Insalud. Todos ellos han contestado nuestros escritos manifestando su interés por resolver el tema que nos preocupa. El D.G. de Recursos Humanos del Insalud, D. Roberto Pérez López, nos comunica la imposibilidad de incluir las plazas de Radiofísico en la convocatoria especial de concurso oposición de 1998 para Facultativos Especialistas interinos, dado que la Oferta de Empleo Público es autorizada por el Gobierno dentro del primer trimestre del año y, hasta ahora, aún no se han expedido los títulos de la especialidad.

Se ha intentado agilizar el funcionamiento de los comités: el de Braquiterapia quedará constituido próximamente en cuanto se complete con los socios interesados en participar. El de Radiodiagnóstico tiene previsto realizar una revisión del Protocolo con el fin de incorporar las aportaciones recibidas desde su publicación en 1996. El de Control de Calidad en Medicina Nuclear está ulti-

mando la edición del Protocolo, del que un número limitado en versión borrador se distribuyó hace un año para recoger comentarios. La Junta os presentará en la próxima Asamblea un procedimiento de organización y funcionamiento de los Comités de trabajo.

El pasado mes de febrero la Real Sociedad Española de Física, a través de su Presidente, Dr. Gerardo Delgado, entró en contacto con la SEFM, manifestando su interés en aunar esfuerzos y consolidar la profesión del físico en su sentido más amplio como aquellos que trabajan en física y la enseñan, dando nuevos aires a una sociedad centenaria. Nos ofrece las páginas de la Revista Española de Física Médica, a la que le quieren dar una proyección iberoamericana, para que los físicos médicos españoles nos hagamos presentes delante del colectivo de físicos. Así mismo nos señaló el interés de la RSEF de que la SEFM participe en la próxima Biental de la Real Sociedad que se celebrará en Valencia en 1999.

Ya conocéis que en algunas comunidades autónomas se han constituido sociedades de física de las radiaciones (como la gallega o la andaluza). La mayoría de los miembros de estas sociedades autonómicas lo son de la SEFM y, en principio, no tiene porqué plantearse ninguna interferencia sino todo lo contrario; no obstante, sería oportuno que en la próxima Asamblea se puedan modificar nuestros estatutos con el fin de incorporar este nuevo planteamiento que hasta ahora no había surgido.

Con el deseo que a lo largo del año se vayan consolidando los proyectos que tenemos en marcha, recibid un afectuoso saludo.

Sociedades autonómicas

Como ya se ha anunciado en otro número del Boletín se han constituido dos sociedades de ámbito regional (Galicia y Andalucía), y en otras comunidades se están planteando constituir las, que también tienen como objeto la Física Médica. La Junta Directiva, consciente de la importancia de articular estas iniciativas para que no se pueda plantear un posible perjuicio para los socios de la SEFM, ha decidido incluir en la revisión de los estatutos, pendiente desde la Asamblea de Salamanca, una fórmula que permita la colaboración y participación futura con estas sociedades.

De forma muy urgente se solicitó la colaboración de la SEFM en el Curso de Dosimetría a celebrar en junio en Cádiz del que se informa en este número. Atendiendo a la oportunidad de colaborar con una actividad de la recién creada Sociedad Andaluza Radiofísica y dada la premura de tiempo para poderlo celebrar antes del verano, llevaron al Presidente a facilitar esta colaboración conjunta. Pero se pone en evidencia la necesidad de coordinar actividades, dado el reducido número de miembros que constituimos todavía la SEFM, las limitaciones de medios y lo ajustado del calendario, con la constatación una vez más de que las actividades formativas se concentran siempre en el último trimestre del año.

Grupos de Trabajo

La Junta Directiva ha venido estudiando un documento que constituya el procedimiento de creación, organización y funcionamiento de los Grupos de Trabajo en el seno de la SEFM. De manera

resumida contiene los Objetivos, Composición, Coordinador responsable, Presupuesto económico, Duración, Formulario de solicitud de creación de un grupo de trabajo y los contenidos de los Informes periódicos. Tanto la propuesta como los informes serán presentados en la Asamblea General de la SEFM. Se considera un número de miembros entre 4 y 8 para cada grupo, con experiencia previa en el tema objeto del trabajo. La duración será de un año, renovable por la Asamblea; la duración del grupo no excederá de 3 años. El documento completo se encuentra a disposición de los interesados en la Secretaría Técnica.

Ayudas anuales para asistencia a Cursos y Congresos

La Junta Directiva ha venido estudiando y ha aprobado destinar una parte del presupuesto anual como ayudas a los socios para la asistencia a Cursos y Congresos. La cantidad destinada a este fin se ha fijado en torno a 1 millón de pesetas anuales. Os reproducimos a continuación el esquema de trabajo a seguir en el reparto de dichas ayudas. Obviamente está sujeto a cambios y mejoras para acomodar su funcionamiento, pero la intención es que se consoliden este tipo de ayudas en lo sucesivo, y mientras lo permita la saneada economía de la SEFM.

Se proponen un total de 24 ayudas anuales individuales por un importe total del orden de 1.000.000 PTA.

- Asistencia a Congresos Nacionales: 4 ayudas de 40.000 PTA.
- Asistencia a 3 Cursos Nacionales de especialización: 4 ayudas/curso de 25.000 PTA.

- Asistencia a 2 Cursos Internacionales de especialización: 4 ayudas/curso de 75.000 PTA.

El objeto de las ayudas es facilitar la asistencia y participación de los socios en actividades de formación, reciclaje, intercambio y divulgación de actividades de los grupos de trabajo e investigación. El fin de la ayuda es cubrir los gastos de inscripción de los cursos y congresos nacionales; esta gestión la realizaría directamente la SEFM, y en el caso de los cursos internacionales servir como bolsa de viaje que se entregaría a los socios solicitantes. Las cuantías evidentemente no cubren todos los gastos pero permiten repartirlas entre un mayor número de socios, a razón de 8% de socios cada año, de forma que al cabo de tres años cerca de la cuarta parte de los socios se hayan podido beneficiar de las mismas.

Las ayudas son a título individual. Exclusivamente para socios de la SEFM que estén al día en el pago de sus cuotas. Sólo se podrán conceder al mismo socio una vez cada tres años. Se abrirán dos periodos de solicitudes cada año: durante el mes de Diciembre y el mes de Junio de cada año para solicitudes del semestre siguiente.

La Junta Directiva de la SEFM seleccionará de las solicitudes recibidas en cada plazo, aquellas que considere se adecuan más al objeto de las ayudas, valorando el interés del curso y/o congreso, actividades desarrolladas para la SEFM por el solicitante, etc. Se favorecerá la participación en el Congreso bianual de la SEFM, cursos propios y de las sociedades afines.

Si por cualquier circunstancia el socio no pudiera asistir o renunciase a realizar el curso, o no fuese admitido al mismo, queda obligado a devolver el importe de la ayuda a la SEFM en el caso de bolsa de viaje, y en el caso de inscripción, los gastos que se hubiesen ocasionado.

Punteros láser

La SEFM, haciéndose eco del aviso de peligro dado por la EFOMP, se ha dirigido a la Dirección General de Salud Pública y Consumo, del Ministerio de Sanidad y Consumo, alertando sobre los riesgos del uso inadecuado de punteros láser que se están comercializando sin ningún control, que no cumplen con su clasificación de clase 3a y están siendo empleados como juguetes por niños pequeños o para hacer el gamberro, sin que haya advertencia del riesgo de graves daños a la retina que su mal uso puede acarrear.

1997-Nov-18: EFOMP Safety Action Bulletin 28.10.97: Laser Pointers: Misclassified and in Wrong Hands (disponible en www.efomp.org).

Plan del Insalud de mamografías

La SEFM mediante carta se ha dirigido recientemente al Director de Asistencia Especializada, Dr. Matesanz, con objeto de hacerle saber nuestra disposición a participar en el "Programa de Atención de la Mujer" que anunció el Ministro Romay en el Parlamento, en todos aquellos aspectos relacionados con los programas de "screening" del cáncer de mama mediante mamografías, en el diseño, elaboración, seguimiento y evaluación de los aspectos de control de calidad del equipamiento, imagen, dosis a la paciente y formación del personal operador.

Es nuestra intención participar de manera directa y facilitar la participación de nuestros socios en todas aquellas actividades en que los

Radiofísicos puedan desempeñar un papel destacado por su formación, experiencia, competencia científica y atribuciones profesionales.

Comisión Nacional del RFH

La Comisión Nacional de la Especialidad de Radiofísica Hospitalaria aprobó el 21.07.97 los "Requisitos de Acreditación de las Unidades Docentes para la formación de Especialistas en Radiofísica Hospitalaria". A los requisitos ya conocidos dados por la Subdirección de Ordenación Profesional del Ministerio la Comisión añade que como mínimo la plantilla de la Unidad esté compuesta por 4 Radiofísicos (2 de ellos con una experiencia media de 5 años), que disponga de 2 técnicos y apoyo administrativo. Además el número de Residentes siempre tiene que ser inferior al número de Radiofísicos de la plantilla. Este documento está a disposición de los interesados en la Secretaría Técnica de la SEFM.

La Comisión en su reunión del 31.03.98 aprobó dos nuevas unidades docentes: la del Hospital de la Sta. Creu i Sant Pau de Barcelona y la del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia. El número actual de unidades acreditadas asciende a 17. Además, la Comisión decidió que la convocatoria para Residentes de Radiofísicos tuviera para el año 1999 un oferta de 15 plazas.

