sefm

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

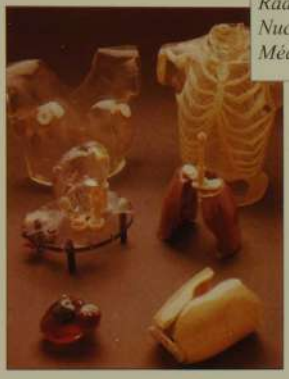
BOLETIN SEFM

Nº8, 1998

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

FANTOMAS ALDERSON

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



TREX Medical – Bennett Division

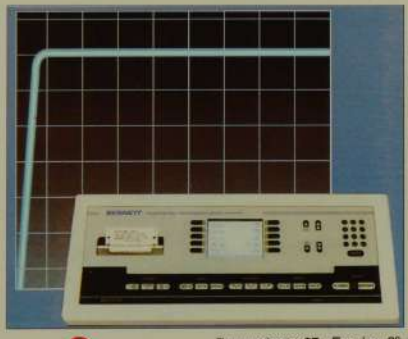
RAD-SURE *ETIQUETAS DE IRRADIACIÓN DE SANGRE*

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

RAD-SURE™	DATE:_____
25 Gy INDICATOR	**IRRADIATED**
ISP TECHNOLOGIES INC.	OPERATOR:_____

GENERADORES MAMOGRAFOS *100 kHz*



POSITRONICA S.A.

E-mail.positronica@mail.redkbs.com
www.positronica.com
Tlf.: 902 11 38 28 ● Fax: 902 11 38 67

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

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

PORTADA: RETRATO DE M. CURIE

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 FISICA MEDICA

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

Manuel Alonso Díaz
pruadm@humv.es
Pedro Galán Montenegro
pgalan@hch.sas.cica.es
Alberto Sánchez-Reyes
sanchezr@medicina.ub.es
Bonifacio Tobarra González
tlopez@platea.pntic.mec.es

EDITA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA (SEFM)
Apolonio Morales, 27
28036 Madrid

Realización y Publicidad

EDICOMPLET, S.A.
Apolonio Morales, 27
28036 Madrid
Tel.: (91) 350 49 17
Fax: (91) 350 76 52

ISSN: 1133/5394
Depósito Legal: Z-2829/92

Composición e Impresión: DGB

SUMARIO

Carta del Presidente 3

La Junta Directiva Informa

Comité de Braquiterapia 4
Ayudas de la SEFM 4
Altas y bajas de socios 5
Agenda 5

Noticias

VII Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiológica 6
Curso sobre "Planificación 3D" 6
Curso sobre "Physics for Clinical Radiotherapy" 6
"Mammography Physics Training Meeting" 6
Criterios para la aceptabilidad de instalaciones 7
Unidades de valor relativo en Radioterapia 8

Artículo Invitado

Distorsión geométrica en imagen por resonancia magnética.
A. García, J. Macías, J. Valverde, S. Pellejero 9

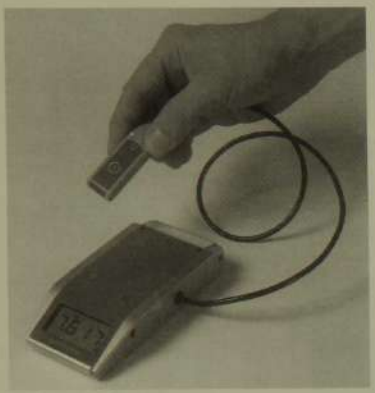
Tesis y Tesinas 15

Listado de publicaciones de la SEFM 19

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

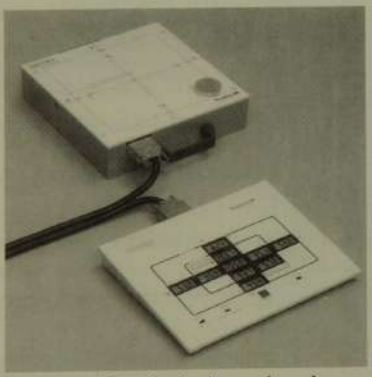
Dosis paciente DOSEGUARD 100
y programa de cálculo de dosis

Multímetro PMX - III

CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO Y RADIOTERAPIA

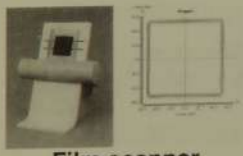
- RTI ELECTRONICS AB
- UNFORS INSTRUMENTS AB
- PRECITRON AB
- X - RITE
- R M I
- RADCAL CORPORATION
- UNIVERSIDAD DE LEEDS
- TEMA, S.R.L.

Cuba de agua
POSEIDON

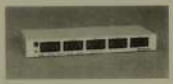


Verificación diaria de aceleradores
HERMES

MONITORES Y CAMARAS
Radcal



Film scanner
POSEIDON



Dosis en vivo
APOLLO

Carta del Presidente

Queridos compañeros:

Parece ser que las cosas se van solucionando. Con un retraso mucho mayor que el deseado por todos, se ha publicado, por fin, la Orden Ministerial que desarrolla el Real Decreto 220/97 que creó la especialidad de Radiofísico Hospitalario. La Junta Directiva, con el fin de facilitar a todos los socios la divulgación de tan importante acontecimiento, tomó la iniciativa de haceros llegar una copia de la OM mediante un envío especial y lo más rápido posible. Espero que se haya conseguido. Una vez finalizado el plazo de presentación de solicitudes el día 19 de septiembre, corresponde a la Comisión Nacional concluir el proceso por lo que es de esperar que iniciemos el 99 dando por zanjada esta importante cuestión. No estaría nada mal como hito a celebrar con motivo del 25 aniversario de la fundación de la SEFM.

El Comité de Dosimetría Clínica se ha disuelto. La Junta Directiva, en nombre de todos los socios, quiere agradecer a sus componentes la dedicación que han ofrecido a la SEFM durante estos años y desea seguir contando con todos ellos para las futuras iniciativas que se propongan.

Como se detalla en páginas interiores ha quedado constituido el Comité de Braquiterapia que se ha autoimpuesto un plazo de 18 a 24 meses para la consecución de sus objetivos. Agradecemos a los miembros de este nuevo Comité su buena disposición.

El anuncio para colaborar con el I Congreso de Física Médica Iberolatinoamericano y del Caribe el mes de noviembre ha sido recibido con entusiasmo por parte de numerosos socios que han solicitado participar en los cursos previos. La SEFM se ha esforzado en conseguir la mayor cantidad de ayudas económicas que faciliten la asistencia de nuestros socios participantes. Aunque todavía nos parezca lejano, conviene tener presente la celebración de nuestro próximo XII Congreso Nacional de Física Médica en Santander los días 21 a 24 de septiembre de 1999. Ya habeis tenido noticias a través de la primera circular que ha remitido el Comité Organizador. La Junta Directiva ha sido informada con detalle por parte del Presidente del Congreso, Jesús Soto, de la marcha de la organización, y os invitamos ha participar muy activamente para conseguir entre todos que sea un gran éxito.

Como se citaba en el anterior Boletín, los compañeros de Canarias están elaborando una escuesta que permita conocer el estado de la Física Médica en nuestro país. Se ha elaborado mediante soporte informático y, tal como se anunció, se distribuirá por centros. La intención es que llegue lo antes posible a todos los centros con el fin de tener recopilados los datos antes de fin de año. Esperamos la colaboración de todos.

