

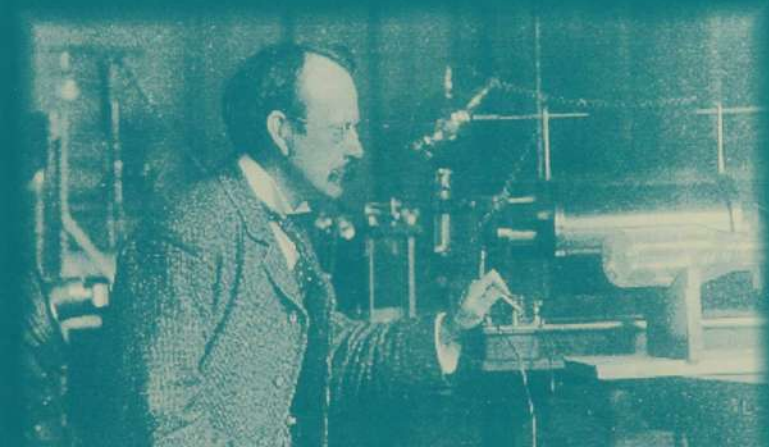


SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MATEMÁTICA

miembro de la EFOMP y de la IOP

BOLETIN SEFM

Nº5, 1997



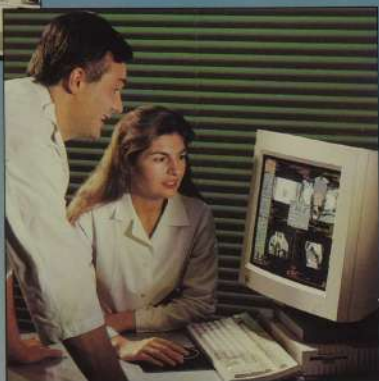


GE Medical Systems España



Ofrece una amplia gama
de soluciones para la
Radioterapia.

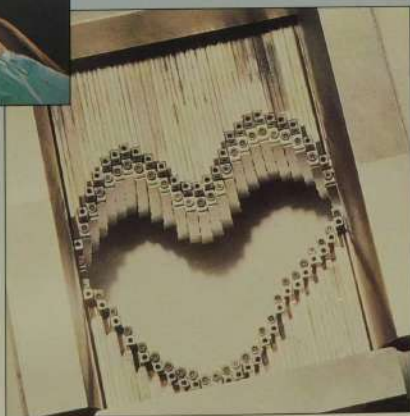
- ✓ Acelaradores de diversas energías
y prestaciones.
- ✓ Simulación virtual.



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



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



SUMARIO

PORTADA: RETRATO
DE J. J. THOMSON



JUNTA DIRECTIVA

Presidente:

Bartolomé Ballester Moll

Vicepresidente:

Roberto Martín Oliva

Secretaria:

Natividad Ferrer García

Tesorero:

Bonifacio Tobarra González

Vocales:

Esther Millán Cebrián

Juan José Peña Bernal

Teresa Eudaldo Puell

BOLETIN DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

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

CONSEJO DE REDACCION

Coordinador:

Alfonso Calzado Cantera

Manuel Alonso Díaz

Pedro Galán Montenegro

Alberto Sánchez-Reyes

Bonifacio Tobarra González

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

Carta del Presidente 4

La Junta Directiva Informa

Dimisión del CDR	5
Premios del XI Congreso de la SEFM	5
Proyecto de RD sobre criterios de calidad en Medicina Nuclear.....	5
Comisión Nacional del Radiofísico Hospitalario	5
Sociedad Europea de Radiología (EAR)	6
Altas y bajas de socios.....	6

Noticias

Informe XI Congreso de la SEFM	7
Correspondencia	7
Programa de Doctorado en Física Médica	8
Convocatorias	8
Sociedades.....	9
Publicaciones	10

Artículo Invitado

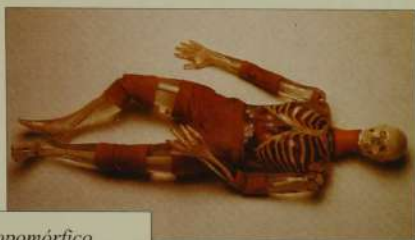
Pruebas de funcionamiento de un tomógrafo de emisión de positrones. <i>Josep M. Martí</i> <i>Climent, Raquel Calvo, Iván Peñuelas</i>	11
---	----

Nota Técnica

Cálculo de intervalos angulares del brazo de una unidad de teleterapia para evitar las estructuras laterales metálicas de la mesa de tratamiento. <i>J. Macías, S. Pellejero,</i> <i>J. Valverde, E. Millán</i>	21
---	----



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: _____

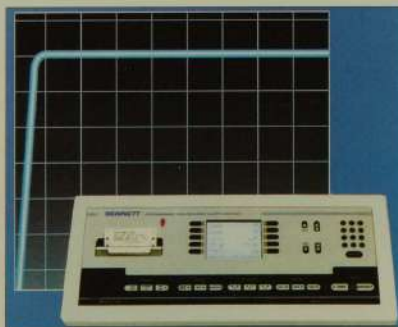
25 Gy INDICATOR

IRRADIATED

ISP TECHNOLOGIES INC.

OPERATOR: _____

GENERADORES BENNETT DE 100 kHz



Pensamiento, 27 - Esc. Izq. 3º - 3
28020 Madrid
Tlf.: (91) 1 - 571 46 46
Fax: (91) 1 - 571 14 31

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

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)



**Dosis paciente
DOSEGUARD 100**



Multímetro PMX - III



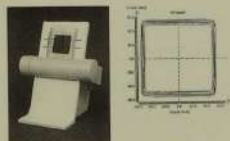
MEDIDORES RX
kV, dosis, mAs, tiempo

CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO Y RADIOTERAPIA

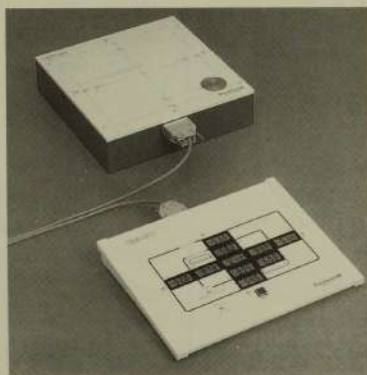
- RTI ELECTRONICS AB
- UNFORS INSTRUMENTS AB
- PRECITRON AB
- X - RITE
- R M I
- RADCAL CORPORATION
- UNIVERSIDAD DE LEEDS
- PRECISION THERAPY
- TEMA, S.R.L.



**Cuba de agua
POSEIDON**



**Film scanner
POSEIDON**



**Verificación diaria de aceleradores
HERMES**



**MANIQUI DE AGUA
SOLIDA**



**Dosis in vivo
APOLLO**

DISTRIBUIDOR DE FIXMA

Fabricación nacional de: Maniqués de metacrilato. Cortadores de moldes. Bandejas porta-moldes. Planos inclinados. Adaptadores para unificar unidades de tratamiento y equipos de estereotaxia. Accesorios especiales para radioterapia.

Carta del Presidente

Queridos compañeros:

Acabamos de celebrar en Valencia el XI Congreso de nuestra Sociedad y ha sido especialmente agradable encontrarnos muchos de nosotros por esta causa. La concurrencia de 212 inscripciones constituye especial motivo de satisfacción tanto para los organizadores del Congreso como para todos nosotros. Aprovecho una vez más para felicitar a todos aquellos que lo han hecho posible, y deseo que los que en esta ocasión no han podido asistir lo planifiquen para no estar ausentes en la próxima.

Habría que resaltar la buena participación, tanto en número como en calidad, de las comunicaciones, así como la procedencia de las mismas, en las que se puede comprobar la buena marcha de la Sociedad en el mundo universitario y en el hospitalario. Buena prueba de ello son los premios que se libraron con motivo de este XI Congreso y que se detallan en el interior de este Boletín. Nuestra más sincera enhorabuena a todos ellos. Es de esperar que esta buena costumbre, iniciada en el Congreso de Salamanca, llegue a convertirse en tradición.

Coincidiendo con la clausura del Congreso tuvimos ocasión de rendir un cálido homenaje a nuestro querido compañero Carlos Enrique Granados que ha alcanzado la edad de jubilación. Con su verbo fácil, ameno y entrañable hizo que sus palabras de

tieran la clausura en un acto de especial grato recuerdo. Deseamos que permanezca siempre vinculado a esta Sociedad.

Siguiendo las normas de los estatutos de nuestra Sociedad se ha procedido, durante la celebración de la Asamblea General, a la renovación de los cargos de Vicepresidente, Secretario y Vocal. Deseo agradecer en nombre de todos los socios a los cargos salientes, Arrate Guisasaola Berasategui, Juan José Torres Escobar y Alberto Sánchez-Reyes Fernández, su dedicación e interés demostrado durante el período que nos han representado. Igualmente damos la bienvenida a los nuevos representantes, Roberto Martín Oliva, Vicepresidente, Natividad Ferrer García, Secretario y Teresa Eudaldo Puell, Vocal, y estamos seguros que demostrarán su entusiasmo y buena voluntad para conseguir lo mejor para la Sociedad.

También en la Asamblea General se confirmó la candidatura de Santander como sede de celebración del XII Congreso de la Sociedad para el año 1999 y me consta que nuestros compañeros ya han iniciado las tareas encaminadas al buen resultado del mismo. No olvidemos que este próximo Congreso coincide con el 25 aniversario de la fundación de la Sociedad Española de Física Médica y por ello creo que cualquier iniciativa o planteamiento especial será bien recibido.

Posiblemente, cuando leáis estas palabras ya haya transcurrido el período vacacional que espero haya sido gratificante para todos. Hasta pronto.

Dimisión del CDR

Coincidiendo con la celebración del XI Congreso Nacional de la SEFM, celebrado en Valencia, los miembros del Comité de Dosimetría en Radioterapia han presentado su dimisión tras sus últimas actuaciones. La SEFM agradece y felicita a todos los miembros de dicho Comité por la importante e intensa labor desarrollada durante el dilatado periodo de tiempo que han formado parte del mismo y espera poder seguir contando con su inestimable colaboración.