Curso sobre "Planificación 3D"

La S.E.F.M., ha recibido de la recientemente constituida

Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria la información referente al Curso sobre "Planificación 3D" que está organizando en colaboración con la Sociedad Española de Física Médica y el Hospital Universitario "Puerta del Mar" de Cádiz. Este curso, dirigido por M^a Amparo Iborra Oquendo (Unidad de Radiofísica Hospitalaria. H.U. "Puerta del Mar" de Cádiz), Esther Angulo Paín (Unidad de Radiofísica Hospitalaria. H.U. "Puerta del Mar" de Cádiz) y Amadeo Gómez Puerto (Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.U. "Virgen del Rocío" de Sevilla) se va a celebrar del 24 al 26 de junio de 1998 en el Palacio de Congresos y Exposiciones de Cádiz (c/ Plocia, s/n - 11006 Cádiz). El precio de la matrícula (a realizar del 1 de abril al 31 de mayo de 1998) es de 25.000 pts. El curso está dirigido a Licenciados y Doctores en C. Físicas vinculados profesionalmente a la Radiofísica Hospitalaria (máximo: 50, mínimo: 30)

Secretaría técnica

Hospital Universitario "Puerta del Mar". Unidad de Radiofísica Hospitalaria.

Avda. Ana de Viya, 21 - 11009 Cádiz

Telf. 956 242620 , Fax. 956 242620

Programa del curso

TEMA 1.- Determinación de la dosis para haces externos. TEMA 2.- Recomendaciones del ICRU 50. TEMA 3.- Introducción a la planificación de un tratamiento en 3D. TEMA 4.- Sistemas de planificación 3D: Métodos de cálculo. TEMA 5.- Posicionamiento e inmovilización del paciente. Contornos. TEMA 6.- Procedimientos de localización y simulación. TEMA 7.- Modificadores del haz. TEMA 8.- Planificación 3D. TEMA 9.- Verificación de la planificación. Incertidumbres en los tratamientos. Errores en los tratamientos. TEMA 10.- Control de calidad en sistemas de planificación 3D. TEMA 11.- Radiocirugía y radioterapia estereotá-

xica. TEMA 12.- Radioterapia conformada con colimador multi-láminas. TEMA 13.- Aspectos clínicos de simulación y planificación en 3D.

Creación de la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de Mama

Recientemente se ha creado la Sociedad Española de Diagnóstico por Imagen de Mama (SEDIM), como una sección de la Sociedad Española de Radiología (SERAM). A ella pueden pertenecer todos los Radiofísicos hospitalarios que sean socios de la SERAM (la cuota es única) solamente indicándolo.

En los días 27, 28 y 29 de mayo se va a realizar, en el Salón

de Actos del Ministerio de Sanidad y Consumo (Madrid), un curso de presentación de esta Sección, cuyo tema monográfico es el "Diagnóstico Precoz del Cáncer de Mama".

Encuesta sobre la situación de la Física Médica en España

La Sociedad Española de Física Médica está preparando la distribución de una encuesta mediante la que se pretende conocer el estado actual de la Física Médica en España. Esta encuesta se distribuirá por centros y se realizará por medio de un programa, elaborado por Roberto Martín y sus compañeros canarios, que se entregará en disquete.

Altas de socios

Altas:

Fernando Romero Sillero.
Antonio Francisco González López.
Sara Alonso Arrizabalaga.
Antonio López Medina.
Alfonso López Fernández.
Luis Martínez Gómez.

El número total de socios asciende a 314

AGENDA

PROXIMAS CONVOCATORIAS - 1998

- ✓ **XXXVII CONGRÈS DE LA SOCIÉTÉ FRANÇAISE DES PHYSIENS D'HÔPITAL**
3-5 Junio, Dijon, Francia
Comité organizador: S. Naudy - F. Bidault. Tel.: 33 380 73 75 00. Fax: 33 380 67 19 15
Inscripciones: MCO Congrès, Immeuble le Pullman - 255 av du Prado; 13003 Marseille.
Tel.: 33 491 78 90 74. Fax: 33 491 78 90 71
- ✓ **VIII MEDITERRANEAN CONFERENCE ON MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING**
Medicon'98
14-17 Junio, Lemesos, Cyprus
Información:
Constantinos S Pattichis, Department of Computer Science, University of Cyprus. P.O. Box 537, 75 Kallipoleas Street, CY-1678 Nicosia, CYPRUS. Tel.: 357-2-338705/06, Fax: 357-2-339062, Email: pattichis@turing.cs.ucy.ac.cy
Stellos Christofides, Medical Physics Department, Nicosia General Hospital. P.O. Box 4039, CY-1450 Nicosia, CYPRUS
Tel.: 357-2-301306, Fax: 357-2-369170, Email: g.h.library@cytanet.com.cy
- ✓ **I CONGRESO LATINOAMERICANO DE FÍSICA MÉDICA**
3-8 Agosto, México DF, México
Inscripción: Fax: 52 8 333 03 82. E-mail: vgonzalez@ccr.dsi.uanl.mx
- ✓ **CURSO DE REFRESCO SOBRE ANATOMÍA Y ONCOLOGÍA PARA RADIOFÍSICOS**
2-3 Octubre, Murcia
Información: Secretaría de la Sociedad (Srta. Susana).
- ✓ **CURSO SOBRE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR**
13-15 Noviembre, Madrid
Organiza la SEFM en colaboración con la SEPR
Se impartirán las clases teóricas en el Hospital Universitario de La Princesa y las prácticas en distintos hospitales de Madrid.
Las coordinadoras del curso son: Pilar López Franco (H. U. "La Princesa"), Marina Téllez (H.U. "La Paz") y Natividad Ferrer (H. U. "Ramón y Cajal").
Información: Dirigirse a las coordinadoras o a la secretaria de la Sociedad (Srta. Susana).

Novedades Legislativas

Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. (B.O.E. núm. 303, 19 diciembre 1997).

El Ministerio de Sanidad y Consumo con este R.D. continúa con el desarrollo de lo previsto en la Directiva del Consejo 84/466/EURATOM, en lo relativo a los métodos de la medicina nuclear "in vivo", y complementa al anterior RD 2071/1995 referido a los criterios de calidad en radiodiagnóstico, para asegurar la optimización de la administración de radiofármacos y de la protección radiológica del paciente. Se aplica a todas las unidades asistenciales de medicina nuclear.

Establece la obligación de implantar un programa de garantía de calidad que incluirá procedimientos sobre la buena práctica clínica, medidas de control de calidad de los radiofármacos, instrumentación, y dosis al paciente. Incluirá una descripción de los medios humanos y materiales para realizarlos, estableciendo la línea de autoridad y las responsabilidades y obligaciones de los trabajadores.

El artículo 11 se dedica al especialista en radiofísica hospitalaria, estableciendo la obligación de disponer de dicho especialista, excepto para los laboratorios de RIA. Se remite a la autoridad sanitaria competente, quien decidirá cuándo dicho especialista será propio o de un servicio externo concertado. Se le asigna funciones en la elaboración del programa de control de calidad del tratamiento de imágenes y datos, en la instrumentación y en la dosimetría de la radiación.

Aunque el RD se refiere tanto a la administración de radiofármacos con fines de diagnóstico y como

para terapia, la casi totalidad del articulado hace mención al equipamiento y procedimientos para la obtención de imágenes "in vivo".

Los equipos de MN serán sometidos a una prueba previa a su uso clínico para determinar su aceptación. Estas deberán estar detalladas en las especificaciones de compra y las realizará el suministrador del equipo quien documentará los resultados en un informe escrito.

Es competencia del radiofísico la evaluación de los resultados y metodología del control de calidad del equipamiento, quien emitirá un informe escrito sobre el estado de dicho equipamiento y de las anomalías detectadas. Será el médico nuclear el responsable de evaluar si la imagen es apta o no para el diagnóstico, suspendiendo hasta su reparación el funcionamiento del equipo si es necesario.

Dentro del programa de mantenimiento el radiofísico actúa no de forma habitual sino cuando "la importancia de la avería o intervención lo requiera". Así, también en las pruebas mínimas de control del equipamiento descritas en el Anexo II, dice que serán realizadas por personal cualificado reservándose al radiofísico las "que revistan especial complejidad". No obstante, el radiofísico realizará, anualmente, una verificación completa del equipamiento.

El anexo da valores de referencia y frecuencias de control para: activímetros, sistemas de conteo "in vivo" con detector único, gammacámara planar y cámaras tomográficas.

Se incluye un anexo de actividades máximas para una docena de exploraciones frecuentes y radiofármacos comunes referidas al hombre-patrón. Se hace hincapié que se trata de actividades máximas que no deben sobrepasarse; no se cita la fuente que justifique esos valores.

Nota del Comité de Redacción: El presente RD tiene un contenido confuso, contradictorio, retórico y en ocasiones superfluo (p.e. glosario de términos). Por otra parte, el Ministro de Sanidad y la Ministra de Educación deberían publicar ya la Orden Ministerial que haga posible la aplicación de las transitorias previstas en el RD del especialista en radiofísica hospitalaria, con anterioridad a cualquier otra disposición legal en que éste esté involucrado.

Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia) y de medicina nuclear. Protección Radiológica 91. Comisión Europea, Luxemburgo 1997
(ISBN 92-828-1138-7).

La Dirección General de Medio Ambiente, Seguridad Nuclear y Protección Civil de la Comisión Europea ha publicado el pasado año un informe de 29 páginas que especifica las normas mínimas de funcionamiento de las instalaciones. Es el resultado del interés de la CE para que los Estados miembros establezcan criterios de aceptabilidad de las instalaciones radiológicas. En 1990 la Comisión tomó la iniciativa de desarrollar ejemplos de aceptabilidad con el asesoramiento de expertos (N.R.P.B.). Más adelante se advirtió la necesidad de extender los criterios a instalaciones específicas de radiología y medicina nuclear. En 1995 se llevó a cabo una encuesta entre autoridades competentes para evaluar la situación. Se elaboró un informe que fue debatido con dichas autoridades en Luxemburgo en septiembre de 1996.