Con este número del Boletín se ha reorganizado el Comité de Redacción responsabilizándose cada miembro de una sección. Todos queremos agradecer a Alfonso Calzado la dedicación y esfuerzo que hasta ahora ha venido prestando en el diseño y confección de esta nueva etapa del Boletín, y manifestarle nuestro público reconocimiento a una labor que no siempre ha sido grata. Esperamos seguir contando con su colaboración en el futuro.

Un afectuoso saludo.

Comité de Braquiterapia

En la Junta Directiva del 30 de junio quedó constituido el Comité de Braquiterapia que se había propuesto a principios de año. Vistas las solicitudes presentadas la composición del mismo es la siguiente:

Coordinador:
José Pérez Calatayud, del Hospital La Fe de Valencia

Componentes:
Rafael Arrans Lara, del Hospital U. Virgen de Macarena de Sevilla.

Jesús M. Frutos Baraja, del Hospital Universitario de Valladolid.

Arrate Guisasola Berasategui del Instituto Oncológico de San Sebastián.

José Macías Jaén, del Hospital Clínico U. Lozano Blesa de Zaragoza.

Julio Valverde Morán del Instituto Oncológico de Castilla-La Mancha de Toledo.

Los temas objeto del grupo son: 1) Calibración de las fuentes, 2) Obtención de datos y referencias necesarios para la dosimetría clínica y 3) Aseguramiento de la calidad en fuentes, aplicadores y equipos.

El primer aspecto a tratar será proponer la organización a escala nacional de un programa de calibrado en detectores pozo, que permita la verificación de la tasa de kerma de referencia en aire de las fuentes en Braquiterapia de cada hospital, tanto de alta como baja tasa, de cara a la aplicación del RD 1566/98.

Ayudas de la SEFM

La Junta Directiva acordó, en su reunión del 30 de junio, conceder dos ayudas para cursos internacionales de 75.000 Pts cada una a:

– D. Miguel Pombar Camean, del Hospital General de Galicia, para asistir al curso "MAMMOGRAPHY PHYSICS TRAINING MEETING" organizado por el IPEM Mammography Working Party y celebrado en la Universidad de York (Reino Unido) del 1 al 3 de julio.

– D. José Macías Jaén, del Hospital Clínico Universitario de Zaragoza, para asistir al curso "RADIOTERAPIA CLÍNICA" organizado por la ESTRO y celebrado en Lovaina (Bélgica) del 30 de agosto al 3 de septiembre.

Así mismo, la Junta Directiva acordó, en su reunión del 15 de septiembre, conceder otras dos ayudas para cursos internacionales de 75.000 Pts cada una a:

– Carlos Martín Prieto y Marisa España López, del Hospital "La Princesa" de Madrid, para asistir al curso "MEDICAL IMAGING METHODS" organizado por la Europen School of Medical Physics y que se celebrará en Archamps (Francia) del 30 de noviembre al 4 de diciembre.

Y tres ayudas para cursos nacionales de 25.000 Pts cada una a:

– Waldo Sanjuanbenito Ruiz de Alda y Francisco Javier García Cases del Hospital "San Juan" de Alicante, para asistir al curso "CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR" organizado por las Sociedades Españolas de Física Médica y Protección Radiológica y que se celebrará en Madrid del 12 al 14 de noviembre.

– Cristina González Ruiz del Hospital Nuestra Señora de Covadonga, para asistir al curso "CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR" organizado por las Sociedades Españolas de Física Médica y Protección Radiológica y que se celebrará en Madrid del 12 al 14 de noviembre.

❑

Altas y bajas de socios

Altas:

Agustín Ruiz Martínez 370
Antonio Herreros Martínez 371
Ernest Luquera i Sánchez 372
M. José Bejar Navarro 373
José M. Espinosa Sola 374
Juan Manuel Roldán Arjona 375
Faustino Muñoz Muñoz 376
Rodrigo Lope Lope 377
Carlos Martín Rincón 378
Delfín Alonso Hernández 379

Bajas:

Jesús Zafra

El número total de socios asciende a 323.

AGENDA

PROXIMAS CONVOCATORIAS

1998

✔ **CURSO SOBRE CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR**

13-15 de 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 secretaría de la Sociedad (Srta. Susana).

1999

✔ **CURSO DE RADIOCIRUGÍA**

1-14 de Febrero, Baeza (Jaén).

Organiza la SEFM en colaboración con la Universidad Internacional de Andalucía

Dirigido por Luis Nuñez y Francisco Sánchez Doblado.

Curso teórico - práctico de 30 horas acreditado como curso de doctorado que cubre todos los aspectos de la radiocirugía de interés para los radiofísicos.

Temas: Indicaciones clínicas, modelos radiobiológicos, algoritmos de cálculo, dosimetría, instrumentación, técnicas, control de calidad.

Prácticas con planificadores. Visita a un centro de radiocirugía.

Precio: 35000 pta. Alojamiento y comidas en la Universidad Internacional (4000 pta/día)

Información e inscripciones: http://med.unex.es/FisMed/SEFM/indice.html

✔ **PHYSICS OF MEDICAL X-RAY IMAGING**

8-12 de Junio, Malmö, Suecia

Curso ERPET de la CE. Entrenamiento avanzado para Físicos Médicos.

Tasas: 500 ECU. **Plazo de inscripción:** Hasta el 9 de abril de 1999.

✔ **WORKSHOP MEDICAL X-RAY IMAGING POTENTIAL IMPACT OF THE REVISED EUROPEAN MEDICAL EXPOSURE DIRECTIVE (1997)**

13-15 de Junio, Malmö, Suecia

Tasas: 400 ECU. Registro preliminar: Hasta el 31 de enero de 1999.

Envío de resúmenes: Hasta el 31 de diciembre de 1998.

✔ **XII CONGRESO NACIONAL DE FÍSICA MÉDICA**

21-24 de Septiembre, Santander

Secretaría Técnica: Altamira de Congresos; Marcelino Sanz de Sautuola , 12 - 1ºJ;

39003 Santander. Tel.: 902 100180, Fax: 942 219613. E-mail: valtamiracon@mundivia.es

http://www.medi.unican.es/fismedica

VII Congreso de la Sociedad Española de Protección Radiologica

Durante los días 27 al 29 de mayo pasado, tuvo lugar en el Palacio de Congresos de Barcelona el VII Congreso de la SEPR, que coincidió con el de las Sociedades española, francesa e italiana de Protección Radiológica, esta vez reunidas bajo la denominación de IV Congreso de Países del Mediterráneo Occidental, que tenía carácter de Congreso regional de la IRPA.

El tema central del Congreso, acordado por las tres sociedades organizadoras, fue el de la "dosimetría" de las radiaciones en sus múltiples facetas: dosimetría en pacientes, dosimetría de los trabajadores, dosimetría interna y efecto biológico de las radiaciones, técnicas dosimétricas, dosimetría y control de calidad, dosimetría ambiental y aspectos diversos de protección radiológica.