Premios del XI Congreso de la SEFM

Durante la celebración de la Asamblea General de la SEFM, celebrada el pasado 21 de junio en Valencia, durante la celebración del XI Congreso Nacional, se concedieron los premios patrocinados por NCA Electromedicina, correspondientes a las áreas de Radioterapia, Radiodiagnóstico y Protección Radiológica y Medicina Nuclear y Física Médica; dichos premios han recaído en los siguientes trabajos:

—Área de Radioterapia: *"Determinación experimental del núcleo de convolución para el estudio de la influencia del tamaño del detector en la dosimetría de campos pequeños"* de F. García Vicente, J. M. Delgado y C. Peraza. Hospital de la Princesa y Hospital San Francisco de Asís. Madrid

—Área de Radiodiagnóstico y Protección Radiológica: *"Diseño de un objeto de test dinámico para*

el control de calidad de la imagen en Radiodiagnóstico" de A. Merillas, E. Guibelalde, E. Vañó, J. M. Fernández, A. Molinero y J. Alberdi. Universidad Complutense. Hospital Universitario "San Carlos" y CIEMAT. Madrid

—Área de Medicina Nuclear y Física Médica: *"Análisis no lineal en el diagnóstico precoz de enfermedades cardíacas"* de E. J. Díaz Calavia, G. Ezpeleta, C. Varela y P. Berraondo. Universidad de Navarra. Pamplona.

Nuestra más sincera enhorabuena a todos nuestros colegas.

Proyecto de RD sobre criterios de calidad en Medicina Nuclear

Reunión en el Ministerio para discutir el proyecto del RD por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear.

Después de remitido al Ministerio de Sanidad, el 21 de marzo de 1997, el informe preceptivo por parte de la SEFM sobre el proyecto del RD por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear, la SEFM fue convocada de nuevo el día 1 de julio con el fin de aunar criterios con otras Sociedades.

La reunión tuvo lugar el pasado 1 de julio en el Ministerio de Sanidad y estuvieron presentes los representantes del Ministerio de Sanidad, de la Sociedad Española de Física Médica, de la Sociedad Española de Protección Radiológica y de la Sociedad Española de Medicina Nuclear.

El Ministerio informa que el documento ha superado el trámite de audiencia, pero que ante los planteamientos que ha realizado la

SEMN ha convocado esta reunión con el fin de unificar criterios y llegar al consenso.

Analizado el articulado por todos los presentes se matiza la redacción de algunos apartados y se solicita la elaboración de un Anexo I por parte de la SEMN en el que se especifiquen las actividades administradas en las exploraciones tipo, quedando el Anexo II destinado a la instrumentación.

Comisión Nacional del Radiofísico Hospitalario

Después de la publicación del Real Decreto del Radiofísico Hospitalario, los distintos organismos que eligen la Comisión han designado a sus representantes. Se confirmó a todas las personas que la habían compuesto hasta la fecha, con la excepción del Prof. José Luis Carreras, que ha presentado su dimisión. Todavía no se ha nombrado su sustituto. Por tanto, la Comisión ha pasado de Comisión promotora a Comisión Nacional de la especialidad.

Fuimos informados por representantes del Ministerio sobre la orden ministerial que regulará los anexos del Real Decreto, promoción cero, indicando que estará publicada para el último trimestre de este año.

Por otra parte, se confirmó el trabajo realizado por la Comisión promotora como el programa, criterios de unidades docentes, etc...

Pedro Fernández Letón
Miembro de la C.N.R.H.
por la SEFM

Sociedad Europea de Radiología (EAR)

Se ha recibido una comunicación de la Sociedad Europea de Radiología donde se informa de la apertura de la Sociedad a miembros individuales en los que se incluyen a físicos. La admisión supone, entre otros aspectos, la subscripción a la revista *European Radiology* y al boletín de la ECR (European Congress of Radiology). Los impresos de solicitud se encuentran en la secretaría de la SEFM.



Altas y bajas de socios

Junta directiva del 17 de junio de 1997

Altas:

Santiago Miguélez Alonso
Enric Fernández-Velilla Cepria
Julio González González
Francisco Fayos Ferrer
Olga Kaphammel Camiña
Pablo Jiménez Cencerrado
Víctor Hernández Masgrau
Alejandro García Romero
David Macías Verde
Juan Luis Pérez Molina
Javier González González

Bajas:

Antonio Delgado Martínez

Número total de socios: 306

AGENDA

PROXIMAS CONVOCATORIAS

1997

- ✓ **CURSO: INCERTIDUMBRES Y TOLERANCIAS DE LA DOSIMETRIA EN RADIOTERAPIA**
16-17 Octubre. Oviedo, España.
Hospital Central de Asturias.
Inscripciones: Gabinete de Actos Científicos.
Hospital Central de Asturias. C/ Julián Clavería. 33006 Oviedo. Tlf.: (98) 510 61 14.
- ✓ **CONFERENCIA INTERNACIONAL SOBRE DOSIS BAJAS DE RADIACION IONIZANTE: EFECTOS BIOLOGICOS Y CONTROL REGLAMENTARIO**
17-21 Noviembre. Sevilla, España.
Contacto: D. Javier Reig. Relaciones Internacionales. Consejo de Seguridad Nuclear. Justo Dorado, 11.
28040 Madrid.
Secretaría conjunta (e-mail): IAE0@IAEA1.IAEA. OR. AT

1998

- ✓ **III JOURNÉES DU DÉPARTEMENT DE RADIOTHÉRAPIE DU CENTRE OSCAR LAMBRET. LES CURIÉTHÉRAPIES (LDR-PDR-HDR)**
15-16 Enero. Lille, Francia.
Inscripciones: Dr. B. Castelain. Département de Radiothérapie. Centre Oscar Lambret. 3, Rue F. Combemale - B.P. 307. 59020 Lille Cedex. Tel.: 03.20.29 59 59. Fax: 03.20.29 59 72.
- ✓ **A PRACTICAL AND THEORETICAL COURSE IN RADIOTHERAPY PHYSICS: BRACHYTHERAPY, TREATMENT MACHINES, QA AND RADIOBIOLOGY**
2-6 MARZO. SURREY, U.K.
Información: Dr. Alan Nahum. Tel.: 44 (0) 181 642 6011. Ext.: 3309. Fax: 44 (0) 181 643 3812. E-mail: ALAN@ICR.AC.UK
- ✓ **IV CONGRESO DE PROTECCION RADIOLOGICA DE PAISES EUROPEOS DEL MEDITERRANEO OCCIDENTAL VII CONGRESO DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCION RADIOLOGICA**
27-29 Mayo. Barcelona, España.
Secretaría: AOPC. Edif. Colón. Av. Drassanes, 6-8, 14° 5°. Barcelona. Tlf.: (93) 302 75 41.

Informe XI Congreso de la SEFM

Resumen de actividades científicas en el XI Congreso de la Sociedad de Física Médica.

Al congreso se presentaron 134 trabajos que clasificamos por área temática y por forma de presentación. Debo aclarar que la distinción entre comunicaciones orales y posters fue, en gran medida, provocada por la limitación de tiempo para las comunicaciones orales. La selección de la forma de presentación (oral o poster) fue realizada por el Comité Científico atendiendo a su adecuación para el tipo de presentación.

Se presentaron ponencias invitadas y talleres que suscitaron un interés considerable entre los asistentes:

Multileaf collimators for beam shaping and modulation. Peter C. Williams.

Treatment planning for remote afterloading equipment. Rob van der Laarse.

La planificación tridimensional en radioterapia externa. Juan Carlos Celi.

Tomografía de emisores de positrones: aspectos técnicos. J.M. Martí Climent.

Soluciones técnicas para la optimización y control de las dosis impartidas a pacientes. A. Velasco.

El "imaging plate": un nuevo sensor para la imagen radiológica. G. Caspeñas Bello.

Imagen digital y gestión de la información en el Servicio de Radiodiagnóstico. A. Caño Ugena.

También se siguió con interés y alta participación de los asistentes, la mesa redonda sobre formación de radiofísicos.

Comunicaciones presentadas:

Área Temática	Com. Orales	Posters
Radioterapia.....	15	43
Radiodiagnóstico y Protección		
Radiológica.....	6	31
Medicina Nuclear y Física Médica...	10	22
Total	31	96

Seguendo la costumbre iniciada en el congreso anterior, se concedieron tres premios a las comunicaciones presentadas por los congresistas (orales y posters). Los premios fueron subvencionados por la empresa NCA Electromedicina y se otorgaron a cada una de las áreas antes mencionadas. La selección se realizó por los 14 miembros del Comité Científico presentes en el congreso, reunidos por temas en la comida del último día y cuyo fallo se refleja en otro apartado de este Boletín.

Durante la reunión del Comité Científico se expresó por algunos miembros la conveniencia de que la existencia y normativa de estos premios sea conocida por los congresistas antes de la celebración del congreso.

Las ponencias y comunicaciones han sido editadas en un libro (y, por primera vez, en un CD-ROM) que se repartió entre los congresistas y está a disposición de los socios que lo deseen en la secretaría técnica de la Sociedad.

Turiano Picazo

Correspondencia

BOLSA DE VIAJE DE LA EFOMP

Estimados compañeros:
Esta carta va especialmente

dirigida a los residentes o a aquellas personas que están en formación en el campo de la Física Médica.

Como ya sabéis, la EFOMP (European Federation of Organisations for Medical Physics) ofreció una Bolsa de Viaje con el fin de promover el intercambio de ideas entre físicos jóvenes de los países miembros de la EFOMP. Esta Bolsa de Viaje consiste en la financiación de una visita de, como mínimo, 10 días laborables a algún centro de otro país. Para solicitar esta Bolsa de Viaje había que ponerse en contacto con el responsable del centro que se desea visitar y que éste aceptase la visita. Para ello había que proponerle los detalles y objetivos de la visita.

Pues bien, yo he tenido la suerte de que me la concedan y en octubre viajaré a Inglaterra para visitar el Royal Marsden NHS Trust en Sutton, cerca de Londres. Como ya sabéis, este centro es uno de los más renombrados por sus actividades en Física Médica y en él trabajan profesionales cuyas publicaciones todos hemos consultado. La elección del centro no fue casual pues ya lo conocía al haber realizado en noviembre, junto con unos compañeros del hospital, un curso en este mismo lugar.