El resultado son este conjunto de criterios no vinculantes para los estados miembros. Forma parte de una serie de guías técnicas sobre diferentes materias desarrolladas para facilitar la aplicación de la

Directiva de la CE sobre exposiciones médicas.

Los criterios recogidos se deben considerar "niveles de intervención", que cuando se alcanzan obligan a realizar alguna acción correctora.

Contiene capítulos dedicados a:

- 1.- Instalaciones radiográficas de diagnóstico en general
- 2.- Revelado placas, receptores de imagen y condiciones de visualización.
- 3.- Radioscopia.
- 4.- Tomografía Convencional y Computarizada.
- 5.- Radiografía Dental
- 6.- Mamografía.
- 7.- Radioterapia.
- 8.- Medicina Nuclear

Para el caso de la radiología pediátrica se deben considerar requisitos adicionales considerando el pequeño tamaño de los pacientes. No se publican criterios relativos a la radiología digital por considerarse insuficiente todavía la experiencia de fabricantes y usuarios.

Reunión del Institute of Physics & Engineering in Medicine (IPEM)

Royal Marsden Hospital, Londres,
26 febrero de 1998:
Recommended Standards for X-Ray QA. The Way Forward Meeting.

El IPEM del Reino Unido, en asociación con el "College of Radiographers" y el "National Radiological Protection Board" publicó en 1997 el documento Report No. 77 "Recommended Standards for the Routine

Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems". El mencionado documento surge en el Reino Unido como respuesta a la nueva directiva europea 97/43/Euratom "Exposiciones médicas" y supone una guía de parámetros técnicos de control de calidad en Radiodiagnóstico. El documento está estructurado en forma de tablas y fichas incluyendo: código de referencia y nombre del parámetro de medida, nivel de experiencia requerido para realizar el control (nivel A: personal de los departamentos de Radiología o Técnicos de radiodiagnóstico y nivel B, personal externo, normalmente, expertos en Física Médica), frecuencia y prioridad del control (esencial y deseable), tolerancias, expresadas como nivel de intervención y nivel de suspensión, breve descripción del método sugerido para realizar el control, referencias y comentarios. Los parámetros están desarrollados principalmente para pruebas de constancia en los siguientes capítulos: equipo radiográfico, película, pantalla de refuerzo, cuartos oscuros, procesadoras, mamógrafos, equipos dentales, intensificadores de imagen (fluoroscopia y fluorografía, sistemas digitales, tomografía computarizada y medidas de dosis a pacientes.

El IPEM, tras cumplirse el año de publicación del documento, promovió en febrero de 1998 una sesión monográfica para la discusión de sus distintas implicaciones. En la sesión a la cual asistieron más de cien personas, principalmente Físicos de Hospital de distintos centros británicos, se presentó así mismo el "Protocolo Español de Control de calidad en radiodiagnóstico: Aspectos técnicos". La ponencia fue impartida por E. Guibelalde como secretario del comité de redacción, y en nombre de la SEFM y de la SEPR y en ella se destacaron la experiencia española en la aplicación de un documento de características muy similares al IPEM 77. Mr. M. Fitzgerald, chairman de dicho comi-

té de redacción agradeció públicamente la presencia española mencionando el hecho de que la estructura del IPEM 77 estaba basada en el documento español.

Algunos aspectos allí tratados pueden servir de puntos de discusión para la futura revisión del protocolo español de control de calidad: grado de utilización del documento en los distintos hospitales británicos (detallando cuáles son los parámetros medidos y sus repercusiones), transcripción de los límites de suspensión a su legislación nacional, implicaciones económicas de la puesta en marcha del documento, desarrollo de programas informáticos para la automatización del programa de control, etc.)

Información más detallada puede obtenerse del servidor web del IPEM (www.ipem.org.uk).

E. Guibelalde

Documentos de la EFOMP

En la página web de la EFOMP (<http://www.efomp.org>) están disponibles los documentos siguientes (aquellos socios que estén interesados en ellos y no tengan acceso a Internet los pueden solicitar a la Secretaría Técnica):

1997-Oct-01: EFOMP Policy statement on Criteria for the Staffing Levels in a Medical Physics Department (pdf file-40 kB)

1998-Mar-04: EFOMP Policy statement on Continuing Professional Development for the Medical Physicist (pdf file-19 kB)

1997-Dec-01: COUNCIL DIRECTIVE 97/43/EURATOM (Patient directive) of 30 June 1997

on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom (in English).

1998-Mar-24: GUIDELINES
For National Member Organisations of EFOMP on implementation of the European Union Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997.

1998-Mar-18: EFOMP Travel Award 1997, Report by Julio Valverde Zaragoza, Spain.

Europhysics News Extra: Medical Physicists Opt for Decentralisation by Pieter Inia

Normativa Internacional. Normas CEI/IEC

PUBLICACIONES RECIENTES

CEI / IEC 60601 - 2 -11,
Segunda edición, Agosto 1997
MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT. Part 2: Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment.

CEI / IEC 60601 - 2 -8, Modificación n°1, Agosto 1997
MEDICAL ELECTRICAL

EQUIPMENT. Part 2: Particular requirements for the safety of XR therapy equipment in the range 10 kV to 1 MV.

CEI / IEC 61859, Abril 1997
Guidelines for the conception of radiotherapy treatment rooms.

CEI / IEC 1217, Agosto 1996
Radiotherapy equipment - Coordinates, movements and scales.

CEI / IEC 60601 - 2 -29, Modificación n°1, Noviembre 1997

Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators.

DOCUMENTOS EN FASE DE PREPARACIÓN AVANZADA Y DE PRÓXIMA APARICIÓN:

CEI / IEC 60601 - 2 -1, Segunda edición
SAFETY OF MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT. Part 2: Particular requirements for medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV. Section One: General Section Two: Radiation safety for equipment.

IEC 61852
Interfase language for electronic data exchange.

CEI / IEC 60601 - 2 -29, Segunda edición
Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators.

NUEVOS PROYECTOS EN CURSO

Proyecto IEC 60601 2-48, Primera edición

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX. Deuxième partie: Règles particulières de sécurité particulières aux systèmes de planification des traitements en radiothérapie.

Proyecto IEC 60976, Modificación n° 1

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX. Accélérateurs médicaux d'électrons - Caractéristiques fonctionnelles des collimateurs multilames.

Proyecto IEC 61217
APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX. Définition d'un système de coordonnées pour le patient.

IEC 1217, Modificación n° 1
APPAREILS UTILISÉS EN RADIOTHÉRAPIE - Coordonnées, mouvements et échelles.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

3, rue de Varembe, Case Postale 131, CH 1211 - Genève 20, Suisse, Fax: + 41 22 919 03 00

□

CONTROL DE CALIDAD DEL PROGRAMA GALLEGO DE DETECCIÓN PRECOZ DEL CÁNCER DE MAMA: ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS ENTRE 1993 Y 1997

M. Pombar*, R. Lobato*, P. Morán**, M. Chevalier**

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela
Dpto. Radiología. Universidad de Santiago

**Física Médica. Dpto. Radiología. Universidad Complutense. Madrid

La mamografía es el método más fiable para la detección de lesiones en la mama. Puesto que el contraste entre las áreas normales y patológicas de la mama es extremadamente bajo, la calidad de imagen de la mamografía debería alcanzar los mayores estándares sin sobrepasar el nivel de dosis aceptable y tan baja como sea razonablemente alcanzable. En el Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama (PGDPCM) se implementó un programa de control de calidad de los aspectos físicos y técnicos*.

En este trabajo se presentan los resultados más relevantes obtenidos entre 1993 y 1997. La mayoría de las unidades cumplen aceptablemente los límites relacionados con la generación y control de los rayos X, mientras que los fallos más frecuentes están relacionados con el funcionamiento del control automático de exposición, especialmente la compensación con el espesor y el voltaje, en los equipos de rayos X más antiguos.

En el período de control del programa se ha producido una disminución de la dosis promedio en tejido glandular del orden del 34 % mientras la calidad de imagen se ha mejorado notablemente con el aumento de la densidad óptica de las imágenes y el gradiente medio de la película.

INTRODUCCION

El cáncer de mama es el cáncer más frecuente en las mujeres de la Unión Europea, las tasas de incidencia más altas se encuentran en Holanda, Luxemburgo y Bélgica. Portugal, España y Grecia presentan una incidencia del orden de dos tercios inferior (1). En España se diagnostican entre 40 y 75 nuevos casos cada 100000 mujeres. En la actualidad es la primera causa de muerte por cáncer en las

mujeres de los países de la Unión Europea, falleciendo en Galicia 386 mujeres por esta causa en el año 1993, lo que representa el 15 % del total de muertes por cáncer. En casi todos los países de la Unión Europea las tasas de mortalidad presentan una tasa creciente, observándose un incremento significativamente mayor en los países del área mediterránea.

El Programa Gallego de Detección Precoz de Cáncer de Mama (P.G.D.P.C.M.) se inició en el año 1992 con dos unidades mamográficas (una fija y otra móvil) en el Área Sanitaria de Santiago de Compostela, ampliándose progresivamente hasta un total de 10 unidades (6 fijas y 4 móviles) que dan cobertura a toda Galicia. La población objetivo del programa son las mujeres de 50 a 64 años de edad residentes en Galicia (aproximadamente

* Este proyecto ha sido financiado por la Consellería de Sanidade e Servizos Sociais (Xunta de Galicia) y cofinanciado por la Comisión Europea (File nº SOC96 2000665 05F02).

Ni la Comisión Europea ni ninguna persona que actúe en su representación, son responsables del uso que se haga de esta información.

250.000 mujeres) (2). Desde el año 1996 el PGDPCM está integrado en el European Network of Reference Centers for Breast Cancer Screening (EUREF).

Dado que la implantación del programa ha sido progresiva, en la actualidad se realiza simultáneamente la primera, segunda y tercera ronda del screening según las áreas geográficas.