En relación con el tema del Congreso y relativo al ámbito legislativo, cabe indicar que la aprobación de la Directiva 97/43 de EURATOM, relativa a la protección de la salud respecto a los riesgos derivados del uso de las radiaciones en exposiciones médicas, obliga a los Gobiernos a tener en cuenta una serie de condicionantes ligados al uso de las radiaciones en el campo sanitario.

Con la asistencia de más de 300 congresistas, se presentaron 140 comunicaciones, 8 ponencias invitadas y se pronunciaron dos conferencias. En ellas se destacaron novedades metrológicas tales como los avances en dosimetría electrónica y en los nuevos materiales de detección por termoluminiscencia. También se pudo comprobar las diferencias existentes entre los diversos sistemas dosimétricos de los países europeos, que exigirá esfuerzos notables de armonización. Se señalaron los campos que necesitarán mayor desarrollo en el futuro próximo, tales como la dosimetría interna y de neutrones y se pusieron en evidencia los esfuerzos desarrollados en el campo de la dosimetría ambiental.

Curso sobre "Planificación 3D"

El pasado mes de junio, durante los días 24, 25 y 26, se celebró en Cádiz el curso de "Planificación 3D" organizado por la recién creada Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria (S.A.R.H.) en colaboración con la SEFM. El curso se celebró en el recinto del Palacio de Congresos, un magnífico edificio restaurado para tal fin, y que proporcionó un marco incomparable a la realización del mismo. Asistieron un total de 38 alumnos y participaron en él 11 profesores. Se organizó con clases teóricas por la mañana, y prácticas por la tarde, en las cuales los alumnos tuvieron la oportunidad de conocer distintos sistemas de planificación 3D para radioterapia, presentes actualmente en el mercado.

Los contenidos teóricos del curso abarcaron un amplio temario que empezó con un recuerdo de los conceptos básicos - llevado a cabo por el Prof. Francisco Sánchez Doblado - y se adentró poco a poco en la planificación 3D propiamente dicha, pasando por las recomendaciones del ICRU, explicadas por D. Enrique de Sena, los sistemas de coordenadas, inmovilizaciones y toma de contornos, conducido por D. Pedro Fernández Letón, hasta los conceptos más novedosos de imágenes multimodales para la delimitación de volúmenes en 3D, radioterapia conformada y modulación de intensidad del haz, a cargo de D. Vicente Crispín, y D. José Pérez Calatayud. D. José Miguel Delgado expuso ampliamente la radioterapia conformada con colimadores multiláminas, y modulación de intensidad, llegando hasta el denominado "problema inverso" de la planificación. D. Luis Nuñez, explicó las técnicas y los sistemas de radiocirugía estereotáxica, dejando una amplísima y útil lista de referencias bibliográficas.

Hubo temas que propiciaron un intenso diálogo entre los asistentes, profesores y alumnos, como los de D. Manuel Vilches, dedicados a los modelos de cálculo en dosimetria clínica 3D, y al control de calidad de los sistemas de planificación, o la de D. Pedro Galán, que versó sobre la verificación de la planificación, incertidumbres y errores en los tratamientos. El broche final lo puso D. Enrique Alonso, radioterapeuta del Hospital "Puerta del Mar", quien aportó la visión clínica de la planificación 3D.

La Ciudad de Cádiz nos brindó una entrañable acogida, materializada en la recepción que tuvo lugar en el Ayuntamiento, en el cual, su Primer Teniente de Alcalde, departió largo rato con los cursillistas y profesores mientras hacía de "cicerone" por todas las dependencias del histórico edificio. Desde aquí, agradecer a los profesionales del Hospital "Puerta del Mar" de Cádiz, Dña. Mª Amparo Iborra, y Dña. Esther Angulo, que juntamente con el presidente de la SARH, D. Amadeo Gómez Puerto, llevaron mayoritariamente el peso de la organización del curso, por la ilusión y el tiempo que invirtieron en el mismo, y a todos los profesores, el esfuerzo realizado para conseguir la calidad de los contenidos del curso.

Curso sobre "Physics for Clinical Radiotherapy"

Como es sabido, la S.E.F.M. ofrece unas ayudas para facilitar la asistencia a cursos, tanto nacionales como internacionales, con el objetivo de mejorar la formación en las distintas áreas de la Física Médica. Este verano estaba particularmente interesado en un curso organizado por la E.S.T.R.O. (European Society for Therapeutic

Radiology and Oncology). Estos cursos suponen un enriquecimiento, no sólo desde el punto de vista formativo, su principal objetivo, sino que ofrece la inestimable oportunidad de intercambiar puntos de vista y experiencias profesionales con otros compañeros. El curso al que asistí "Physics for Clinical Radiotherapy" del 30 de agosto al 3 de septiembre en Leuven (Bélgica) fue muy interesante y cumplió todos los objetivos previstos en cuanto al programa científico y en cuanto a la hospitalidad y entusiasta dedicación de todos los organizadores.

Por otro lado agradecer a la S.E.F.M. la oportunidad que nos brinda de poder optar a una serie de ayudas económicas que facilitan la asistencia a este tipo de actividades. Por todo ello invitaría a todos a solicitarlas para futuros eventos pues realmente pienso merece la pena y es una oportunidad que debe ser aprovechada.

José Macías Jaén
Residente del H.C.U. Zaragoza
(Ayuda concedida por la SEFM)

"Mammography Physics Training Meeting"

Durante los días 1, 2 y 3 de julio de 1998 se celebró en la Universidad de York (Reino Unido) el curso "Mammography Physics Training Meeting" organizado por el IPEM Mammography Working Party. El Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) se fundó en julio de 1995 mediante la fusión del "Instituye of Phisical Sciences in Medicine (IPSM)" y la "Biological Engineering Society (BES), con el objetivo de fomentar la aplicación de la física y la ingeniería en la medicina y la biología.

Este curso se celebra cada dos años para coordinar las actividades de física en mamografía del NHS Breast Screening Programme a través de sus Centros de Referencia en Control de Calidad. El curso se estructuró en dos partes: el curso básico, desarrollado los días 1 y 2 de julio y el curso de actualización, el día 3 de julio. La asistencia se cifró en 78 alumnos en su mayor parte del Reino Unido y algunos asistentes de Bélgica, Irlanda, Suiza, España y Canadá. Mientras que 22 docentes desarrollaron las 34 ponencias.

En la parte básica del curso se analizó la estructura del control de calidad de NHS Breast Screening Programme así como los protocolos de control de calidad del Reino Unido y referencias a la European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening de la Comisión Europea. Los parámetros de control de calidad analizados han sido:

- Tensión del tubo.
- HVL y filtración.
- Rendimiento, tasa de dosis y tiempo de exposición.
- Alineamiento del haz.
- Rejilla antidifusora.
- Control Automático de Exposición (CAE).
- Medida de la mancha focal.
- Compresión e indicador de espesor de la mama.
- Medidas de dosis.
- Procesadoras, películas y pantallas de refuerzo.
- Calidad de imagen.
- Condiciones de visualización.