El motivo de esta comunicación es animaros a solicitar este tipo de propuestas que se dan a conocer a través de las Sociedades Científicas de cada país miembro de la EFOMP, en nuestro caso la SEFM. Particularmente considero fundamental este tipo de intercambios tanto a nivel nacional (a través de las comisiones de servicio en distintos hospitales) como internacional (os recuerdo que muchos de nuestros veteranos se formaron en Francia u otros países). Por ello agradezco a la SEFM el esfuerzo realizado al difundir estas ofertas y, como digo, os animo a solicitarlas.

Julio Valverde Morán 7

SOBRE LA ESPECIALIDAD EN RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

La aprobación del Real Decreto por el que se crea la titulación de Especialista en Radiofísica Hospitalaria es una grata noticia que, sin embargo, deja abierto un importante y delicado abanico de acción a la recientemente creada Comisión de Especialidad a través de sus disposiciones transitorias.

Ante las opiniones sobre este hecho vertidas en éste y otros medios por algunos físicos de hospital, consideramos oportuno puntualizar:

- La residencia no da derecho a la exclusividad del título antes de que exista dicho título. La superación de la prueba nacional antes de la publicación del decreto proporcionaba el acceso a una residencia de la que, desafortunadamente, estaba todo por definir, incluido si sería o no especialidad y sus contenidos.

- No es ético pedir una férrea formación adicional a las personas en las condiciones de las disposiciones transitorias, cuando otras con acceso directo a la titulación no la tienen en absoluto o no está garantizado que la tengan.

- No se puede pretender ahora de la Comisión Nacional el rigor en la aplicación de las disposiciones transitorias que no existió desde el principio en aspectos como la acreditación de unidades docentes, las características y programas de esta nueva formación de postgrado, etc.

- Aquellas personas que, aun estando interesadas, pudieran resultar perjudicadas en el desempeño de su labor profesional por los posibles complementos de formación o por las resoluciones de la comisión se preocuparán sin duda por verificar la retroactividad de una normativa aplicada de tal forma.

En el desempeño de nuestro trabajo diario, la posesión o no de títulos académicos adicionales es, en la práctica, un requisito administrativo, pero no por ello hemos de menospreciar sus posibles implicaciones laborales, legales o de cualquier otro tipo.

Jesús Zafra Ruiz
(Ex-residente)

Daniel Roberto Domínguez

CONTROL DE CALIDAD EN TC

Hace algún tiempo que algunos de los que venimos realizando periódicamente medidas de dosis y control de calidad en tomografía computarizada (TC) mantenemos un contacto más o menos formal con intercambios de información y opiniones. Después del congreso de Valencia, en el que vimos que hay un número creciente de trabajos relacionados con dicha técnica, hemos decidido establecer en el seno de la SEFM un "grupo de dosimetría y control de calidad en TC". Su principal objeto será la coordinación de las acciones, utilizando métodos de medida y estimación de parámetros dosimétricos y de imagen comparables, así como intercambiando información y opiniones para la caracterización, desde el punto de vista de dosis y calidad de imagen, de la práctica con TC. Los interesados en formar parte del grupo pueden dirigirse a Alfonso Calzado (ver directorio de Socios SEFM) y dirección e-mail (calzado@eucmax.sim.ucm.es).

Programa de Doctorado en Física Médica

El próximo curso académico 1997/98 se iniciarán los cursos

y seminarios que componen el Programa de Doctorado de Física Médica que para el bienio 1997/98-1998/99 oferta la Universidad de Granada. Este programa estará bajo la responsabilidad de los Departamentos de Física Moderna y de Radiología y Medicina Física de dicha Universidad, estando coordinado por los profesores Antonio M. Lallena Rojo y Vicente Pedraza Muriel.

El programa consta de un total de 37 créditos (4 de tipo A, 30 de tipo B y 3 de tipo C), todos ellos optativos, que abarcan las siguientes materias: Radiación Atómica, Radioisótopos, Radiobiología, Radiología, Radioterapia y Medicina Nuclear. Los descriptores generales del programa son: Fuentes de radiación para uso clínico, Radiología, Dosimetría, Protección Radiológica, Radioterapia, Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear. Las licenciaturas por las que se accede al programa son Física, Medicina y Química.

Una información más detallada puede obtenerse en la dirección URL: <http://www.ugr.es/~dburgos/prodoc.htm>, donde irán apareciendo noticias e información actualizada del programa

Convocatorias

XII CONGRESO DE LA SEFM

Tras la celebración en Valencia del XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica, anunciamos ya el próximo Congreso de la Sociedad que tendrá lugar en Santander, entre los días 22 y 24 de septiembre de 1999.

Prendemos que este Congreso, que coincidirá con el



XXV Aniversario de la constitución de la Sociedad y que es el último de este siglo, sirva para hacer una recopilación de los objetivos obtenidos en nuestra disciplina y, además, una base para evaluar los posibles avances que se puedan producir en el próximo siglo. Por todo ello, nos gustaría que el Congreso fuera un marco de encuentro de todos los que nos dedicamos a la Física Médica y os invitamos a participar en él.

En breve, pondremos a vuestra disposición una página "web" del Congreso en la que se irán dando más detalles sobre su organización.

El Comité Organizador

CONFERENCIA INTERNACIONAL DEL OIEA

Entre los días 17 a 21 de noviembre de 1997 se celebrará en Sevilla la Conferencia Internacional sobre: "Dosis Bajas de radiación ionizante: Efectos Biológicos y Control Reglamentario" organizada por el Organismo Internacional de Energía Atómica y la Organización Mundial de la Salud, participando en la organiza-

ción y subvención el CSN, UNESA, CIEMAT, ENRESA, ENUSA y JUNTA DE ANDALUCÍA. En la conferencia se tratarán temas relacionados con los efectos biológicos y la salud de las dosis bajas de radiación ionizante, entre los que destacan: mecanismos moleculares, respuestas adaptativas, resultados radioepidemiológicos y estimaciones de riesgo y detrimento radiológico; y aspectos reglamentarios del control de estas dosis.

Más información se puede obtener de la secretaría de la conferencia (IAEO@IAEA.IAEA.ORG) o del departamento de relaciones internacionales del CSN.

Sociedades

SOCIEDADE GALEGA DE FÍSICA DAS RADIACIONS IONIZANTES

La "Sociedade Galega de Física das Radiacions Ionizantes (SOGAFIR)" viene desarrollando, desde su creación en el año 1992, sus actividades científicas y profesionales en el ámbito de la Comunidad Autónoma de Galicia.

El pasado 31 de mayo de 1997 se celebró en el Hotel-Balneario de Aronia (Orense) la IV Reunión Anual de la SOGAFIR. El tema científico elegido para esta reunión fue: "Protección Radiológica del paciente en Radiodiagnóstico y Radioterapia", presentándose un total de trece comunicaciones por parte de diversos grupos de trabajo de Galicia, Asturias, Palma de Mallorca y Barcelona junto con una ponencia sobre el "Proyecto de Real Decreto por el que se establecen los criterios de Calidad en Radioterapia" a cargo de Juan Gultresa Colomer, del

Comité de Dosimetría en Radioterapia de la SEFM.

El número total de asistentes a la reunión fue de 32, realizándose a continuación del acto científico una comida de trabajo para profundizar en las relaciones profesionales y personales de socios y simpatizantes de la Sociedad.

Gracias a la colaboración de diversas firmas comerciales se elaboró una publicación conteniendo las comunicaciones científicas presentadas en la reunión.

Ramón Lobato Busta
Presidente de la S.O.G.A.F.I.R.

SOCIEDAD ANDALUZA DE RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

Creación de la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria

El pasado 15 de febrero de 1997, un grupo de físicos que trabajamos en hospitales y clínicas de Andalucía, nos reunimos en Sevilla para constituirnos en la S.A.R.H., con el objetivo de ser interlocutor válido ante el S.A.S., en cuestiones que afecten a la organización de los Servicios de Radiofísica Hospitalaria. Hasta el 9 de junio no quedamos inscritos en el Registro de Sociedades, siendo la dirección provisional la del presidente de la Sociedad y la electrónica sarh@hch.sas.cica.es, hasta que se establezca una sede definitiva.

En esta reunión fundacional, se discutieron y aprobaron los estatutos y se eligió a la Junta Directiva de la Sociedad, que resultó formada por Amadeo Gómez Puerto, F. Javier Luis Simón y Patricio Hernández Barreto, presidente, tesorero y secretario respectivamente y como vocales M^a Amparo Iborra Oquendo, Manuel Vilches Pacheco y Coral Bodineau Gil.

Contar como anécdota, que uno de los asistentes a la reunión acudió con una reseña rescatada de INTERNET, sobre la publicación del Real Decreto de la especialidad de Radiofísica, creando la expectación y duda de la concurrencia (como todos sabemos fue aprobado en Consejo de Ministros el 14 de febrero).

Concluida la asamblea fuimos a celebrarlo como la ocasión merecía.

Coral Bodineau Gil

Publicaciones

Residuos Radiactivos

Physics Today, Junio 1997.
Phys. Tod. 1997; 50 (6).

El número de junio de la revista que publica el American Institute of Physics se dedica de forma monográfica a los Residuos Radiactivos, desarrollando el tema a lo largo de cinco artículos.

En el primero, de J. F. Ahearne, se analiza el origen y tipo de residuos radiactivos y suministra información sobre la cantidad acumulada en USA y su localización. K. Crowley describe en el segundo artículo los desarrollos técnicos realizados por los países preocupados en la resolución del problema de los residuos radiactivos. W. Kastenber y L. Gratton estudian en el tercero el detrimento y riesgo asociado a la manipulación y procesamiento de los residuos nucleares. En el cuarto artículo, W. North analiza los problemas asociados en la localización de lugares de almacenamiento y procesamiento, que se pueden resumir en sociales y políticos. Y, por último, Ch.

McCombie muestra una visión global del estado actual de los programas de procesamiento de residuos nucleares en diferentes países.

Quality Criteria for Computed Tomography, Report EUR 16262, Working Document, April 1997

Este documento de trabajo ha sido elaborado por un Grupo de estudio sobre Investigación en Protección Radiológica (radiólogos y físicos médicos de la UE) y lo ha distribuido inicialmente la Unidad de Investigación en Protección Radiológica de la Dirección General XII - Ciencia, Investigación y Desarrollo - de la Comisión Europea.