La técnica radiográfica consiste en dos proyecciones mamográficas (CC y LO) por mama, con lectura independiente por dos radiólogos. La frecuencia de cribado es cada dos años.

Desde el inicio del programa hasta diciembre de 1997 se han explorado 174.174 mujeres, con una participación del 69.9 %. Se han detectado 532 casos de patología maligna, lo que representa una tasa de detección del 3.05 por mil. De los cánceres detectados el 45 % tenía un estadio inferior a II.

Uno de los requisitos fundamentales para el éxito del proyecto de diagnóstico precoz del cáncer de mama es que las mamografías contengan suficiente información diagnóstica para permitir la detección del cáncer utilizando una dosis de radiación tan baja como sea razonablemente posible.

Para obtener estos objetivos el Programa Gallego de Detección Precoz de Cáncer de Mama dispone desde el año 1993 de un programa de control de calidad de los aspectos físicos y técnicos de la mamografía. En los controles de calidad se determinan los parámetros técnicos y su resultado se compara con los valores de tolerancias propuestos en el protocolo español y en el europeo (3) y (4), proponiendo las acciones correctoras oportunas en caso de su superación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Equipamiento mamográfico

En la actualidad el programa dispone de 10 unidades de mamografía (6 fijas y 4 móviles). De las unidades fijas tres son G.E. (dos son el modelo Senographe 500 T y una el Senographe 600 T), dos son Instrumentarium (modelo Alpha III) y una es Philips (modelo MammoDiagnost 3000). De las unidades móviles, tres son Siemens (modelo Mammomat 300) y una es Fisher Imaging (modelo Athena H.F.). Todas las unidades están equipadas con control automático de la exposición (CAE) y rejilla móvil.

Cada unidad dispone de su propia procesadora automática, todas ellas con sistema luz-día, siendo tres de ellas Kodak (modelo M35.M) y siete Agfa (modelos Curix Compact y Mamoray Compact).

Las películas utilizadas han sido Agfa (modelo MR3 II) en nueve unidades y Dupont (modelo Microvisión C) en una unidad. Las cartulinas de refuerzo disponible son Agfa (modelos MR Detail y MR Detail S) y Kodak (modelo MIN R).

Instrumentación de control de calidad

Para la evaluación de la calidad de imagen y la dosis se utilizó el maniquí TOR (MAX) fabricado por Faxil (Universidad de Leeds), que consiste en una placa de test semicircular de 10 mm. de espesor, conteniendo los objetos de test y siete láminas de metacrilato (PMMA), cinco de 10 mm y dos de 5 mm de la misma forma semicircular.

Para la realización de los controles a los sistemas de control y generación de rayos X se utilizó un Kilovoltímetro digital Mini-XM (RTI Electronics) y una cámara de ionización de 6 cm³ Radcal 20 x 5-6M conectada a un electrómetro Dosemeter 2025 (Radcal). El control sensitométrico de las procesadoras se realizó con el sensitómetro X-Rite 334 y el densitómetro X-Rite 331.

Diseño y metodología del programa de garantía de calidad

El programa se diseñó en base a cuatro aspectos principales:

- Controles de calidad rutinarios de alta periodicidad (diarios, semanales y/o mensuales). Realizados por los operadores (TER) en su unidad con su propia instrumentación (sensitometría y maniquí). La evaluación y seguimiento de los resultados se realiza de forma centralizada por parte de expertos en física médica.
- Controles de Calidad inicial, semestral y anual, en los cuales los expertos en física médica con su instrumentación se desplazan a cada unidad.
- Recogida y procesado de datos de una muestra de las exploraciones a pacientes para el cálculo de la dosis mediante análisis estadístico. Anual.
- Programas de formación y entrenamiento en Control de Calidad para los operadores (TER). Anual.

Todas las medidas se han realizado en condiciones normales de trabajo, sin realizar ningún ajuste específico en el equipamiento. Se han realizado dos tipos de exposiciones: de referencia para obtener información del sistema en condiciones definidas y de rutina para obtener información de las condiciones clínicas más habituales.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las medidas analizadas se han realizado entre los años 1993 y 1997, agrupándose en controles iniciales, anuales, semestrales y de alta periodicidad de acuerdo con el protocolo aplicado. Dado que las unidades mamográficas entraron en funcionamiento de forma progresiva, se han realizado un número mínimo de medidas correspondientes a 5 rondas de controles para las unidades más modernas y de 9 rondas de controles para las más antiguas del programa.

Generación y control de rayos X

Las figuras 1 y 2 muestran la precisión del kV y la HVL ambas para 28kV, apreciándose sólo un 6.5 % de controles fuera de tolerancia en el primer caso y ninguno en la HVL, por lo que en general la calidad del haz de radiación ha sido excelente, manteniéndose estable durante el tiempo.

La medida del rendimiento del tubo de rayos X se realizó para 28 kV expresándose como Kermaire ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$) sin compresor a una distancia de 1 m (fig.3). La media del rendimiento ha sido de 44 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m y en una de las unidades el rendimiento estaba en torno al mínimo aceptable (30 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ a 1 m). Se comprobó que esta unidad adicionalmente tenía un factor de atenuación de rejilla elevado, dando lugar a unos tiempos de exposición largos, lo que obligaba a la operadora a aumentar el kV con la consiguiente pérdida de contraste.

Este problema de rendimiento, junto a otros detectados, han hecho necesario la sustitución de esta unidad. En general no se han encontrado diferencias significativas entre distintas unidades del mismo modelo.

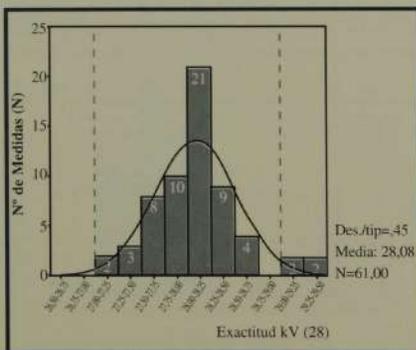


Figura 1

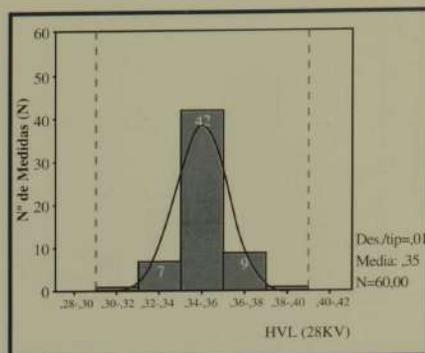


Figura 2

El objetivo del Control Automático de Exposición (CAE) de un mamógrafo es obtener una DO determinada en la película, independientemente de las variaciones del espesor y composición de la mama, debiendo mantenerse constante con las variaciones de la tensión. La fig. 4 muestra el valor de DO para 4.5 cm de PMMA en condiciones clínicas, mostrándose una amplia dispersión de valores, entre 0.7 y 1.8 DO. Hay que resaltar que al inicio del programa se trabajaba con valores de DO bajos, en torno a 1.0 DO, y hasta el año 1996 el valor de referencia del protocolo estaba situado entre 1.0-1.5 DO, por lo que la mayoría de las recomendaciones realizadas como consecuencia de los controles de calidad han sido tendentes a aumentar la DO de las imágenes, hasta los valores de referencia del nuevo protocolo europeo. Dada la consiguiente relación entre la DO y la dosis, así como su importancia en las condiciones de visualización (negatoscopios), han hecho que se haya realizado un cuidadoso seguimiento de la interrelación entre estos parámetros.

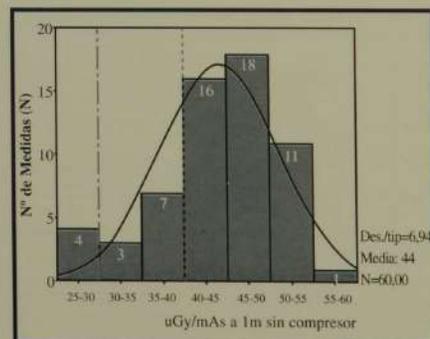


Figura 3

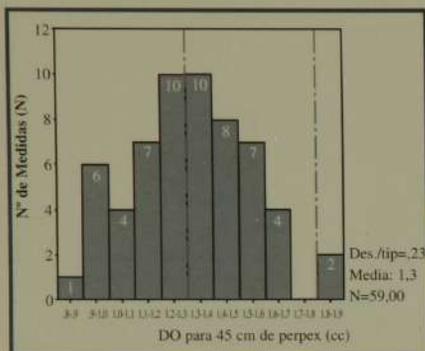


Figura 4

En todos los controles realizados en el año 1997 se han medido valores entre 1.3-1.8 DO, siendo especialmente importantes los controles de alta periodicidad para corregir las variaciones de este valor, mediante la variación de la posición del selector del CAE.

La capacidad del exposímetro automático para compensar las diferencias de espesor de la mama se chequeó con láminas de PMMA de 2, 3, 4, 5 y 6 cm a 28 kV. Aunque la nueva versión del protocolo europeo propone el control hasta 7 cm, con este espesor en muchos de nuestros mamógrafos se corta la exposición (guard timer). La fig. 5 representa la DO de los distintos espesores frente a la de 4 cm, apreciándose un número de controles importante con variaciones de la DO superior a 0.15, siendo mayor la desviación para pequeños espesores que para grandes. La compensación con la tensión se analizó entre 26 y 31 kV y en el 45.7 % de los controles la variación máxima de la DO respecto a la de 28 kV fue inferior a 0.15 DO (fig. 6).