En su mayor parte los ponentes han seguido, como documento de referencia, el IPEM report 59/2. La parte básica se completó con charlas sobre física de mamografía y particularidades del equipamiento mamográfico, así como aspectos de seguridad mecánica y eléctrica, y control de calidad de equipamiento específico (unidades de esterotaxia, ultrasonidos y equipos tipo cabina para muestras). En la parte de actualización se evaluó el impacto de la nueva generación de las combinaciones pantalla-película, incidiendo especialmente en las características de las nuevas películas Fuji AD, Kodak Min R-2000 y Agfa HDR. En cuanto a las nuevas tecnologías se realizó una revisión de los distintos sistemas de detección aplicados a la mamografía digital, tanto de campo completo (18x24), como en unidades de esterotaxia; y la situación actual de diagnóstico asistido por ordenador. El Dr. D. Dance expuso en una didáctica y brillante charla la aplicación de las técnicas de Monte Carlo a la mamografía.

Por último Ken Young, coordinador nacional de física en mamografía del Reino Unido presentó los resultados de dosis a pacientes en el período 1996/97, cuyo resumen se expresa en la tabla siguiente:

Los resultados confirman como válido el objetivo de los programas de cribaje de mantener la dosis por película a la mama de 45 mm por debajo de 2 mGy. Adicionalmente, el curso incluía una sesión de visualización de imágenes con diversos problemas relacionados con el control de calidad, tanto del maniquí (objeto de test), como de mamografías, así como una peque-

	Valor medio 1994/95	Valor medio 1996/97
Espesor de la mama . Proyección OBL . Proyección CC	 57 mm 52 mm	 55 mm 53 mm
Dosis película . Proyección OBL . Proyección CC	 1,98 mGy 1,63 mGy	 2,05 mGy 1,66 mGy
Dosis paciente . 1 Proyección/Examen . 2 Proyección Examen	 2,08 mGy 3,72 mGy	 2,21 mGy 3,66 mGy

ña exposición técnica de diverso equipamiento de control de calidad y negatoscopios digitales.

Miguel Pombar Cameán
Ayuda concedida por la SEFM

Criterios para la aceptabilidad de instalaciones

He podido leer en el Nº 7, 1998 del Boletín de la SEFM la reseña que se hace en las páginas 8 y 9, del documento europeo sobre "CRITERIOS PARA LA ACEPTABILIDAD DE INSTALACIONES RADIOLÓGICAS (INCLUYENDO RADIOTERAPIA) Y DE MEDICINA NUCLEAR", y creo que el último párrafo de la reseña puede ser confuso ya que parece indicar que el Documento recomienda requisitos adicionales para los equipos pediátricos, cuando la realidad es todo lo contrario.

En la introducción del citado Documento se dice textualmente "Los equipos usados en radiología pediátrica pueden ser distintos de los empleados en los adultos. Sin embargo, los criterios aplicables al equipo no difieren de los correspondientes a la radiología general", y aunque después se incluye alguna frase tomada de otros documentos europeos (confusa y fuera de contexto, en mi opinión), lo cierto es que en la reunión de delegados de los diferentes países donde se aprobó el Documento y a la que yo asistí en representación del Ministerio de Sanidad español, varios asistentes propusimos que se hiciera un apartado especial para los equipos pediátricos pero otros países, y sobre todo la delegación del Reino Unido, se opusieron, por lo que el documento quedó como se ha publicado. Yo lamenté públicamente en esa sesión la decisión adoptada ya que iba en contra de la tendencia internacional, especialmente la de Estados Unidos, y de la buena práctica de protección radiológica con los pacientes pediátricos.

Creo que es importante hacer esta matización ya que desgraciadamente el Documento europeo proclama que "los criterios aplicables al equipo pediátrico no difieren de los correspondientes a la radiología general".

Eliseo Vañó

Unidades de valor relativo en radioterapia

En un documento elaborado en los Servicios Centrales del Servicio Andaluz de Salud por un Grupo de Expertos (sólo radioterapeutas) se comunican las Unidades de valor relativo (U_r) en el área de Radioterapia Oncológica. En él se establecen cuatro niveles de tratamientos para teleterapia y dos para braquiterapia, que llevan a diferentes valoraciones. Para teleterapia el nivel I cuenta con tres procedimientos valorados que son: 1ª consulta y control clínico, simulación y planificación y dosimetría. En el resto de los niveles se añade a éstos un cuarto, aunque incluido en tercer lugar, denominado TAC. Y en braquiterapia los dos niveles se asimilan al II y al III de teleterapia.

Cada uno de todos estos procedimientos está valorado en U_r y se supone que esta valoración cuantifica el rendimiento del servicio correspondiente. Además se asignan unos factores multiplicativos a cada nivel, por complejidad.

Los niveles de braquiterapia tienen además otros componentes según la dosis suministrada. La inclusión del último procedimiento, que corresponde claramente a Radiofísica, podría incluso deberse a una visión integral de lo que se hace en Radioterapia, pero la valoración que se hace del mismo, sobre todo si se compara con la valoración de los demás, da mucho que pensar al menos desde mi punto de vista.

	Nivel I	Nivel II	Nivel III	Nivel IV
1ª C y C.Clínico	6 U + 3 U	6 U + 6 U	6 U + 9 U	6 U + 9 U
Simulación	5 U	6 U	8 U	9 U
TAC	-	2 U	2 U	2 U
Plan. y Dos.	**2,5 U**	**3 U**	**4 U**	**6 U**
Total	16,5 U	23 U	29 U	32 U
Factor mul. Com.	-	1,25	1,75	2,25
% Plan. y Dos.	**15**	**13**	**14**	**19**

La intención de esta nota es la de contribuir a la concienciación de los radiofísicos sobre el tema, pues entre todos creo que debemos evitar que otros profesionales sean quienes valoren nuestro trabajo, e incluso como podría pensarse, se lo apropien.

Miguel Herrador Córdoba

DISTORSIÓN GEOMÉTRICA EN IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

Alejandro García, José Macías, Julio Valverde, Santiago Pellejero

Servicio de Física y P.R. H.C.U. "Lozano Blesa" Zaragoza

INTRODUCCIÓN

Las imágenes por resonancia magnética nuclear (RMN) nos brindan una excelente resolución del contraste entre tejidos blandos, una gran definición de estructuras anatómicas, tumorales, etc., además de poder obtener contrastes en función de diferentes parámetros tisulares, como son la densidad de núcleos de hidrógeno, el tiempo de relajación longitudinal T_1 y el tiempo de relajación transversal T_2.

Otra característica importante de la RMN es la posibilidad de obtener imágenes de planos en cualquier orientación espacial sin necesidad de mover al paciente. Sin embargo, este tipo de imágenes no está exento de cierta distorsión espacial que en algunos casos no es despreciable. Esto no crea un serio problema para el diagnóstico pero sí en aquellas técnicas como la planificación de radioterapia, radiocirugía o intervenciones estereotáxicas, en las que es necesaria una gran precisión en la definición y localización espacial de las diferentes estructuras anatómicas, lesiones, volúmenes y órganos. Dicha precisión llega a ser incluso de 1 mm para conseguir un tratamiento óptimo.

En este trabajo presentamos una revisión bibliográfica sobre las fuentes de las distorsiones espaciales encontradas en las imágenes por RMN así como de los métodos de corrección propuestos por diferentes autores. Se describen mínimamente aquellas bases físicas, tanto de los errores como de los métodos de corrección, que hemos considerado necesarias para que los profesionales que utilizando la RMN no posean unos conocimientos muy específicos, puedan entender el origen y relevancia de los distintos métodos de corrección así como de los errores en la localización.