El documento enlaza con los criterios de calidad aplicables al radiodiagnóstico convencional de adultos y pediátrico. Se parte de una estructura conceptual similar para elaborar criterios de calidad aplicables en el campo de la tomografía computarizada (TC). Como se indica en la presentación "El objetivo con los criterios de calidad para TC es establecer un marco de trabajo para las iniciativas en protección radiológica, en el que los parámetros técnicos necesarios para obtener imágenes de calidad sean relacionados con la dosis del paciente".

En cuanto a su contenido, en un primer bloque se definen los principios generales asociados con los parámetros técnicos, clínicos y físicos de obtención de la imagen, se dan directrices y referencias para la aplicación de los criterios de calidad y se definen los términos empleados. El segundo bloque lo constituye la lista de criterios de calidad propiamente dichos (26 tipos de examen en 6 zonas anatómicas: cráneo, cara-cuello, columna, tórax, abdomen-pelvis y huesos-

articulaciones) y finalmente hay un apéndice dedicado a la dosis del paciente con las definiciones de las magnitudes dosimétricas y los criterios para establecer valores de referencia. Además hay un glosario de términos bastante amplio.

Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy: 1996. BJR Supplement 25. British Institute of Radiology

Este documento ha sido preparado por un Grupo de trabajo conjunto del British Institute of Radiology (BIR) y la Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPMB).

Es una versión corregida y aumentada de los valores de dosis en profundidad y de sus parámetros asociados recogidos previamente en el BJR Supplement 17. Como es sabido por aquellos que se ocupan de la física relacionada con la radioterapia, existe una tradición de publicar datos dosimétricos de referencia que ha ocupado diferentes suplementos del British Journal of Radiology (BJR Suppl.10, BJR Suppl.11 y BJR Suppl.17), cada uno de los cuales ha significado una actualización y mejora de los datos reseñados.

Se presentan datos para los haces siguientes: rayos X (HVL 0,01 - 8 mm Al), rayos X de ortovoltaje (0,5 - 4 mm Cu), rayos gamma del ^{137}Cs , rayos gamma del ^{60}Co , rayos X de megavoltaje (2 - 50 MV), electrones, neutrones rápidos y protones. Hay apéndices que relacionan los cambios de magnitudes (distancias, campos, parámetros dosimétricos, calidad de haz...) y además, la definición de la magnitud *tissue-air ratio* y un glosario de términos.

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DE UN TOMÓGRAFO DE EMISIÓN DE POSITRONES

Josep M. Martí Climent, Raquel Calvo, Iván Peñuelas

Centro PET CUN. Servicio de Medicina Nuclear.
Clínica Universitaria. Facultad de Medicina. Universidad de Navarra

En este trabajo se describen distintas pruebas que permiten caracterizar el funcionamiento de un tomógrafo de emisión de positrones y que además son útiles para entender y predecir la bondad de los datos obtenidos en estudios con pacientes. Estas pruebas pueden ser consideradas como parte de un programa de control de calidad.

INTRODUCCION

La tomografía de emisión de positrones (PET) se ha convertido en una herramienta de diagnóstico clínico, siendo creciente el número de Servicios de Medicina Nuclear que han incorporado un tomógrafo PET como parte de su instalación; en España son tres los centros que cuentan con esta herramienta de diagnóstico médico. Ello conduce a la necesidad de establecer unos procedimientos comunes para la caracterización de los tomógrafos PET, así como para comprobar su estado de funcionamiento.

En este trabajo se describen distintas pruebas que permiten caracterizar el funcionamiento de un tomógrafo de emisión de positrones, siendo además útiles para comprender y predecir la bondad de los datos obtenidos en estudios con pacientes. Por otro lado, estas pruebas pueden ser consideradas como parte de un programa de control de calidad.

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Las pruebas de funcionamiento pueden agruparse en dos grupos. El primero incluye medidas básicas intrínsecas: 1) resolución espacial, 2) fracción de dispersión, 3) sensibilidad, y 4) pérdida de cuentas por tiempo muerto y sucesos aleatorios. Un segundo grupo incluye la medida de la bondad de las correcciones de distintos efectos físicos que suceden en el proceso de detección: 5) corrección de uniformidad, 6) corrección de radiación dispersa, 7) corrección de atenuación y 8) linealidad con la tasa de cuentas.

Las pruebas se realizan con los parámetros de ope-

ración del tomógrafo ajustados como si fuera un estudio con paciente (ventana de energía, tiempo de resolución, ángulo axial de aceptación, espesor de corte, ...). Asimismo, se mantienen los algoritmos de procesado y reconstrucción, aunque algunas pruebas se realicen con un filtro de reconstrucción en rampa para estandarizarlas.

Las medidas se realizan con una fuente de ^{18}F , ya que la utilización de otro emisor de positrones puede conducir a resultados diferentes; así, el mayor rango del positrón del ^{68}Ga desaconseja su uso para la medida de la resolución espacial.

RESOLUCION ESPACIAL

La resolución espacial del sistema representa su habilidad para distinguir dos puntos cercanos después de reconstruir la imagen. El propósito de esta prueba es caracterizar la anchura de la función de dispersión de punto (PSF) por medio de la anchura a mitad de altura (FWHM), para lo cual puede utilizarse tanto una fuente puntual como lineal dispuesta paralela al eje del tomógrafo. La resolución transversa debe evaluarse en dos direcciones: a lo largo de la dirección radial (resolución radial) y perpendicular a ésta (resolución tangencial). Para evaluar la capacidad del sistema de distinguir a lo largo de la dirección axial se diferencian dos medidas: la resolución axial y el espesor del perfil del corte, para aquellos sistemas que tienen o no un muestreo axial suficientemente fino; condición que se cumple cuando el muestreo es menor de un tercio del espesor del perfil del corte.

Las medidas se realizan en aire y utilizando en la 11

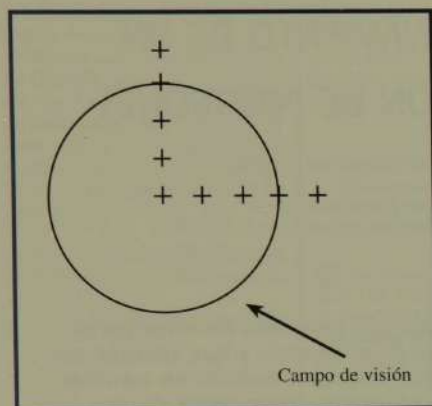


Figura 1. Posición de la fuente lineal en el campo de visión del tomógrafo. La separación de los puntos de medida es de 5 cm.

reconstrucción un filtro en rampa, aunque no representa la condición de los estudios clínicos donde hay un medio dispersor y se emplea un filtro suave, debido a la limitada estadística; sin embargo, con este procedimiento se obtiene el mejor valor de la resolución.

La medida de la resolución transversa (radial y tangencial) se realiza posicionando la fuente lineal paralela al eje y a intervalos de 50 mm a lo largo de los ejes cartesianos (figura 1). La resolución axial se

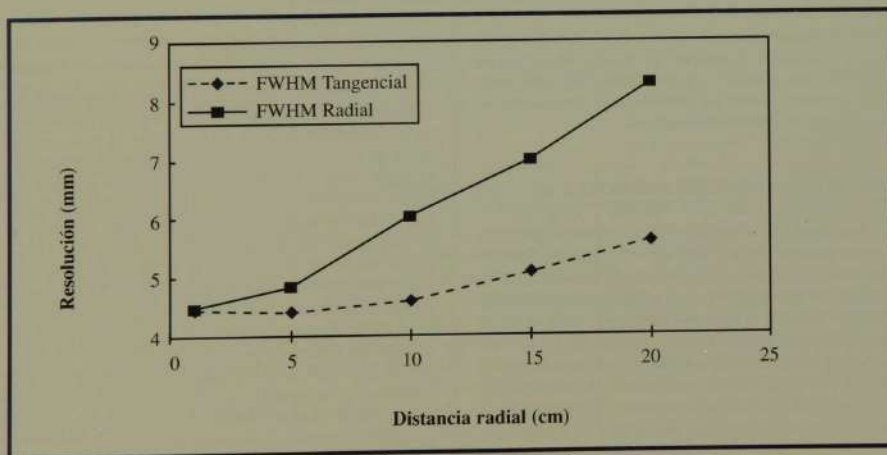
mide con una fuente puntal suspendida en aire en puntos distantes 50 mm en las direcciones radial y axial, mientras que la prueba del espesor del perfil de corte se realiza moviendo la fuente en pequeños incrementos a lo largo de la dirección axial. La resolución del tomógrafo PET vendrá caracterizada, para cada radio, por los valores medios sobre todos los planos de las resoluciones radiales, tangenciales y axiales, tal como se ilustra en la figura 2.

La resolución tomográfica varía según los equipos PET, siendo valores típicos de 4 a 6 mm FWHM. Sin embargo, la resolución de los estudios clínicos está entre 6 y 10 mm. Así, parámetros relacionados con el modo de obtener y presentar las imágenes que también repercuten en la resolución son: el muestreo lineal, angular, estacionario o con tambaleo, la matriz de imagen utilizada, los suavizados y cuantas manipulaciones se hagan sobre la imagen, así como de los elementos (hardware) del sistema. Por otro lado, para la reconstrucción y reorientación tomográfica es deseable que no haya variaciones espaciales ni direccionales de la resolución.

FRACCION DE DISPERSION

Los fotones de aniquilación dispersos detectados por el tomógrafo falsean la localización del suceso de aniquilación, siendo la sensibilidad del sistema respecto a los fotones dispersos dependiente del diseño del propio tomógrafo.