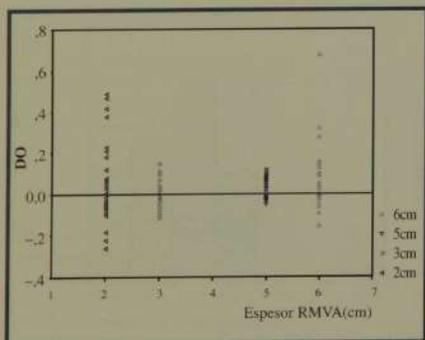


Figura 5

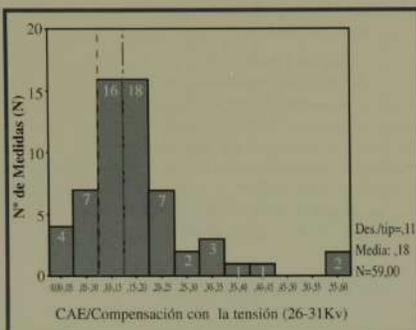


Figura 6

Al igual que en otros programas de screening (5) tanto la compensación con el espesor como con la tensión son frecuentemente pobres y en algunas unidades muy pobres.

Procesadora

Las condiciones del procesado, como elemento de la cadena de formación de la imagen más susceptible de sufrir cambios y dado el elevado impacto de estos cambios en la calidad de imagen y en la dosis, son sometidas tanto a controles de primer nivel (diarios y mensuales) como de segundo nivel (semestrales y anuales).

De los controles realizados desde el inicio del programa se han obtenido datos muy importantes para optimizar la calidad de imagen. Las procesadoras disponibles en las primeras unidades del programa, del tipo de sobremesa, se mostraron muy inestables en sus parámetros sensitométricos, comprobándose su origen en variaciones importantes de la temperatura del revelador al paso de la película. Por ello se recomendó sus sustitución por otras más estables, siendo

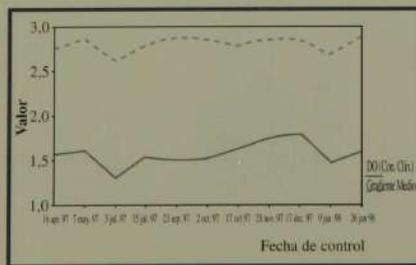


Figura 7

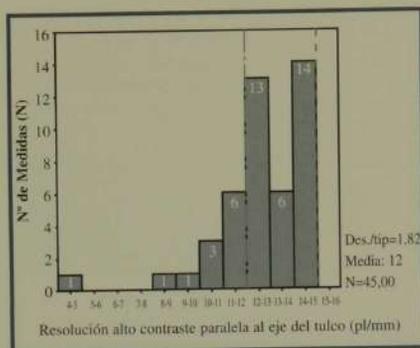


Figura 8

en la actualidad todas de sistema luz-día y disponiendo de mezclador automático.

En la figura 7 se muestra la evolución del gradiente medio de la película y la DO de las imágenes, para 4,5 cm de PMMA en condiciones clínicas, durante varios meses en una de las unidades. Se aprecia una marcada incidencia de las variaciones del gradiente medio en la DO de las imágenes.

Calidad de imagen

Para la determinación de la calidad de imagen se analizaron todos los test del maniquí TOR (MAX), si bien en este trabajo sólo se presentan aquellos parámetros de uso más contrastado en la bibliografía.

La medida de la resolución a alto contraste se realizó con el objeto de test situado en la parte superior de 35 mm de PMMA, esto significa una medida de la

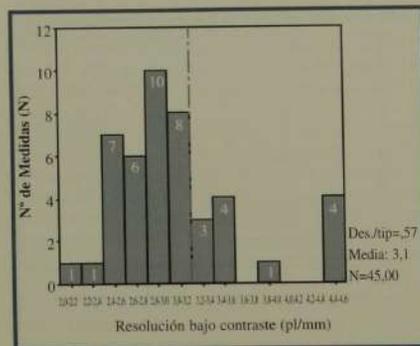


Figura 9

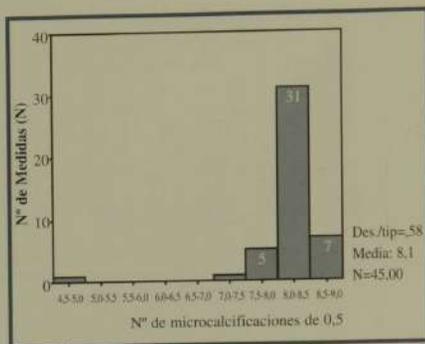


Figura 10

resolución en el caso más desfavorable. El maniquí TOR (MAX) permite la medida de resolución a alto contraste tanto perpendicular como paralela al eje ánodo-cátodo. La fig. 8 muestra la resolución a alto contraste paralela al eje del tubo, generalmente peor resolución que la perpendicular al eje del tubo. Se puede apreciar que en el 73,3 % de los controles realizados la resolución sobrepasaba el valor de tolerancia de 12 pl/mm.

Para la medida de la resolución al bajo contraste el test dispone de 10 grupos de líneas con resolución espacial comprendidas entre 1,8 y 5,0 pl/mm, con un contraste de rayos X del orden del 4 %. Si bien tanto el protocolo español como el europeo no dan valores de tolerancia otros estándares, como el correspondiente al National Health Service Breast Screening Programme (NHSBSP) del Reino Unido (5) se establece una tolerancia absoluta de 3,2 pl/mm. La fig. 9 muestra que en el 73,3 % de los controles la resolución era inferior, si bien hay que resaltar que la medi-

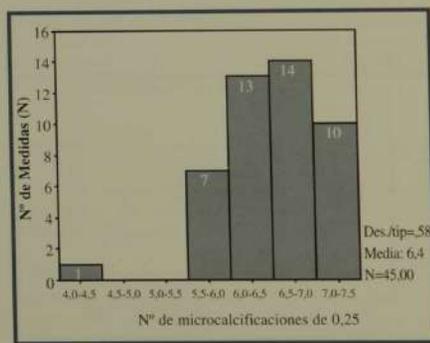


Figura 11

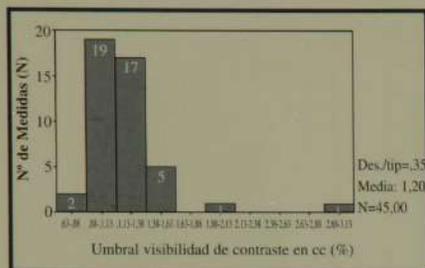


Figura 12

da de este parámetro está muy afectada por variaciones debidas a los distintos observadores (6) y que el valor de tolerancia dado en el NHSBSP está basado en el maniquí TOR (MAS) que posee el test en distinta posición.

En cuanto a la visibilidad de pequeños objetos, el Protocolo Español establece como tolerancias los coeficientes de variación obtenidos durante las pruebas de estado, mientras en otros estándares se establecen tolerancias absolutas. Las figs. 10 y 11 muestran los resultados obtenidos para la visibilidad de microcalcificaciones de 0.5 y 0.25 mm.

Para umbral de sensibilidad a bajo contraste el Protocolo Español establece un valor de tolerancia menor o igual al 1.3 %, observándose en la 84.4 % de los controles realizados se cumplía este límite.

Dosis

La determinación de la dosis se realizó de forma similar al método propuesto por el protocolo europeo de dosimetría en mamografía (7).

Los valores de Kerma-aire en la superficie de entrada (KASE) se estimaron con un maniquí dosi-

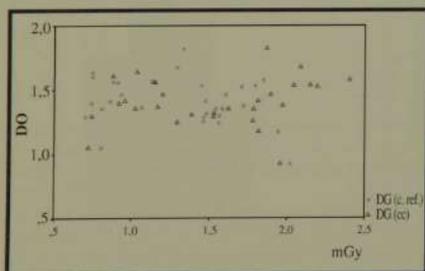


Figura 13

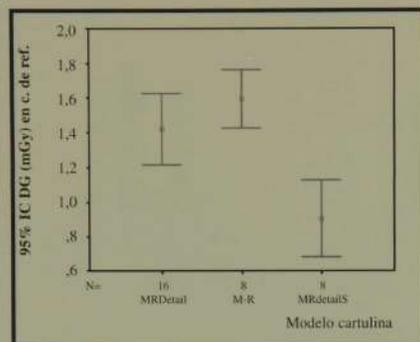


Figura 14

métrico (45 mm de PMMA) en condiciones de referencia (28 kV, DO=1+Base+Velo) y con muestras de pacientes. En ambos casos, las dosis se obtuvieron a partir de los más utilizados y de los rendimientos. La dosis promedio en tejido glandular (DG) se estimó a partir del KASE utilizando los factores de conversión obtenidos por Dance (8) para diferentes espesores y capa hemirreductora.

La fig. 13 muestra la dependencia entre la DG tanto en condiciones clínicas como de referencia y la DO de la imagen, no encontrándose una relación definida lo que sugiere una fuerte dependencia de ambas variables con el equipamiento utilizado.

Las fig. 14 y 15 muestran, mediante barras de error, la relación entre la DG en condiciones de referencia, el tipo de cartulina de refuerzo y el equipo de rayos X. A pesar de la amplia dispersión de los valores se aprecia una clara reducción de dosis para las cartulinas MR Detail S, coincidiendo su uso con los dos modelos de equipos de rayos X que menor dosis presentan.

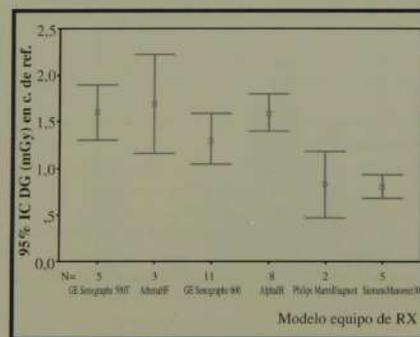


Figura 15

Tabla 1. Número de exposiciones por año. Valor medio y desviación estándar del espesor de mama comprimida, voltaje, Kerma-aire y dosis promedio en tejido glandular para espesores de mama entre 40-60 mm y proyección cráneo-caudal.