BASES FÍSICAS

La formación de las imágenes por RMN en medicina está basada en el análisis de un fenómeno de resonancia que presentan los núcleos de hidrógeno, componentes abundantes del agua y la grasa del cuerpo. Éstos, en el seno de un campo magnético intenso, denominado magneto (del orden de 1 T), presentan dos niveles energéticos posibles: el más estable llamado fundamental y otro, de energía superior, llamado excitado. El paso de un nivel energético al otro es posible, absorbiendo o emitiendo la diferencia de energía en forma de ondas electromagnéticas de una frecuencia determinada (frecuencia de resonancia), que para estos órdenes de campo magnético caen en el rango de las radiofrecuencias. Dicha frecuencia sigue la ecuación de Larmor:

$$\vec{\omega} = \gamma_H \cdot \vec{B}_0 \quad (1)$$

siendo γ_H la razón giromagnética del núcleo de hidrógeno y $\vec{B}_0$ el vector de inducción magnética.

Las imágenes son entonces el producto del análisis, determinación de la intensidad y localización espacial, de las ondas electromagnéticas (señales) emitidas por los núcleos de hidrógeno en el proceso de desexcitación espontánea ("free induction decay") que tiene lugar tras la excitación previa de parte de la población de dichos núcleos a su estado excitado.

Para poder asignar un valor de la intensidad de la señal a cada punto del espacio y así poder construir una imagen, se superpone al campo magnético intenso y estático una serie de gradientes magnéticos lineales en las tres direcciones del espacio y en diferentes intervalos de tiempo. Se busca una relación biunívoca entre localización y la señal recibida.

Se usan distintas técnicas para la reconstrucción de imágenes (1) que describimos brevemente a continuación.

– **Métodos bidimensionales (2D).** Son los más extendidos. Los gradientes se aplican tanto en la excitación (gradiente de selección de planos), que así la haremos selectiva, como en la desexcitación, en la que se aplican dos gradientes mutuamente perpendiculares, el gradiente de lectura que nos establece una codificación lineal espacio-frecuencia y perpendicularmente otro gradiente que establece una codificación lineal espacio-diferencia de fase. La señal electromagnética que recogemos mediante antenas, será la suma de las emitidas por los diferentes protones (el

núcleo de hidrógeno esta compuesto por un único protón) que componen el plano seleccionado. Cada uno de los dominios protónicos del plano tendrá una frecuencia y una diferencia de fase asignada por los gradientes de codificación. Mediante la aplicación de una operación matemática llamada transformada bidimensional de Fourier esta señal se separa en sus componentes de tal forma que podremos asignar a cada elemento del plano el valor de la intensidad de la señal que realmente emite. Obviamente cualquier causa que produzca una errónea codificación espacio-frecuencia y/o espacio-diferencia de fase conduce a una distorsión espacial en la imagen.

– **Retroproyección.** Se usa un gradiente de selección de plano. De cada plano se toman varias proyecciones espaciales usando convenientemente otros dos gradientes. Estas proyecciones procesadas adecuadamente reconstruyen la imagen del plano.

– **Técnicas de punto.** Se varían los tres gradientes en el espacio a medida que pasa el tiempo de tal modo que sólo un voxel en el volumen de estudio esté sometido a un gradiente estático. Ese voxel evolucionará temporalmente para definir la imagen.

– **Métodos tridimensionales (3D).** Suele usar una transformada de Fourier en tres dimensiones (que es una modificación de la bidimensional) que usa una excitación no selectiva y que dispone de una segunda etapa de evolución de fase en presencia de un gradiente en la dirección longitudinal. Si estamos explorando un volumen de n pixeles de lado, el tiempo de adquisición 3D es n veces el tiempo de adquisición 2D (el tiempo de exploración es muy variable en función del tipo de estudio; puede considerarse una media de 20 min.). Esto conlleva un tiempo inadmisible para exploración con paciente. No obstante, esto puede solventarse si se usan técnicas de imagen rápida (generalmente mediante ecos de gradiente que reducen el tiempo de eco y pulsos de abatimiento de la magnetización de menos de 90º). Las más usadas son las secuencias FLASH y FISP (1).

FUENTES DE DISTORSIÓN ESPACIAL

Las principales causas de distorsión espacial en las imágenes de RMN están originadas por la falta de linealidad de los gradientes magnéticos y por la falta de homogeneidad del campo magnético estático al que están sometidos los núcleos de hidrógeno del cuerpo. Cualquier separación del carácter ideal conducirá a distorsiones geométricas en la imagen.

Falta de linealidad de los gradientes

La RMN utiliza en general tres gradientes magnéticos y combinaciones de ellos para localizar cualquier plano del espacio y obtener imágenes. El orden de magnitud de dichos gradientes está en torno a pocos Gauss/cm. (1 Tesla $=10^4$ Gauss).

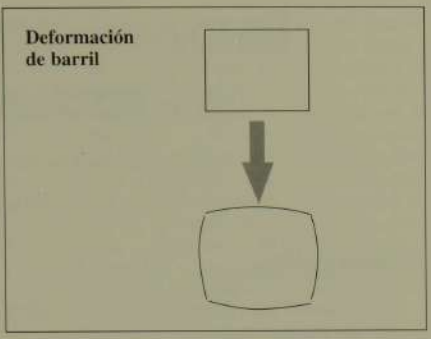


Figura 1.

Los diferentes gradientes magnéticos son producidos por tres pares de bobinas mutuamente perpendiculares que convenientemente combinadas permiten seleccionar cualquier plano en el espacio. En la práctica, las imperfecciones en la máquina pueden ser el origen de que dicho gradiente no sea realmente lineal. En primer lugar tenemos la aberración en forma de barril (fig. 1) que está presente tanto en técnicas bidimensionales (2D) como en las tridimensionales (3D) y que pueden ser del orden de 4 mm en campos de 20 cm de lado (2). Exclusivamente en resonancia magnética bidimensional la falta de linealidad originará desplazamiento en la dirección del gradiente, espesores de corte erróneos y no homogéneos, artefacto en "pajarita" (fig. 3) y curvaturas en el plano de un mismo corte, artefacto conocido como "patata frita" (fig. 2). Si la falta de linealidad se produce en los gradientes de lectura y de codificación de la diferencia de

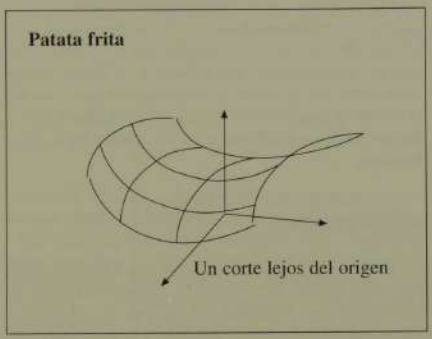


Figura 2.