La fracción de radiación dispersa (SF) se define como el cociente entre el número de sucesos de dis-



12 Figura 2. Resolución tomográfica de un sistema PET en función de la posición radial.

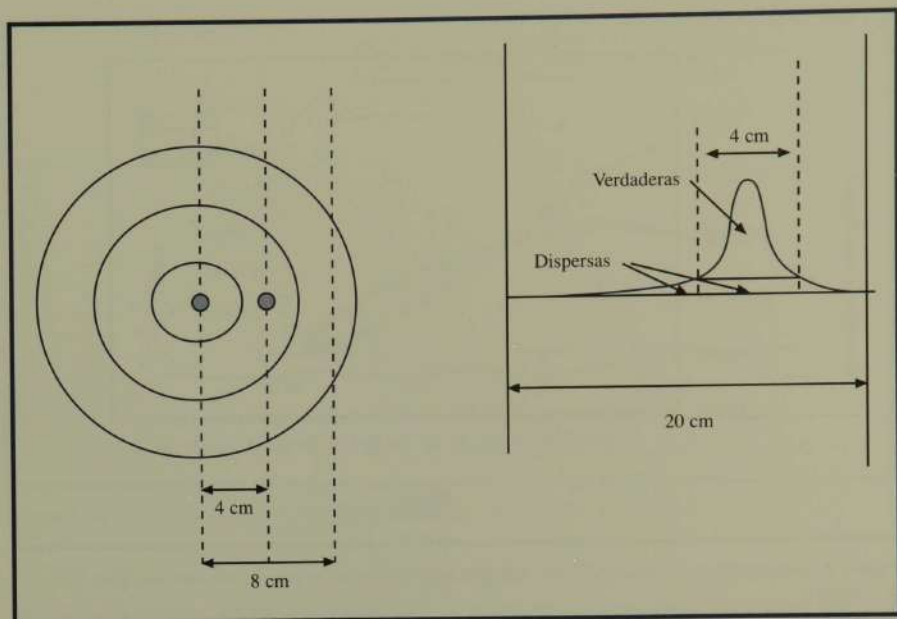


Figura 3. Fracción de radiación dispersa: Maniquí con las fuentes y análisis de la imagen.

persión y el número total de sucesos, debiendo evaluarse tanto para cada corte como para el conjunto del sistema. La medida se lleva a cabo con una tasa de cuentas baja de modo que las coincidencias accidentales sean despreciables, situación en la que el número total de sucesos registrados es la suma de los sucesos no dispersados verdaderos y los de dispersión.

Para evaluar la fracción de radiación dispersa se mide una fuente lineal en tres posiciones radiales (0.0, 4.0 y 8.0 cm) de un maniquí cilíndrico lleno de agua (figura 3). En el análisis se asume que los sucesos verdaderos no más allá de 20 mm del centro (pico) de la imagen en el sinograma (representación en dos dimensiones de la línea de coincidencia en función del ángulo de proyección). Los fotones dispersos en el pico se estiman asumiendo un fondo continuo cuyo nivel viene dado por el valor medio de los pixels cercanos al borde del pico en ± 20 mm. La radiación dispersa vendrá dada por el área bajo esta línea más las contribuciones de las colas. Los tres valores de la fracción de dispersión se ponderan por el área sobre las que se aplica, dando el valor promedio en dicho corte de la fracción de radiación dispersa:

$$SF = \frac{R_v(0.0) + R_v(4.0) + 16 R_v(8.0)}{R_v(0.0) + 8 R_v(4.0) + 16 R_v(8.0)}$$

Donde R_v y R_t son las tasas de cuentas por unidad de actividad de sucesos dispersos y totales. La fracción de dispersión del sistema es el valor medio de los valores de los cortes.

La fracción de fotones dispersos determinada a partir del sinograma depende de la geometría intrínseca, del diseño del blindaje y de la ventana de energía; sin embargo, no indica directamente el contraste y ni el ruido de la imagen. Si las medidas se hicieran en la imagen reconstruida, en vez del sinograma, los valores serían más representativos del contraste que de la radiación dispersa, ya que incluiría el proceso de reconstrucción con la utilización de un filtro. Además, midiéndose con este maniquí la fracción de radiación dispersa no es representativa de las situaciones reales de los estudios de cabeza o tronco.

Finalmente, en los sistemas PET interesará que los equipos tengan la menor fracción de radiación disper-

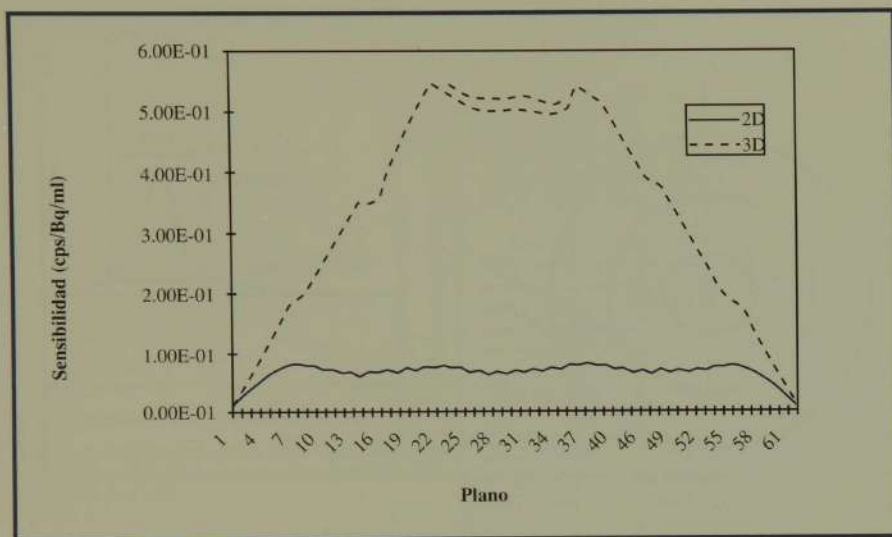


Figura 4. Sensibilidad de un sistema PET de múltiples anillos en modo de adquisición con (2D) y sin (3D) anillos septales.

sa, independientemente de la bondad de los algoritmos que corrigen su presencia en la obtención de la imagen reconstruida.

SENSIBILIDAD

La sensibilidad volumétrica define la tasa de sucesos de coincidencia detectados en presencia de una fuente de actividad conocida, con unos niveles de radiación tales que las pérdidas por tiempo muerto y sucesos aleatorios sean despreciables. De este modo la sensibilidad de sucesos verdaderos se obtiene sustrayendo a los sucesos detectados (totales) la fracción de dispersión. Debido a que en algunos tomógrafos la sensibilidad varía según la posición axial, se han definido dos procedimientos para su evaluación: la sensibilidad volumétrica y la respuesta axial a una fuente puntual.

La sensibilidad volumétrica se registra como cps/concentración de actividad, y es la suma de la sensibilidad de cada corte; el valor de este parámetro ser independiente del procesado. La medida se realiza sobre un maniquí cilíndrico con un volumen conocido de agua al que se le ha añadido una actividad conocida de ^{18}F .

sensibilidad en función de los planos directos y cruzados. Debido a que la sensibilidad depende del tipo de plano, de su posición y del modo de adquisición con o sin anillos septales (2D ó 3D), al caracterizar la sensibilidad del equipo PET debería especificarse el modo de adquisición y el número de líneas de coincidencia para los planos directos y cruzados.

Si bien esta medida de la sensibilidad caracteriza la sensibilidad de los sucesos verdaderos sin tiempo muerto ni sucesos aleatorios, las condiciones de medida clínica se aproximan más a las propias de elevadas tasas de cuentas.

Para caracterizar la uniformidad de la sensibilidad en la dirección axial se utiliza la medida efectuada para evaluar el espesor del perfil de corte, midiéndose la respuesta axial normalizada para cada corte. Los perfiles son asimismo analizados para determinar los picos (cuando la fuente está mejor alineada en el centro de cada corte) y los valles (cuando la fuente está entre dos cortes), evaluándose el cociente pico/valle.

PERDIDAS POR TASA DE CUENTAS Y SUCESOS ALEATORIOS

Para saber la capacidad del sistema tomográfico para medir con precisión y reproducibilidad elevadas

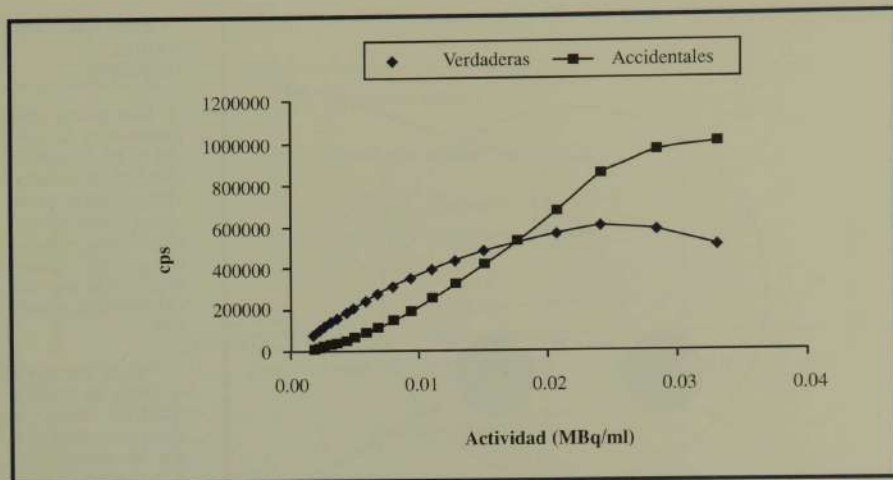


Figura 5. Sucesos verdaderos y aleatorios en función de la concentración de actividad.

actividades es necesario evaluar las pérdidas por tiempo muerto y por sucesos aleatorios en función de la actividad. Para ello se utiliza el maniquí cilíndrico con una concentración de actividad elevada. A medida que la actividad decae, la tasa de sucesos aleatorios lo hace más rápidamente que los sucesos verdaderos, aumentando la eficiencia para procesar los sucesos verdaderos y siendo en consecuencia menor la pérdida de sucesos.

La actividad inicial debe ser tal que se produzca un 50 % de tiempo muerto. Los datos se adquieren a intervalos menores que el periodo de semidesintegración del radionúclido (^{18}F) y con una duración menor de un cuarto de dicho valor, hasta que las pérdidas por sucesos aleatorios y tiempo muerto son menores del 1 %.