Año	N.º de exposiciones	Espesor (mm)	Voltaje (kV)	KASE (mGy)	D.G. (mGy)
1993	153	47.6 ± 0.57	29.6 ± 3.2	11.1 ± 4.6	2.2 ± 0.7
1994	506	50.9 ± 0.67	28.8 ± 1.8	6.4 ± 2.6	1.2 ± 0.3
1996	1347	51.2 ± 0.63	28.1 ± 1.0	6.8 ± 3.2	1.2 ± 0.5
1997	853	51.4 ± 0.60	28.1 ± 0.7	5.7 ± 2.6	1.0 ± 0.4

Para el estudio de dosis a partir de una muestra de pacientes, se recogieron datos correspondientes a 2103 mujeres examinadas en el programa durante el período 1993-1997. La tabla 1 muestra el número de exposiciones analizadas por año, el valor medio y la desviación estándar de los parámetros más importantes para los espesores de mama comprimida entre 40 y 60 mm y la proyección cráneo-caudal.

El valor medio del KASE sólo sobrepasó los 10 mGy el primer año, en que la muestra correspondía a una sola unidad. El valor medio de la DG ha sido siempre inferior a 2.5 mGy.

En el período de control se ha producido una disminución de la dosis promedio en tejido glandular del orden del 34 % con un aumento importante de la calidad de la imagen, constatado tanto en los controles de calidad de imagen con maniquí, como por la valoración de los radiólogos en la comparación de las imágenes de primera, segunda y tercera ronda.

CONCLUSIONES

La implantación del programa de garantía de calidad de los aspectos físicos y técnicos en el Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama ha supuesto una mejora importante de la calidad de las imágenes, junto a una ostensible reducción de dosis (un 34% para la dosis promedio en tejido glandular entre 1993 y 1997).

El resultado de los controles de calidad han sido determinantes a la hora del ajuste y la sustitución del equipamiento mamográfico. El cambio de las procesadoras iniciales que presentaban gran inestabilidad sensitométrica, junto con la optimización del tiempo de procesado y la instalación de sistemas luz-día y mezcladores automáticos, ha supuesto un aumento importante en la calidad y la estabilidad del revelado de las imágenes. Así mismo, la implicación de los controles de calidad en los equipos de rayos X ha sido importante. Se ha constatado una gran calidad en los haces de radiación, se han mejorado los ajustes de la

exposimetría automática y se han adaptado las densidades ópticas de las imágenes a los nuevos valores. El aumento de las densidades ópticas ha implicado la mejora de las condiciones de visualización, con la adquisición de nuevos negatoscopios de alta luminosidad para las tres unidades de evaluación radiológica de que dispone el programa.

Los programas de formación en control de calidad (9) han sido determinantes para la consecución de estos objetivos. Han permitido la adecuación a las técnicas óptimas y la valoración de los criterios de calidad de las imágenes mamográficas.

Esta formación ha sido imprescindible para la implantación de los controles de calidad rutinarios (primer nivel), así como para mantener la actualización y adaptación de su contenido, permitiendo el contacto más directo entre los responsables del control de calidad, los radiólogos y las TER del programa.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a todo el personal del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Complejo Hospitalario Universitario de Santiago, a las TER de las Unidades y al Grupo de Trabajo del Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama por su colaboración e implicación en el programa de control de calidad.

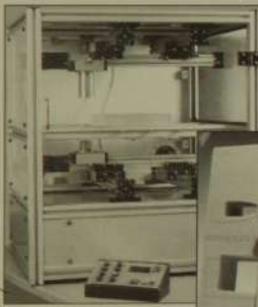
REFERENCIAS

- Esteve J, Kricher A., Ferlay J., Parkin D.M.: Facts and Figures in the European Community. Internacional Agency for Research on Cancer. Lyon, France, (1993).
- Dirección Xeral de Saúde Pública. Programa Galego de Detección Precoz do Cancro de Mama. Documentos Técnicos de Saúde Pública. Serie A. Nº. 1. Santiago de Compostela. Consellería de Sanidade e Servicos Sociais, (1992).

3. SEPR & SEFM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico: Aspectos Técnicos. ISBN 84-87450-70-9. Madrid. (1996).
4. European Guidelines for Quality assurance in Mammography Screening. 2TM edition, ISBN-92-827-7454-6. Luxembourg. (1996).
5. Young K.C., Ramsdale M.L., Horton P.W. Review of Mammography Equipment and its Performance NHS BSP Publication N° 24. ISBN I 871997 36 4. (1992)
6. Chevalier M.; Morán P. Variabilidad entre maniqués de calidad de imagen en mamografía. Radiología, 38 (9): 633-639. (1996).
7. European Protocol on Dosimetry in Mammography. EUR 16263 EN. (1996).
8. Dance D.R. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol., 35, 1211-1219. (1990).
9. Chevalier M., Lobato R., Morán P., Pombar M. Control de Calidad en Mamografía. Guía práctica. Documentos Técnicos de Saúde Pública. Serie C. N° 2. Santiago de Compostela. Consellería de Sanidade e Servicos Sociais (1995).

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.

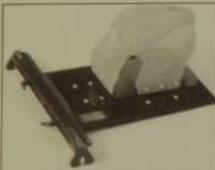
Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**. **Pupitres con vibradores**. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.

Materiales para bolus. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.

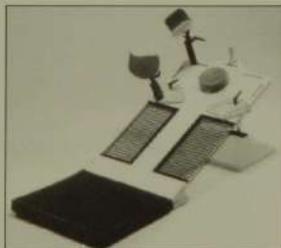


FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

Inmovilización de pacientes mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato 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, diríjase a:



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

Avda. San Pablo, 31 - Nueva 18 • 28020 COBLENZA - Madrid Teléfono (34-1) 609 41 62/42 36 • Telefax (34-1) 609 40 24

Test de aceptación de diodos para ser utilizados en dosimetría en vivo

N. Jornet, M. Ribas, T. Eudaldo, M.^a D. Carabante.
Servei de Radiofísica i Radioprotecció.
Fundació de Gestió Sanitària de l'Hospital
de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona

Los detectores de semiconductor (diodos) empleados en radioterapia para la dosimetría en vivo consisten en un chip de silicio -con el dopaje óptimo para que la eficiencia de detección sea máxima y la respuesta sea lineal a la tasa de dosis utilizada normalmente en clínica- más un capuchón. Estos capuchones no sólo protegen al detector, que es muy frágil, sino que hacen que la dosis leída por el diodo sea la dosis máxima. Si se escoge para una energía determinada un detector con el capuchón de equilibrio electrónico adecuado, se evita la aplicación de factores de corrección cuando el tamaño de campo varía o cuando se interponen acesorios en el haz de irradiación.

Dado el carácter extremadamente artesanal de la elaboración de los diodos, dos diodos que pertenezcan al mismo set de fabricación pueden no ser exactamente iguales. En este trabajo se describe el test de aceptación de un sistema de dosimetría en vivo compuesto por un electrómetro y diodos. Se presenta, a modo de ejemplo, el test de aceptación de un diodo EDP-30 de Scanditronix conectado a un electrómetro DPD-510 de la misma firma comercial.

Todas las medidas se efectúan en condiciones estandar de calibración: distancia foco superficie 100 cm, campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el isocentro. Los diodos se fijan sobre un maniquí de poliestireno de grosor mínimo de 15 cm y de dimensiones entre $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

El test de aceptación consta de los siguientes apartados:

1. ESTUDIO DE LA ESTABILIDAD DE LA RESPUESTA POST-IRRADIACIÓN

Se trata de comprobar si después de una irradiación la señal obtenida permanece constante en el tiempo. Según la literatura (Van Dam y Marinello, 1994) no se deberían encontrar diferencias superiores a un 1% en una hora cuando se utiliza el sistema en la práctica clínica.

Se harán irradiaciones de, por ejemplo, 150 U.M. Se compara la lectura que se obtiene justo después de la irradiación con la lectura, como máximo, después de

5 minutos que se ha estimado como el tiempo más alto que puede transcurrir hasta que se lee el *display* del electrómetro. Este tiempo debe ser estimado por cada usuario.

2. ESTUDIO DE LA PRECISIÓN INTRÍNSECA

La precisión intrínseca viene dada por la reproducibilidad de la señal en, como mínimo, 10 irradiaciones consecutivas. La desviación estándar no debería superar el 1% (Van Dam y Marinello, 1994).

Se harán, por tanto, 10 irradiaciones de 150 UM. Se anotarán las lecturas y se calculará la media y la desviación estándar de las mismas.

3. ESTUDIO DE LA LINEALIDAD DE LA RESPUESTA DEL SISTEMA EN FUNCIÓN DE LA DOSIS

Como en todo sistema de detección es necesario comprobar que la respuesta es proporcional (en este caso lineal) a la dosis absorbida dentro del rango de dosis utilizado en clínica.

Se representará la respuesta de cada uno de los diodos en función de la dosis y se ajustan los valores experimentales a una recta. La bondad del ajuste nos determinará si la respuesta es o no es lineal en función de la dosis.

4. VERIFICACIÓN DE LA PROFUNDIDAD EQUIVALENTE AGUA DEL PUNTO DE MEDIDA

Este test sirve para verificar que el espesor equivalente agua del capuchón de equilibrio electrónico del diodo es el especificado por el fabricante. Si el espesor del capuchón fuese insuficiente para la energía con la que se quiere trabajar, se debería corregir la respuesta

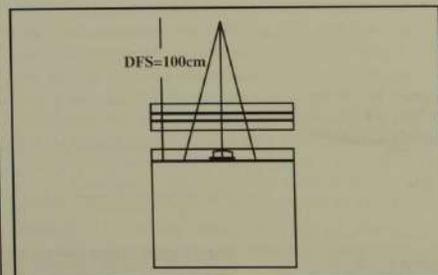


Figura 1. Dispositivo experimental para determinar el grosor equivalente agua del capuchón de equilibrio electrónico.