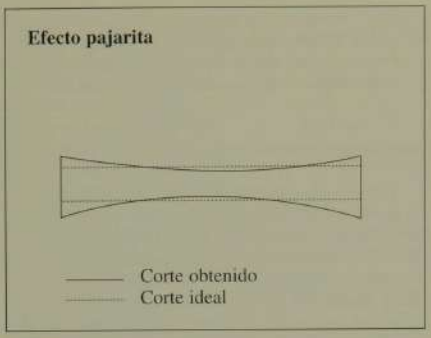


Figura 3.

fase, los voxels serán mal ubicados dentro de cada plano.

La distorsión originada por la falta de linealidad de los gradientes es proporcional a la magnitud de la variación en la pendiente de los mismos ya que debido a la ecuación 1:

$$\vec{\omega} = \gamma \cdot (\vec{B}_0 + G_x \cdot \vec{\chi}) \quad (2)$$

para un gradiente por ejemplo en el eje x. Variaciones en G_x producen variaciones proporcionales en $\vec{\omega}$.

Inhomogeneidades de campo magnético

Independientemente de su origen, las inhomogeneidades en el campo magnético originan variaciones en la frecuencia de resonancia que afectarán a la relación frecuencia-espacio. En consecuencia se producirá distorsión en la dirección del gradiente de selección de planos y en el de lectura pero no en la dirección del gradiente de diferencia de fase si estamos usando una técnica que use codificación en fase. Se clasifican en dos tipos:

- Intrínsecas al equipo de exploración, es decir, falta de homogeneidad en $\vec{B}_0$. El equipo de RMN debe producir un campo magnético intenso y altamente homogéneo pero por dificultades técnicas puede presentar ciertas inhomogeneidades que originarán distorsiones en la imagen si no se utiliza algún método de corrección.

- Producidas por el objeto/paciente. Serán las más problemáticas debido a que varían para cada objeto considerado.

En cuanto a las inhomogeneidades vinculadas al objeto destacaremos el desplazamiento químico y la perturbación originada por la introducción de un objeto compuesto de materiales de distinta susceptibilidad magnética (interfases).

Se llama **desplazamiento químico** a la variación en la frecuencia de resonancia que se observa entre los núcleos de hidrógeno en el seno de un mismo campo magnético pero con diferente entorno molecular. Así el campo magnético local al que estará sometido un núcleo de hidrógeno enlazado a átomos de carbono (moléculas lipídicas de los tejidos grasos) será diferente a aquel al que estaría sometido si estuviera enlazado a átomos de oxígeno (agua en los tejidos). En consecuencia se observará un desplazamiento de la imagen de estructuras con grasa con respecto al tejido sin grasa.

La **susceptibilidad magnética** χ es una propiedad que relaciona la magnetización que aparece en un objeto con el campo magnético externo aplicado:

$$\vec{M} = \chi \cdot \vec{B} \quad (3)$$

Dicha magnetización provoca perturbaciones en el seno del campo, por lo que distribuciones inhomogéneas de susceptibilidad originarán inhomogeneidades en el campo magnético aplicado.

Según algunos autores es una buena aproximación tomar la susceptibilidad de los tejidos blandos y de hueso trabecular igual a la del agua $\chi = -9 \cdot 10^{-6}$ y la del hueso cortical y cavidades aéreas igual a la del aire $\chi = 0$ (3). En las interfases de sustancias con diferente χ se producen por tanto distorsiones geométricas que se acentúan más para fronteras aire-hueso y aire-tejido del orden de 2,1 mm para 1,5 T (2). La diferencia es despreciable en fronteras hueso-tejido.

Figura 4.- *Para producir un salto en posición ha de variar más el campo magnético si el gradiente tiene más pendiente que si tiene menos.*

Sin embargo, las originadas por las inhomogeneidades son inversamente proporcionales a la magnitud del gradiente. Si hay más gradiente, para igualdad de intervalos espaciales se toleran mayores variaciones en B sin que se produzca cambio de localización (fig 4). Además, las inhomogeneidades introducidas por la susceptibilidad son proporcionales a la intensidad del campo magnético estático (Ecuac. 3). Entonces la distorsión será menor en equipos de intensidad de campo magnético más débil y siempre que se aplique el mayor gradiente posible. Como posible penalización hay que asumir una peor relación señal-ruido (4).

MÉTODOS DE CORRECCIÓN

Describimos a continuación varias técnicas utilizadas por diferentes autores para minimizar la distorsión espacial de las imágenes en RMN.

Corrección de las inhomogeneidades debidas a la máquina

La falta de linealidad de los gradientes y las inhomogeneidades ligadas al equipo pueden ser analizadas mediante maniquíes (1, 2, 5, 6). Se trata de dada una estructura geométrica conocida, realizar tablas de consulta precalculadas con maniquíes de calibración que corrijan la deformación que sufre y que será fija para cada punto del espacio debido a que son deformaciones que sólo dependen del equipo. Cuando se explore un paciente, introduciendo estas tablas en el programa de reconstrucción de imagen y siempre que esta posibilidad la contemple el equipo, la corrección será inmediata. Otro tipo de método de corrección para la falta de linealidad consiste en usar la exploración 3D que elimina las distorsiones del 2D exceptuando la aberración de barrilete. Esta última puede ser corregida mediante técnicas matemáticas de forma que pueden llegarse a incertidumbres de incluso 1 mm (2). Los artefactos asociados al 2D (patata frita y pajarita) no parecen tener un algoritmo de corrección eficaz debido a que los cortes no son contiguos en 2D y falta información para interpolar correctamente.

Otros autores adjudican las distorsiones producidas en el campo magnético del magneto e indirectamente las producidas sobre la linealidad del gradiente al fenómeno de las corrientes de remolino, que está ligado a la superconductividad. Proponen correcciones basadas en modelados de la distorsión producida en un plano mediante polinomios de dos dimensiones (7, 8).

Corrección de las inhomogeneidades debidas al objeto

Si las distorsiones espaciales son debidas a inhomogeneidades ocasionadas por el objeto/paciente a explorar, no podremos intentar corregirlas mediante el uso de tablas generales como en el caso anterior, sino que se usan tablas de consulta específicas del paciente. Algunos de ésos métodos se basan en:

Inversión del gradiente de lectura

Usa una imagen adicional por corte adquirida con un gradiente de lectura con pendiente opuesta al que se usa en la 1ª imagen. Así los desplazamientos debido a la inhomogeneidad del campo magnético que se producían en la localización de un punto en un sentido, se producirán en el sentido opuesto y en la misma magnitud con el 2º gradiente. Conociendo los dos desplazamientos el punto medio entre ellos nos dará la localización exacta (2, 3, 9).

Generación de una distribución de errores de campo

Se obtiene un mapa de campo magnético (2, 10) adquiriendo dos imágenes con tiempos de eco ligeramente diferentes y calculando la diferencia de fase entre las dos imágenes. Esta diferencia es proporcional a la frecuencia de resonancia del voxel considerado y con ello proporcional al campo magnético. Conociendo los factores de proporcionalidad, podemos conocer el valor del campo en cada punto como indica la ecuación (1). De esta forma tenemos un mapa de errores de la imagen. Este método no requiere demasiado tiempo de adquisición aunque se mencionen en la literatura problemas con el llamado desenvolvimiento de la fase que alargan el tiempo de verificación del mapa tomado. Algunos autores (2) describen precisiones de 1 mm una vez aplicada la corrección.