En el sinograma deben medirse las cuentas verdaderas más las de dispersión, obteniéndose la tasa de cuentas (verdaderas más dispersión) para cada corte (i) y para cada adquisición (k) $R_{a,V+S}$, así como el valor extrapolado a partir de las tres mediciones últimas que no tienen pérdidas por tiempo muerto $R_{\text{extra},k,V+S}$. El porcentaje de tiempo muerto en función de la actividad será:

$$\% DT_{ik} = 1 - (R_{a,V+S} / R_{\text{extra},k,V+S}) \%$$

Por interpolación lineal se determina la concentración de actividad para la cual el tiempo muerto del sistema es del 50 %.

Por otro lado, debe realizarse la representación

gráfica de los sucesos verdaderos y de los aleatorios en función de la actividad (figura 5), pudiéndose obtener otros dos puntos característicos del sistema: la actividad en la que la tasa de cuentas verdaderas es igual a la de sucesos aleatorios y la actividad en que la tasa de cuentas verdaderas se satura o alcanza su máximo.

CORRECCION DE UNIFORMIDAD

La uniformidad de un sistema tomográfico caracteriza su habilidad para medir la misma actividad independiente de su localización dentro del campo de visión. El objetivo de la prueba será medir las desviaciones en la imagen reconstruida de una respuesta uniforme. La imagen reconstruida debe analizarse aplicando todas las correcciones (normalización, variación de la sensibilidad en cada corte, tiempo muerto, por sucesos aleatorios y por sucesos dispersos). La corrección de atenuación se efectúa por el método de cálculo (analíticamente), en lugar de la medida del sinograma de transmisión.

Como fuente se utiliza un maniquí cilíndrico con una solución de agua y ^{18}F , que se sitúa descentrado 2.5 cm respecto al eje del tomógrafo para reducir la simetría del sistema. En este caso, las pérdidas por tiempo muerto y sucesos aleatorios deben ser menores del 20 %.

En la prueba se evalúa la no uniformidad intra- 15

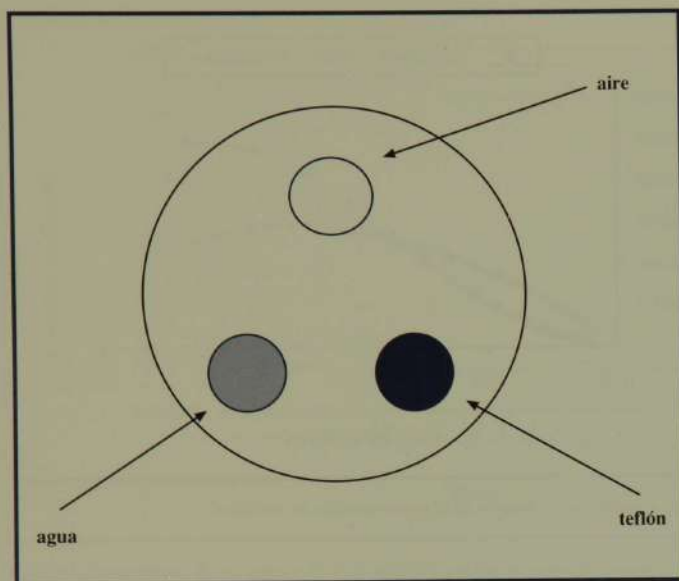


Figura 6. Maniquí para la prueba de corrección de atenuación, mostrando los tres cilindros interiores de diferente coeficiente de atenuación.

cortes, la uniformidad del tomógrafo en todo el campo de visión (volumen) y la uniformidad intercortes; aportándose los valores máximo y mínimo de las tres uniformidades y sus coeficientes de variación.

El análisis se realiza en un mapa de regiones de interés cuadradas de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, totalmente inscritos en un círculo centrado en la imagen. Así, la no uniformidad del corte k vendrá dada por:

$$\begin{aligned} \text{NU}_i(+) &= +100 (C_{\text{max}} - C_{\text{med}})/C_{\text{med}} \% \\ \text{NU}_i(-) &= -100 (C_{\text{med}} - C_{\text{min}})/C_{\text{med}} \% \end{aligned}$$

siendo C_{max} y C_{min} las cuentas máximas y mínimas en cualquier región i dentro del plano k , y C_{med} el valor medio de las regiones i del plano k .

La no uniformidad de la imagen introduce artefactos que pueden limitar la habilidad de cuantificar la distribución del radionúclido en el organismo. Por otro lado, la adquisición de la imagen con un mayor o menor estadística hace que las no uniformidades reflejen las imperfecciones del sistema o las fluctuaciones estadísticas, pudiendo ser este último más representativo de los estudios con pacientes.

CORRECCIÓN DE RADIACIÓN DISPERSA

Esta prueba sirve para evaluar la bondad de los algoritmos que corrigen la radiación dispersa. Para ello se evalúa el error residual que permanece en la imagen reconstruida una vez se ha hecho la corrección.

Para su realización se utiliza un maniquí cilíndrico lleno de agua, con actividad tal que las pérdidas por tiempo muerto y sucesos aleatorios sean menores del 1 %, y disponiendo un cilindro en su interior, de 5 cm de diámetro con agua no radiactiva y situado a 6 cm del eje del maniquí. En la imagen reconstruida se aplican las correcciones de tiempo muerto, sucesos aleatorios y

dispersión. La corrección de atenuación es analítica.

En cada corte de la imagen tomográfica se sitúan 12 regiones de 30 mm de diámetro, una centrada en la región fría, las demás en el área caliente. En ellas se mide el número de cuentas en todas ellas ($C_{\text{fría}}$ en la región fría y C_{caliente} como valor medio de las 11 regiones activas de fondo). Así, para cada corte i se obtiene la fracción residual de la corrección de dispersión como

$$\Delta \text{SF}_i = 100 (C_{\text{fría}}/C_{\text{caliente}}) \%$$

También se evalúa la fracción residual para el sistema. Un error positivo significa una infravaloración de la radiación dispersa, mientras que un valor negativo supone una sobreestimación. Conviene señalar que el valor del error obtenido no es indicativo del aumento del ruido de la imagen introducido por la corrección de la radiación dispersa.

CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN

La corrección por la atenuación sufrida por los

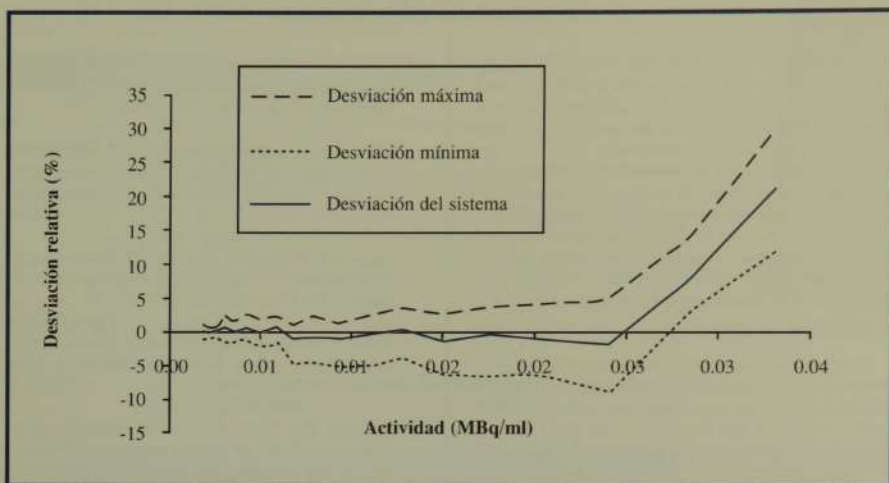


Figura 7. Errores de la corrección de la linealidad en función de la concentración de la actividad.

fotones en la tomografía de emisión de positrones es una de sus características más atractivas, siendo además el factor de corrección más importante cuando se pretenden cuantificar las imágenes PET. La base de la corrección es la medida de transmisión de los fotones en el campo de visión. El propósito de esta prueba es determinar la bondad del método de corrección de atenuación, evaluándose por medio de la transmisión en un medio cuya atenuación no es homogénea.

El maniquí incorpora tres cilindros (figura 6), de 5 cm de diámetro y situados en incrementos angulares de 120°, cada uno con un coeficiente de atenuación distinto y representativo del cuerpo humano: aire (pulmones), agua (tejido) y teflón (hueso). El resto del cilindro está ocupado por agua en la transmisión y con una concentración baja de radiactividad en agua durante la emisión. En la reconstrucción de la imagen se aplican todas las correcciones.

El análisis se realiza por medio de 3 regiones circulares de 3 cm de diámetro centradas en los cilindros de densidades características, así como con otras 6 regiones en la zona activa. El error relativo en cada región vendrá dado por el cociente entre el número de cuentas en la región y el promedio de las 6 zonas activas, para cada corte.

Las desviaciones medidas corresponden tanto a la corrección de atenuación como a la radiación dispersa. Obsérvese que para caracterizar ésta, la corrección de atenuación se hacía por medio de métodos analíticos.

LINEALIDAD CON LA TASA DE CUENTAS

Los sistemas PET disponen normalmente la posibilidad de corregir los datos brutos de la adquisición por las pérdidas debidas al tiempo muerto y a los sucesos aleatorios. La precisión de dichas correcciones vendrá dada por las desviaciones de los valores de la imagen respecto a los valores verdaderos.

Esta prueba puede realizarse con la misma adquisición de la prueba de evaluación de las pérdidas, pero se evalúa en las imágenes reconstruidas en lugar de los sinogramas. En la reconstrucción se aplican todas las correcciones, siendo la de atenuación por medios analíticos. El análisis se hace posicionando una región de interés de 18 cm de diámetro centrada en el maniquí, obteniéndose la tasa de cuentas. El error relativo, en el plano i de la adquisición j , en porcentaje vendrá dado por

$$\Delta R_{ik} = 100 - 100 (R_{ik,V+S} / R_{emk,V+S}) \%$$

Los errores se presentan en función de la actividad (figura 7), siendo característicos los valores del error relativo para las concentraciones de actividad determinadas en la prueba del tiempo muerto y de sucesos aleatorios:

1. Donde el tiempo muerto es del 50 %.
2. Los sucesos aleatorios igualan a los verdaderos.
3. Los sucesos verdaderos se saturan o alcanzan su máximo.