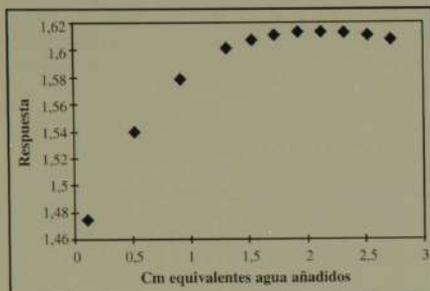


Figura 2. Representación gráfica de la dosis en función del grosor de agua añadido por encima del diodo (EDP 30) para 18 MV. Para esta energía el máximo para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el isocentro se encuentra a 3,5 cm; se han necesitado 2,1 cm para encontrar la respuesta máxima, por tanto este diodo tiene un capuchón de equilibrio electrónico de 1,4 cm equivalente agua y no de 3 cm como aparece en la información comercial.

de un diodo colocado a la entrada cuando se variara alguno de los siguientes parámetros; tamaño de campo, DFS, presencia de accesorios en el cabezal de la unidad de tratamiento, etc.

Para realizar este test se dispondrá el diodo que se quiere estudiar en el eje central del haz de irradiación sobre el maniquí de poliestireno (Fig. 1). El diodo se cubre con una lámina de poliestireno que permite su inserción evitando así *gaps* de aire. Se realizan irradiaciones añadiendo láminas de poliestireno hasta que se encuentra el valor máximo de respuesta (Fig. 2).

5. ESTUDIO DE LA RESPUESTA POSTERIOR

Este test sólo tiene sentido realizarlo con diodos que no presenten simetría cilíndrica.

Se trata de estudiar la respuesta de los diodos cuando se irradian a 0° o a 180° . Para detectores montados sobre una lámina fina y con un capuchón semiesférico se ha observado una asimetría en la respuesta que puede ser de un 1% hasta un 11% (Leunens y col., 1990) o hasta un 37% (Jornet y col., 1996) dependiendo del tipo de diodo estudiado. La importancia de este test radica en que el hecho de que se encuentren diferencias importantes en la respuesta, implicará que se deberán hacer calibraciones independientes para entrada y salida, ya que no se podrá utilizar la calibración efectuada para la entrada para medidas realizadas en la salida.

Para llevar a cabo este test se dispone el diodo que se quiere estudiar sobre el maniquí de poliestireno, de

tal forma que la superficie inferior del diodo (parte plana) quede orientada hacia el haz (Fig. 3). Para evitar *gaps* de aire, se coloca el diodo dentro de la lámina especialmente diseñada para insertarlo. Se fija la distancia foco superficie plana del diodo a 100 cm y se cubre el diodo con un grosor de poliestireno igual al grosor equivalente agua, para que el diodo mida a la profundidad equivalente agua del máximo de dosis. Se comparará la respuesta obtenida con la respuesta máxima que se obtuvo cuando se irradiaba el diodo con la superficie curva orientada hacia el haz (apartado 4).

6. ESTUDIO DE LA RESPUESTA A LA SALIDA

Se entiende por respuesta a la salida la lectura del detector colocado sobre la piel del paciente a la salida del haz de irradiación.

Para determinar la dosis a la salida, definida por razones de simetría como la dosis a d_{max} de la salida, a partir de la lectura del diodo situado a la salida del haz, el capuchón de equilibrio electrónico del diodo ha de ser suficiente para garantizar una retrodispersión completa a nivel del volumen sensible del detector.

En este test se compara la respuesta del diodo situado a la salida con la respuesta del mismo diodo situado a la entrada multiplicado por el rendimiento en profundidad a z , donde z es el grosor total del maniquí de calibración (20 cm equivalente agua). Se utilizará el rendimiento en profundidad en un maniquí infinito o sea que la respuesta esperada presupone una retrodispersión completa.

Este test se diferencia del anterior (apartado 5) en que se está haciendo, también, un test sobre si el capuchón de equilibrio electrónico es suficiente para garantizar la retrodispersión completa. Si no es así, se deberán aplicar factores de corrección a la respuesta, cuando el diodo mida a la salida, siempre que la geometría de irradiación difiera de la de calibración.

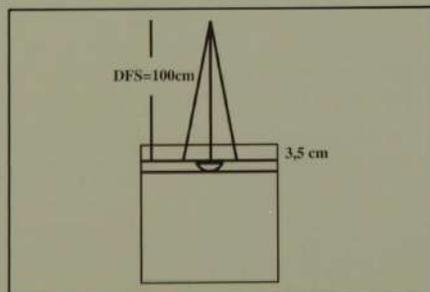


Figura 3. Dispositivo experimental para verificar la respuesta posterior del diodo.

Tabla I. Tabla resumen del test de aceptación de un diodo EDP30. Ratio hace referencia al cociente entre la respuesta esperada y la obtenida.

Parámetro	Valor
Estabilidad de la respuesta post-irradiación	-0,07% después de 5 min.
Precisión intrínseca	0,132 %
Linealidad en función de la dosis	r= 0,999997 (entre 0 y 60 Gy)
Profundidad del punto de medida	1,4 cm equivalentes agua
Estudio de la respuesta posterior	ratio=0,749
Estudio de la respuesta a la salida	ratio=0,747
Estimación del efecto sombra	atenuación=3% a 7 cm de profundidad
Estimación preliminar de la pérdida de sensibilidad en función de la dosis acumulada después de 25Gy	0,5%

7. ESTIMACIÓN DEL EFECTO SOMBRA

Debido a que estos detectores llevan un capuchón de equilibrio electrónico, es importante determinar qué transmisión (efecto sombra o de perturbación) tienen, para ver si habrá una infradosificación bajo el diodo. Una infradosificación importante implicaría una limitación en la utilización de los diodos para el control de calidad o si no se deberían desplazar los diodos de sesión en sesión.

Para realizar este test se coloca una placa radiográfica sin extraerla de su envoltorio (ready-pack) entre dos láminas del maniquí de poliestireno y a la profundidad de referencia. Se coloca el diodo en el centro del campo

y sobre la superficie del maniquí. Se realiza una irradiación. Se hace otra placa en las mismas condiciones pero sin colocar el diodo. Se calcula el cociente entre la dosis en el centro de campo con y sin diodo determinando así el porcentaje de transmisión del diodo.

8. ESTIMACIÓN PRELIMINAR DE LA PÉRDIDA DE SENSIBILIDAD EN FUNCIÓN DE LA DOSIS ACUMULADA

La pérdida de sensibilidad en función de la dosis acumulada es deseable que sea menor que un 1% en unos 25 Gy. Si la pérdida de sensibilidad es mayor, para obtener resultados precisos con los diodos serían necesarias recalibraciones aproximadamente cada 10-15 tratamientos y por tanto la utilización de los mismos para el control de calidad rutinario sería poco operativa.

Se comparan las lecturas de dos irradiaciones de 2 Gy a la profundidad del máximo de dosis. Entre la primera y la segunda de estas irradiaciones se hará un disparo de 23 Gy (a la profundidad del máximo de dosis) el diodo tendrá, por tanto, una dosis acumulada de 25 Gy.

BIBLIOGRAFÍA

- Leunens G., Van Dam J., Dutreix A. and van der Schueren E. Quality assurance in radiotherapy in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose. *Radiother Oncol* 1990; 19: 73-87.
- Jornet N., Ribas M., Eudaldo T. Calibration of semiconductor detectors for dose assessment in total body irradiation. *Radiother Oncol* 1996; 38: 247-251.
- Van Dam J., Marinello G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. *Physics for clinical radiotherapy*, Estro booklet n°1 1994.





Desde el comienzo,
los usuarios han
sido la fuente de
nuestras mejores
ideas.



En Philips escuchamos a los profesionales de la sanidad desde hace más de 100 años.

La experiencia adquirida se plasma en nuestros productos y servicios, y en los miles de instituciones médicas que nos consideran un colaborador fiable y competente.

Desde equipos de diagnóstico por imagen y terapia, hasta programas de apoyo, actualización y mejora de la productividad, tenemos las soluciones que está buscando.

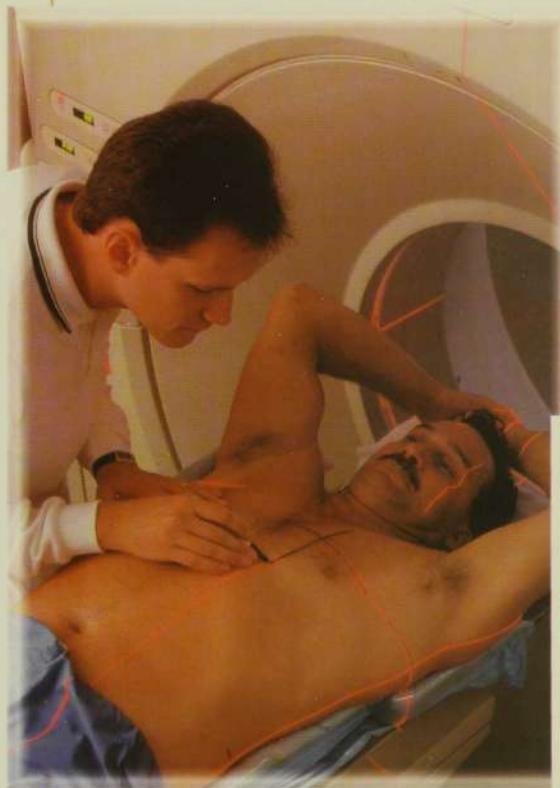
Juntas hacemos tu vida mejor.