Método de separación agua-grasa

Se usa para corregir las distorsiones debidas al desplazamiento químico. La grasa puede ser suprimida en una imagen RMN gracias a que grasa y agua se comportan de forma diferente en la relajación post-excitación (T1, T2). De esta forma podemos eliminar la señal de desexcitación de la grasa y/o tejido y presentarlas en imágenes separadas y superpuestas pudiendo crearse imágenes libres de desplazamiento químico. En un mismo voxel de la imagen pueden cancelarse las señales de agua y de grasa combinando una excitación selectiva optimizada con técnicas de imagen de fase opuesta (11, 12).

Una técnica usada también para la separación de agua y grasa se basa en los llamados "sandwiches de ecos" (13). Entre dos ecos de gradientes se inserta un eco simple de RF. Los ecos de gradiente se usan

DISTORSIÓN ESPACIAL EN RMN			
Causa		**Magnitud**	**Corrección**
Falta de linealidad de los gradientes en 2D y 3D		–4 mm (20 cm FOV) (2) –4 mm (40 cm FOV) (17) –0,08% (20 cm FOV) (18)	–Altos gradientes (penalización: peor SNR) –Tablas de corrección basadas maniquíes
Inhomogeneidades intrínsecas de campo magnético ΔB_0		Proporcionales a ΔB_0 7 mm según (17) (1,5T)	–Modelado por polinomios de dos dimensiones
Inhomogeneidades de campo magnético debido al objeto	–Desplazam. Químico	1,5 mm (1,5T) (2)	–Inversión del gradiente de lectura –Supresión agua-grasa –Uso de sandwich de ecos
	–Susceptibilidad magnética χ	Para fronteras aire-tejido y aire-hueso 2,1 mm (1.5 T) Hueso-tejido 0,05 mm (2)	–Mapas de campo magnético –Fusión de imágenes CT y RMN

como en los dos primeros apartados para producir un mapa de campo magnético para cada paciente y para producir imágenes independientes de fase tras una corrección de la misma usando el mapa de campo. Para tener en cuenta las diferencias debidas a la distorsión geométrica entre la imagen del eco de radiofrecuencia y las imágenes obtenidas con los gradientes de eco se utilizan métodos que corrigen las mismas antes del cálculo de las imágenes de agua y grasa finales. De este modo se obtienen en un estudio simple la separación deseada incluso en presencia de inhomogeneidades de campo grandes.

Fusión de imágenes CT y RMN

Con este método aprovechamos la precisión espacial de las imágenes de Scanner (CT) y el excelente contraste entre tejidos blandos de las imágenes de RMN. Fusionando adecuadamente las dos imágenes del mismo objeto obtenemos una imagen de resonancia con gran precisión espacial (14, 15, 16). Además en la planificación de tratamientos podemos calcular distribuciones de dosis considerando la heterogeneidad de los distintos tejidos. En la bibliografía se citan desplazamientos tridimensionales del orden de 3 a 5 mm de la RMN comparada con las reconstrucciones CT (14).

A la hora de fusionar imágenes CT y RMN tenemos varias posibilidades para establecer referencias:

– A través de marcas externas al paciente. Se basan en un pequeño número de puntos, lo que conlleva una reducción inherente de la precisión.

– Técnicas de emparejamiento de superficie. Requieren la introducción manual para definir superficies análogas en ambas modalidades de imagen.

– Emparejando estructuras anatómicas del paciente que corresponden a conjuntos de puntos en cada imagen que no son idénticos.

Es esta última opción la que parece más apropiada pues no requiere la identificación de volúmenes individuales sino que la segmentación de las imágenes se hace de forma automática si imponemos unas condiciones. Estas técnicas consisten en extraer aquellos voxels situados en los bordes de los huesos del cráneo por ejemplo, tanto en las imágenes CT como en las RMN y segmentar y registrar cada pareja. Un programa lleva a cabo la optimización y como salida se obtienen los parámetros de la transformación idónea, la cual será un compendio de traslaciones, rotaciones y cambios lineales de escala en tres dimensiones. Se describen precisiones de 1 mm (13).

RESUMEN Y CONCLUSIONES

Según este análisis no sería conveniente utilizar las imágenes RMN para la planificación de tratamientos (especialmente aquellos que requieren una gran precisión), sin abordar previamente algoritmos de corrección de distorsiones.

Del mismo modo, los resultados que se obtendrían si se dispone de la posibilidad de fusionar imágenes CT y RMN podrían ser erróneos si no se realiza dicha corrección previa.

BIBLIOGRAFÍA

(1) S. Webb "The physics of medical imaging" Institute of physics publishing. 1988.

(2) T. S. Sumanaweera, J. R. Adler, S. Napel, G.H. Glover. "Caracterization of spatial distorsion in magnetic resonace imaging and its implications for stereotactic surgery". Neurosurgery 35 (4)(1994) 696-704

(3) M. A. Moerland, R. Beersma, R. Bhagwandien, H. K. Wijrdeman, C. J. Bakker. "Analysis and correction of geometric distorsions in 1,5 T magnetic resonance images for use in radiotherapy treatment planning". Phys. Med. Biol. 40 (1995) 1651-1664.

(4) T. S. Sumanaweera, G.H. Glover, S. Song, J. Adler, S. Napel. "Quantifying MRI geometric distortion in tissue". Magn. Reson. Med. 31(1)(1994) 40-47

(5) L. Brateman, L. W. Jennings, R. L. Nunnally, J. T. Vaughan. "Evaluation of magnetic resonance imaging parameters with simple imaging" Med. Phys. 13(4)Jul/Aug 1986.

(6) J. Rousseau, P. Clarysse, S. Blond, D. Gibon, C. Vasseur, X. Marchandise. "Validation of a new method for stereotactic localization using MR imaging". Journal of Computer Assisted Tomography, 15(2): 291-296, Mar/Apr. 1991.

(7) L. Schad, S. Lott, F. Schmitt, Sturm V., W.J. Lorenz. "Correction of spatial distortion in MR imaging: a prerequisite for accurate stereotaxy" Journal of Computer Assisted Tomography, 15(2): 291-296, Mar/Apr. 1991.

(8) L. Schad, H.H. Ehricke, B. Wowra, G. Layer, H.U. Kauczor, H.J. Zabel,G. Brix, W.J. Lorenz. "Correction of spatial distortion in MR angiography for radiosurgical treatment of cerebral arteriovenus malformations". Magnetic Resonance Imaging, 10(4)(1992): 609-621.

(9) K.J. Burchiel, T.T. Nguyen , B.D. Coombs, J. Szumoski. "MRI distortion and stereotactic neurosurgery using the Cosman-Roberts-Wells and Leksell frames." Stereotact Funct Neurosurg 66(1-3)(1996):123-136

(10) P. Jezzard ,R.S. Balaban. "Correction for geometric distortion in echo planar images from B0 field variations." Magnetic Resonance Imaging, 34(1)(1995): 65-73.