DISCUSION

Las pruebas descritas se han basado en la propuesta de estandarización de los métodos y parámetros que caracterizan a los tomógrafos de emisión de positrones realizada por usuarios así como por fabricantes de los tomógrafos PET (1), que siguen asimismo los procedimientos NEMA (2). Por otro lado, un grupo de trabajo de la Comunidad Europea ha diseñado un maniquí y unos procedimientos para evaluar el funcionamiento intrínseco del tomógrafo, con el propósito de que los parámetros medidos sean lo más próximos posibles a las condiciones utilizadas en los estudios in vivo con personas (3).

Las pruebas son relativamente sencillas de realizar de modo que pueden ser utilizadas tanto para la caracterización del tomógrafo por parte del fabricante como por los usuarios, y en particular ser incluidas como tests de aceptación; siendo sólo necesario disponer del maniquí de prueba y de los programas adecuados para el análisis de los datos. Si se consideran como parte del control de calidad del tomógrafo PET, debe considerarse que éste depende de varios factores (4): 1) la estabilidad del detector, 2) la uniformidad de las fuentes de calibración y de normalización, y 3) la reproducibilidad de los procedimientos para la corrección de la atenuación.

Las pruebas descritas en este trabajo han sido utilizadas como base para la caracterización de diversos tomógrafos PET (5-9). En la experiencia de nuestro centro PET, no sólo se han empleado para las pruebas de aceptación (10) sino que se están tomando como base para la caracterización clínica de los estudios realizados con el modo de adquisición sin anillos septales (3D), posibilidad incorporada en los tomógrafos de última generación.

BIBLIOGRAFIA

1. Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ et al. Performance standards in Positron Emission Tomography. *J Nucl Med* 1991; 32: 2342-2350
2. NEMA Standards Publication NU2-1994, Performance measurements of Positron Emission Tomographs, National Electrical Manufacturers Association, Washington, 1994
3. Guzzardi R, Bellina CR, Knoop B et al. Methodologies for performance evaluation of positron emission tomographs. *J Nucl Biol Med* 1991; 35: 141-157.
4. Spinks T, Jones T, Heather J, Gilardi M. Quality control procedures in positron tomography. *Eur J Nucl Med* 1989; 15: 736-740.
5. DeGrado TR, Turkington TG, Williams JJ, et al. Performance characteristics of a whole-body PET scanner. *J Nucl Med* 1994; 35: 1398-1406
6. Wienhard K, Eriksson L, Grootenboer, Casey M, Pietrzyk U, Heiss WD. Performance evaluation of a new generation PET. *J Nucl Med* 1992; 33: 861.
7. Zaers J, Adam LE, Ostertag H, et al. Performance characteristics of the PET scanner ECAT EXACT HR+. *J Nucl Med* 1996; 37:221P-222P.
8. Karp JS, Muehllehner G, Mankoff DA et al. Continuous-Slice PENN-PET: A Positron Tomograph with volume imaging capability. *J Nucl Med* 1990; 31: 617-627.
9. Martí-Clement, Calvo R, Peñuelas I, Villas A y Richter JA. Características de funcionamiento del tomógrafo de emisores de positrones ECAT EXACT HR+. Libro de Comunicaciones XI Congreso Nacional de Física Médica, pp 127-130, Valencia, 1997.

IV CONGRESO DE PROTECCION RADIOLOGICA DE PAISES EUROPEOS DEL MEDITERRANEO OCCIDENTAL. VII CONGRESO DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCION RADIOLOGICA

1. Información General

Fechas

Del 27 al 29 de Mayo de 1998 en Barcelona

Sede

Palau de Congressos de Barcelona
Avda. Reina Maria Cristina, s/n • E-08004 Barcelona

Exposición

Durante el Congreso se celebrará una exposición técnica y comercial de productos y equipos relacionados con la Protección Radiológica.

Idioma

Los idiomas oficiales serán el Español, el Francés y el Italiano. Habrá traducción simultánea.

Programa Social

Se ofrecerá un programa social muy atractivo tanto para los congresistas como para sus acompañantes.

Alojamiento

La Secretaría del Congreso ha reservado habitaciones en hoteles de distintas categorías y precios, próximos a la sede del Congreso.



2. Estructura Organizativa del Programa Científico

	Marzo 24	Marzo 27	Marzo 28	Marzo 29
08.00 - 09.00			Cena de bienvenida	
09.00 - 11.00		PL1 Immunología Conferencia	S1 S2 S3 S4	
11.00 - 11.30		Paseo - Café	Paseo - Café	Paseo - Café
11.30 - 11.45		PL3 PEDIATRIA Innovaciones en diagnóstico	PL4 MEDIA AMBIENTE Evaluación de los riesgos	PL5 Conferencia Clasura
11.45 - 12.00		Almuerzo	Almuerzo	
12.00 - 12.30		S5 S6 S7 S8	S9 S10 S11 S12	
12.30 - 13.00		Almuerzo	Almuerzo	
13.00 - 13.30		Asamblea OROP		
13.30 - 14.00		Recepción	Recepción	

El Próximo Congreso de Protección Radiológica de Barcelona, en Mayo de 1998, tiene un doble interés. Por una parte el derivado de los Congresos bienales de la Sociedad Española de Protección Radiológica, cuya última referencia es la del Congreso de Córdoba de 1996, y por otra, el de ser un Congreso de carácter regional, con nuestros colegas de Francia e Italia, siguiendo la trayectoria de los Congresos de Salamanca, Taormina y Montpellier.

El estado actual de la **protección radiológica** en España, en sus múltiples facetas, se podrá pulsar a través de las comunicaciones, en forma de pósters, que se presentarán en el marco del VII Congreso de la SEPR en Barcelona. Los bloques temáticos previstos son:

- PR del público y del medio ambiente
- PR de los trabajadores
- PR de los pacientes

- Efectos biológicos de las radiaciones
- Normativa de la PR
- Formación en PR

Asimismo, la **dosimetría** como tema monográfico, estará presente en el marco de IV Congreso Regional del Mediterráneo Occidental, que se celebrará de manera conjunta al Congreso Nacional. Se han programado cuatro sesiones plenarias de interés general y los temas principales que podrán contemplarse son:

- Dosimetría interna
- Dosimetría y control de calidad
- Dosimetría en accidentes
- Técnicas dosimétricas
- Dosimetría ambiental
- Dosimetría de los trabajadores
- Dosimetría en pacientes
- Otros aspectos de la dosimetría

La ciudad de Barcelona, con clara proyección Europea y Mediterránea, es sin duda un marco propicio para llevar a buen término los objetivos de dichas reuniones.

3. Fechas de Interés General

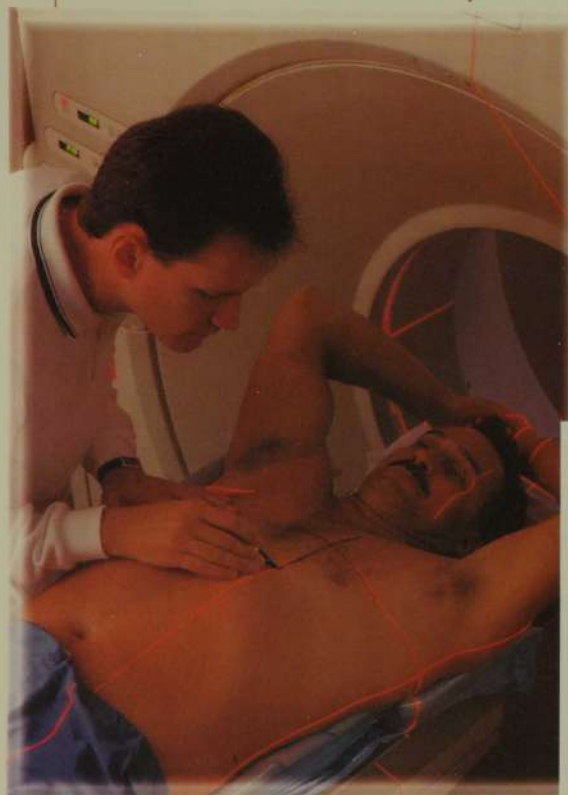
- Las comunicaciones deberán remitirse a la Secretaría del Congreso (AOPC) antes del **30 de Noviembre de 1997**.
- El Comité Científico comunicará a los autores la aceptación y forma de presentación del trabajo antes del **1 de Marzo de 1998**.
- Para la Presentación y publicación de los trabajos en la revista **RADIOPROTECCION** será imprescindible que al menos uno de los autores del mismo esté inscrito en el Congreso antes del **31 de Marzo de 1998**.

Secretaría del Congreso:

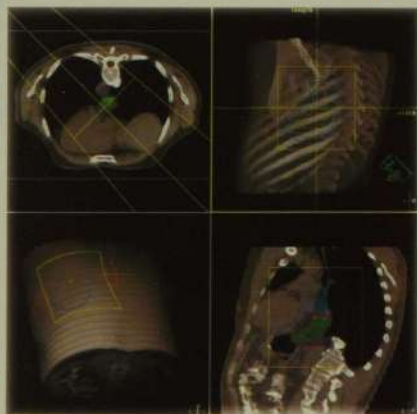
AOPC. Edif. Colon - Av. Drassanes, 6-8, 14º 5º • E-08001 Barcelona
Tel (34 3) 302 75 41 Fax (34 3) 301 12 55 • E-mail: aopc@nexus.es

ACQSIM

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
Radioterápia 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**

Cálculo de intervalos angulares del brazo de una unidad de teleterapia para evitar las estructuras laterales metálicas de la mesa de tratamiento

J. Macías, S. Pellejero, J. Valverde, E. Millán.
Servicio de Física y Protección Radiológica
Hospital Clínico Universitario de Zaragoza

En tratamientos de Radioterapia externa, en los que es preciso introducir haces oblicuos, puede encontrarse una dificultad añadida, según la estructura de la mesa de tratamiento. En particular, en uno de los aceleradores de que dispone el Servicio de Radioterapia de nuestro hospital, la mesa de tratamiento tiene una ventana central de pequeñas dimensiones y dos bastidores metálicos longitudinales, en ambos lados y en toda su longitud.