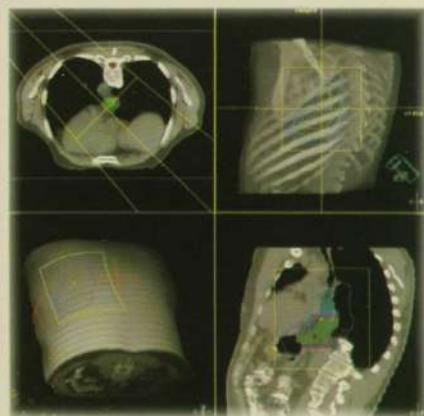
PHILIPS

ACQ.SIM

Sistema de Simulación Virtual con
Tomógrafos Computarizados.
(Axial y Helicoidal)



MAS DE 100
INSTALACIONES EN USO



Compatible con la mayoría de los Sistemas de Planificación de
Radioterapia actualmente existentes

Para mayor información llamen a:
PICKER IMAGING ESPAÑA S.A.
Ronda de Poniente, 8
Centro Empresarial "EURONOVA"
28760 Tres Cantos • MADRID
TEL.: (91) 806 07 75 • FAX: (91) 804 39 09

 **PICKER**

FORO TÉCNICO

¿Debe ser un Radiofísico el supervisor de una instalación radiactiva médica?

Recordemos que, dentro del esquema organizativo que plantea la Legislación española, un Supervisor de una Instalación Radiactiva es el encargado de "Dirigir el funcionamiento de una instalación radiactiva y las actividades de los Operadores".

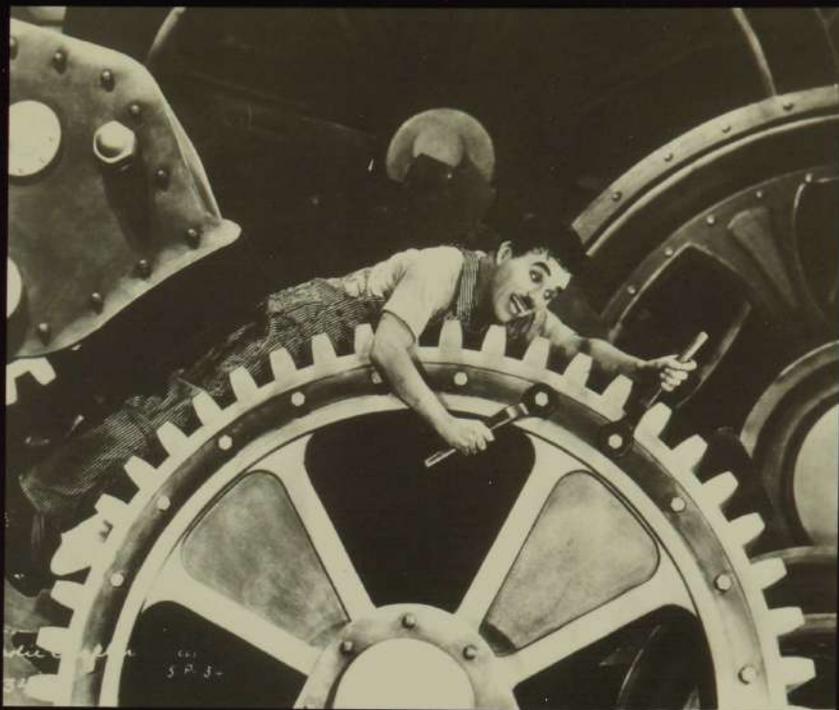
En muchos hospitales españoles ha sido relativamente frecuente que dentro de los Servicios de Radioterapia (y sólo en estos servicios médicos), se incluyese al Radiofísico ejerciendo las responsabilidades como Supervisor de la Instalación Radiactiva correspondiente. Hay muchas razones para explicar este hecho histórico y sin duda la mayoría aparecen justificadas en su época, por una parte por la "mejor" formación en estos temas que los médicos siempre han atribuido a los Radiofísicos, y por otra por el hecho de que en algunos casos favorecía la integración profesional en igualdad con el resto de facultativos.

Pero la realidad es que, por ejemplo, en el caso de Radioterapia, en que la "instalación radiactiva" tiene como finalidad el "tratamiento médico", la actuación profesional del Radiofísico queda circunscrita a la Dosimetría Física de los equipos y a la Dosimetría Clínica de los tratamientos, elementos sin duda imprescindibles para un correcto tratamiento radioterápico, pero no es, en nuestra opinión, necesario ni siquiera convenientemente disponer de la citada Licencia para realizar su trabajo. Esto lo justificaríamos con un doble razonamiento y una constatación:

- Cuando se realiza dosimetría, el funcionamiento de la Instalación sólo expone al riesgo al propio físico que realiza el trabajo, al que se le supone suficientemente formado para protegerse frente a las radiaciones.
- Si desde el punto de vista profesional el trabajo y personal del Servicio médico viene dirigido por los médicos, y desde el punto de vista de PR lo fuera por los Físicos, podrían darse situaciones de conflicto. ¿Qué más natural que el médico, responsable último de los tratamientos de los pacientes, razón de ser de la instalación, lo sea también de los aspectos relacionados con la PR de la misma? Además el médico especialista viene igualmente obligado a tener suficiente formación en ese tema, como para poder asumir la dirección de una Instalación Radiactiva.
- Con la situación actual en que se generaliza la existencia de Jefes de Servicio de Protección Radiológica (JSPR) en los grandes Hospitales, y la natural integración de los especialistas en Radiofísica Hospitalaria en servicios propios de Física Médica, que pueden incluir a dicho JSPR, aparecen bien diferenciadas las tareas del radiofísico como responsable de la dosimetría en radioterapia, con una función bien delimitada, con dependencia funcional y jerárquica ajena al Servicio médico.

Se vuelve así a la situación natural: el Supervisor que dirija la actividad de una instalación radiactiva que tiene por finalidad el tratamiento y/o diagnóstico médico debe ser el médico (o médicos) especialistas, como responsables de dichos tratamientos o diagnósticos, con formación básica y específica de esa Instalación, y con capacidad para ejercer la autoridad sobre el personal de su Servicio y su correspondiente responsabilidad tanto ante las autoridades sanitarias (en lo relativo a protección del paciente) como ante las autoridades competentes en materia de PR (en lo relativo a la PR del personal profesionalmente expuesto y público en general).

E. Tobarra y E. Millán



¿Por qué complicarse la vida?

THERAPLAN PLUS® posee herramientas únicas de producción y control de calidad

THERAPLAN PLUS® realiza Simulación Virtual

THERAPLAN PLUS® es compatible*

... y todo ello sobre un PC y bajo entorno Windows®NT

*Compatible con red Varis y Lantis. Compatible con Picker AcQsim. Próxima disponibilidad de Dicom RT y multihojas para Philips y GE.

CIS España, S.A.



Filial de CIS bio International
Prim, 5 - 28004 MADRID
Telfs.: 91 521 67 90 - 91 521 64 30-38-39
Fax: 91 521 95 75
cis-e@nova-es



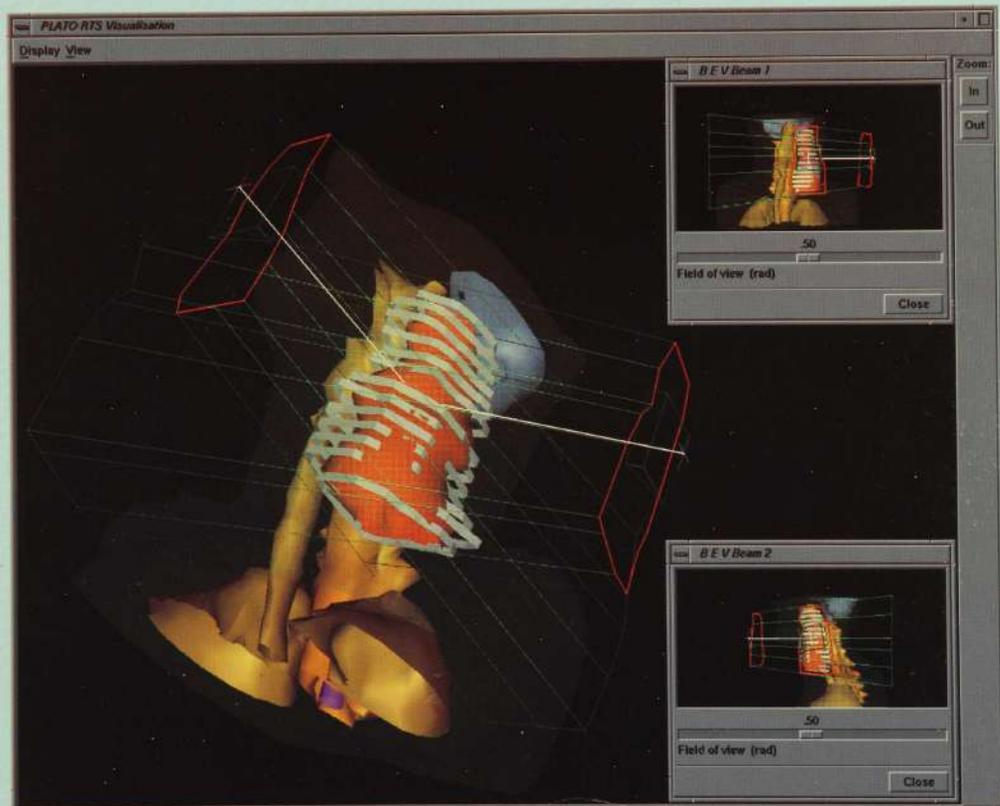
nucletron - Oldelft

Nucletron da soluciones en:

- Braquiterapia
- Planificación de Radioterapia
- Simulación
- Radiocirugía

PLATO Radiotherapy Treatment Planning System

The Anatomy of a 3D Treatment Plan



Nucletron S.A.U., Berlín 5, Dpdo. Local D. 28028 Madrid. Tel.: 724 20 60. Fax: 724 20 61