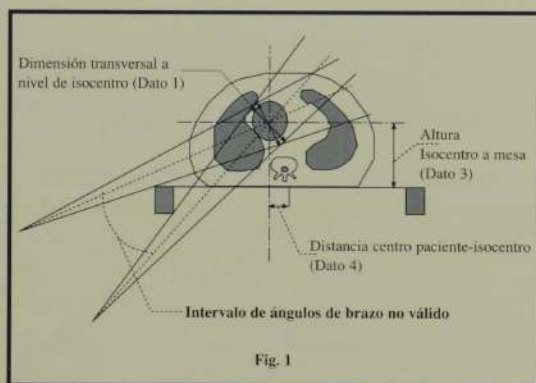


Fig. 1

No es improbable que, dependiendo de la angulación, los haces puedan incidir total o parcialmente en la estructura metálica antes de alcanzar al paciente, haciendo inviable el tratamiento. La sistemática que se venía siguiendo era la de verificar "in situ" para cada paciente la angulación definitiva de los haces con objeto de evitar dichas estructuras, hasta que nos propusimos preparar un programa que determinara las condiciones geométricas del tratamiento particular.

MATERIAL

- Unidades de tratamiento:
 - A.L.E. "Sagittaire", General Electric.
 - A.L.E. "Mevatron KD2", Siemens.
 - Unidad de Co-60, "Alcyon II", General Electric.

METODO

Hemos preparado un programa en lenguaje C, que calcula los intervalos angulares a derecha e izquierda para librar la incidencia del haz sobre las estructuras metálicas de la masa de tratamiento. Suponemos que se va a programar un tratamiento isocéntrico; de esta forma, al ejecutar el programa hay que introducir los siguientes datos geométricos:

1. Dimensión del campo: transversal y longitudinal (a nivel de isocentro).
2. Giro de colimador.
3. Altura del isocentro sobre la mesa.
4. Desplazamiento del isocentro respecto del centro del paciente.

Con estos parámetros tendríamos definida la posición relativa del isocentro al centro del paciente. Para localizar de forma absoluta la posición del isocentro respecto de la mesa de tratamiento necesitaríamos conocer el posible desplazamiento del centro del paciente respecto del centro de la mesa, lo cual no es

de fácil determinación, ni podremos asegurar su reproducibilidad en las diferentes sesiones de las que consta un tratamiento. No obstante, y para tener un margen de fiabilidad, hemos incluido una incertidumbre en el centrado del paciente respecto de la mesa, parámetro que también es necesario introducir:

5. Incertidumbre en la posición del centro del paciente respecto al centro de la mesa de tratamiento.

Lo que implica dos posiciones extremas para el isocentro.

La situación geométrica, si consideramos perfectamente centrado al paciente en la mesa, se representa en la fig. 1.

Por otra parte, se han introducido en el programa unos parámetros internos que definen la geometría de cada unidad de tratamiento (fig. 2):

- Distancia Fuente-Isocentro.
- Dimensión transversal de la mesa.
- Altura y anchura del bastidor metálico.

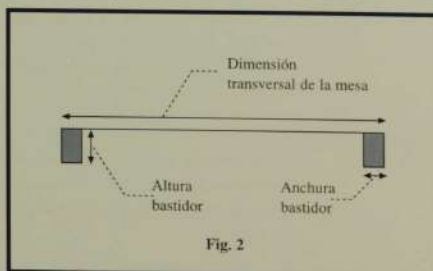


Fig. 2

Finalmente se calculan los intervalos angulares "prohibidos" para las dos posiciones extremas del isocentro, mostrando como resultado ambos intervalos y una estimación media para tal incertidumbre.

RESULTADOS

A continuación presentamos los resultados obtenidos para un caso particular:

Datos de entrada:

Unidad	SAGITTAIRE
Dimensión campo (long. x trans.)	8 x 5 cm ²
Rotación colimador	0°
Altura Isocentro	10 cm
Desplazamiento transversal Isocentro-Centro paciente	3 cm
Incertidumbre transversal Centro paciente-Centro mesa	±1,5 cm

Distancia Fuente Isocentro para el Sagittaire, 105 cm.

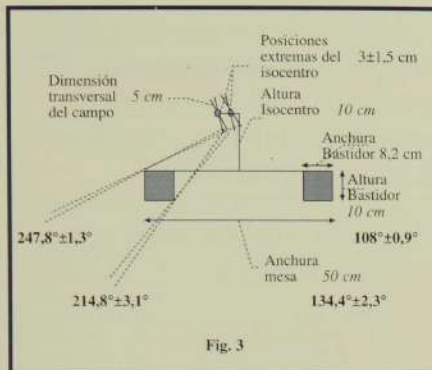


Fig. 3

En la figura 3 mostramos el resultado obtenido para los intervalos de ángulos de brazo no posibles, así como los diferentes parámetros geométricos.

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, dirigirse a:



MCP IBERIA, S.A.

Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid Teléfonos (34-1) 669 41 62/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24



**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.

Juntos hacemos tu vida mejor.



PHILIPS

LISTADO DE PUBLICACIONES DE LA SEFM

- SEFM nº 1/1984. "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM y CDR 1984.
- SEFM nº 1a/1984. "Normas para la determinación de dosis absorbidas en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición". SEFM y CDR 1984.
- SEFM 2/1987. "Suplemento al documento SEFM nº1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM y CDR 1987.
- SEFM 3/1989. "Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)", 1989.
- SEFM 1/1991. "Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones del Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7 a 20 de diciembre de 1990", junio 1991.
- SEFM/SEPR 1993. "Protocolo Español sobre los aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico". Versión Provisional 1993.
- SEFM 1994. "Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente", 1994.
- SEFM/SEPR/SEMN 1995. "BORRADOR del Protocolo nacional del control de calidad en la instrumentación en Medicina Nuclear. Tomo II: Procedimientos", 1995.
- SEFM/SEPR 1996. "Protocolo español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 1996.

Libros de Ponencias y Trabajos presentados en los Congresos y Reuniones de la SEFM.

- LIBRO PONENCIAS X CONGRESO SEFM. SALAMANCA 1995. 1 Volumen.
- LIBRO PONENCIAS IX CONGRESO SEFM. TENERIFE 1993. 2 Volúmenes. Libro de Resúmenes.
- LIBRO PONENCIAS CONGRESO SEFM/SFPH. BIARRITZ 1992. 1 Volumen. Libro de Resúmenes.
- LIBRO PONENCIAS VIII CONGRESO SEFM. SEVILLA 1991. 1 Volumen.
- LIBRO PONENCIAS VII CONGRESO SEFM. BADAJOZ 1989. 1 Volumen.
- LIBRO PONENCIAS VI CONGRESO SEFM. OVIEDO 1987. 1 Volumen. Libro de Resúmenes.
- LIBRO PONENCIAS V CONGRESO SEFM. EL ESCORIAL 1985. 3 Volúmenes.
- LIBRO PONENCIAS IV CONGRESO SEFM. S. SEBASTIAN 1983. 2 Volúmenes.
- LIBRO PONENCIAS III CONGRESO SEFM. SITGES 1981. (Libro de Resúmenes).
- LIBRO PONENCIAS II CONGRESO SEFM. JACA 1979. 1 Volumen.
- VI CONGRESO SEFM OVIEDO 1987. LIBRO DE CONFERENCIAS INVITADAS: P. Andreo, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. 1987.
- LIBROS DE TALLERES DEL X CONGRESO SEFM. SALAMANCA 1995.
 1. Taller de Radioterapia: "Protocolo español de dosimetría en radioterapia externa de alta energía: aplicación práctica a una unidad de telecobaltoterapia".
 2. Taller de Medicina Nuclear: "Control de calidad de Activímetros y Gammacámaras".
 3. Taller de Radiodiagnóstico: "Controles básicos para garantizar la protección radiológica del paciente: dosis al paciente y calidad de imagen".
 4. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en gammagrafía planar y spect (Siemens)".
 5. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en gammagrafía planar y spect (G.E.)".
- CURSO. "Dosimetría de los Haces de electrones." SEFM, Sevilla 1994.
- CURSO. "Braquiterapia: Bases físicas y Dosimetría". Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa", Facultad de Medicina de Zaragoza. SEFM, Zaragoza 1995.
- CURSO. "Física de las radiaciones aplicadas a la Radioterapia Clínica". Instituto Oncológico. AERO/SEFM, San Sebastián 1995.

GAMMAMED®

Sistema de Braquiterapia HDR y PDR



- Utilización posible en braquiterapia HDR y PDR con el mismo equipo y juego de aplicadores.
- Tratamientos con posibilidad de hasta 24 canales, con un máximo de 40 posiciones por canal.
- Selección de posición de fuente con pasos de 1-10 mm.
- Fuente de Ir-192 de 10 Ci de actividad nominal.
- Compensación automática del *decay* de la fuente.
- Blindaje suficiente para una fuente de Ir-192 de 20 Ci.
- Fuente encapsulada de 0.6 x 3.5 mm.
- Test de correcta conexión de los aplicadores.
- Transferencia directa de los parámetros de tratamiento desde el ordenador de planificación al GAMMAMED.
- Fuente fantoma para el control previo de toda operación.
- Retracción de la fuente en caso de fallo eléctrico.
- Amplio juego de aplicadores para irradiación intraluminal, intracavitaria, intersticial e intraoperatoria.



SEGURIDAD

- Test de autodiagnóstico antes y durante el tratamiento.
- Recorrido de la fuente desde la posición distal a la proximal.
- Cambio semiautomático de la fuente, eliminando cualquier exposición a la radiación.
- Chequeo continuo de la posición de la fuente con un contador Geiger-Müller, situado dentro de la unidad.
- Los parámetros de tratamiento se visualizan continuamente en el monitor de la consola de control.

SOFTWARE DE PLANIFICACIÓN

- Sencillo. Manejo bajo entorno Windows.
- Representación de isodosis en 2D y 3D.
- Distribución de isodosis sobre registros de rayos X y de CT.
- Manipulación gráfica de planos de isodosis.
- Múltiples métodos de reconstrucción.



CIS España, S.A.

Prim, 5 - 28004 MADRID
Tels.: 521 64 30 - 38 - 39
Fax: 521 95 75



Filial de:
CIS Bio International



nucletron - Oldelft

Nucletron da soluciones en:

- Braquiterapia
- Planificación de Radioterapia
- Simulación
- Radiocirugía

PLATO Radiotherapy Treatment Planning System

The Anatomy of a 3D Treatment Plan