(11) J. Mao, H. Yan, W.W. Brey, W. D. Bidgood Jr. , J.J. Steinbach, A. Mancuso. "Fat tissue and fat suppression." Magnetic Resonance Imaging, 11(3)(1993): 385-393

(12) G.H. Glover, E. Schneider. "Three point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction". Magnetic Resonance Imaging, 18(2)(1991): 371-383

(13) W. Zhang, D.M. Goldhaber, D.M. Kramer. "Separation of water and fat MR images in a single scan at 0.35 T using sandwich echoes". Journal of magnetic resonance imaging. 6(6)(1996): 909-917

(14) Eben Alexander III et al. "Magnetic Resonance image-directed stereotactic neurosurgery: Use of image fusion with computerized tomography to enhanced spatial accuracy". J. Neurosurgery. 83 Aug (1995): 271-276

(15) Hanna M. Kooy et al. "Image fusion for stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatment planning" Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 28 (5),(1994): 1229-1234.

(16) D.S. Cohen, J.H. Lustgarten, E. Miller, A.G. Khandji, R.R. Goodman. "Effects of coregistration of MR to CT images on MR stereotactic accuracy". J. Neurosurgery. 82 May (1995): 772-779

(17) C.J. Bakker, M.A. Moerland, R. Bhagwandien, R. Beersma. "Analysis of machine-dependent amd object-induced geometric distortion in 2DTF MR imaging". Magnetic Resonance Imaging, 10(4)(1992): 597-608

(18) C. Derosier, G. Delegue, T. Munier, C. Pharaboz, G. Cosnard. "IMR, Distortion géométrique de l'image et stéréotaxie." J. Radiol, 72(6-7) (1991): 349-353.

❑

TESIS

Planificación de tratamientos en braquiterapia: desarrollo de un sistema automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC

Autor: **José Pérez Calatayud**

Directores: Prof. Facundo Ballester Pallarés y Prof. Santiago Millán Cebrián

Departamento: Pediatría, Radiología y Medicina Física. Universidad de Zaragoza.

Fecha de lectura: 25 mayo 1998

Resumen

Este trabajo se centra en el aspecto global de funcionamiento de los sistemas automatizados dedicados a la planificación de tratamientos (RTP) de Braquiterapia, una de las etapas fundamentales de la dosimetría clínica. Se analiza el estado actual y fundamentos de la dosimetría en este campo, así como la respuesta que diferentes sistemas de planificación comerciales dan a cada uno de los métodos estudiados. Se describen las limitaciones a que están sometidos los diferentes sistemas, proponiéndose un conjunto de características que debe reunir un RTP en Braquiterapia.

Y de acuerdo con estas características, este trabajo contribuye al desarrollo de un nuevo Sistema de Planificación, PCRT, procurando que tanto el algoritmo de generación, procedimientos de cálculo y estructura permitan una utilización ágil y fiable. Dado la conveniencia de su uso, se realiza una revisión bibliográfica de matrices de referencia de dosis para distintas fuentes radiactivas, y se aborda su adaptación para uso directo en los RTP y en particular en el Sistema PCRT.

Se ha desarrollado un método de cálculo de dosis basado en simulaciones por Monte Carlo, utilizando el código GEANT, con el que se han obtenido matrices de dosis para un conjunto de fuentes de uso extendido de las que no se disponía en la bibliografía de datos adecuados. La necesidad de que cualquier usuario de un Sistema de Planificación verifique los rangos de fiabilidad y precisión con que trabaja, ha conducido a desarrollar en este trabajo un programa general de aseguramiento de calidad en Sistemas de Planificación en Braquiterapia, tanto en la dosimetría clínica base como en los cálculos individualizados; parte del cual se aplica e incorpora a PCRT.

Para finalizar, se han desarrollado dos métodos de reconstrucción espacial de implantes en Braquiterapia utilizando exclusivamente imágenes obtenidas en Tomografía Axial Computarizada (TAC), haciendo uso tanto de las imágenes transversales como de los escanogramas ortogonales. Estos métodos se han incorporado a PCRT.

Los interesados pueden pedir la copia de la Tesis indicando el e-mail donde enviar el fichero a la dirección:

Facundo.Ballester@uv.es, o por correo a:

J. Pérez-Calatayud. Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Avda Campanar, 21. 46009 VALENCIA.

TESINAS

Radiosensibilidad de esferoides multicelulares

Autor: **Damián Guirado Llorente**

dguirado@hsc.sas.cica.es

Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario "San Cecilio" (Granada)

Directores: Antonio M. Lallera Rojo (Catedrático de Física Atómica, Molecular y Nuclear de la Universidad de Granada) y Mercedes Villalobos Torres (Profesora asociada de Radiología y Medicina Física de la Universidad de Granada).

Departamento: Física Moderna de la Facultad de Ciencias de Granada.

Fecha de lectura: septiembre de 1998

Resumen

El propósito de este trabajo es desarrollar un nuevo método para analizar la radiosensibilidad de los esferoides multicelulares estudiando sus formas de crecimiento tras la irradiación a diferentes dosis.

Comenzamos analizando el crecimiento de esferoides multicelulares de la línea celular MCF-7. El modelo empleado se basa en la ecuación de Gompertz, y se incluye un procedimiento de normalización a volumen inicial común, de modo que pueda efectuarse una comparación correcta entre las formas de crecimiento de los diferentes esferoides que constituyen la muestra. En el caso de esferoides irradiados, se añade un término adicional a la ecuación de Gompertz para describir la evolución de la población de

células esterilizadas por la radiación.

Entre las conclusiones de este trabajo cabe destacar las siguientes:

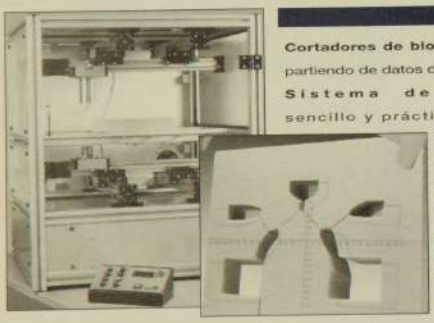
1.-El modelo general de crecimiento tras irradiación puede aplicarse a una gran variedad de situaciones distintas, tanto "in vivo" como "in vitro."

2.- Las fracciones de supervivencia, e incertidumbres asociadas, que se obtienen para dosis de hasta 3 Gy con este método, son comparables a las que proporciona el ensayo clonogénico en esferoides de la misma línea celular.

3.- El nuevo método permite el análisis del crecimiento de tumores experimentales con la mínima perturbación, ya que hace innecesarias las manipulaciones inherentes a otros ensayos tradicionales. También permite abandonar el empleo del tiempo de retraso, concepto ambiguo.

❑

POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN
Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



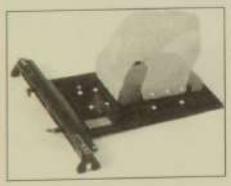
FABRICACIÓN DE MOLDES

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.

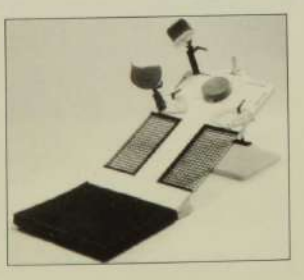
Bloques de poliestireno cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades. **Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento.** Pupitres con vibradores. **Placas y bandejas portamoldes.** Sistema de bloques satélites. **Materiales para bolus. Marcadores adhesivos.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



M. ATEUCA

Para mayor información, dirigirse a:

MCP IBERIA, S.A.

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

Miembro del Grupo de Compañías MCP

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.

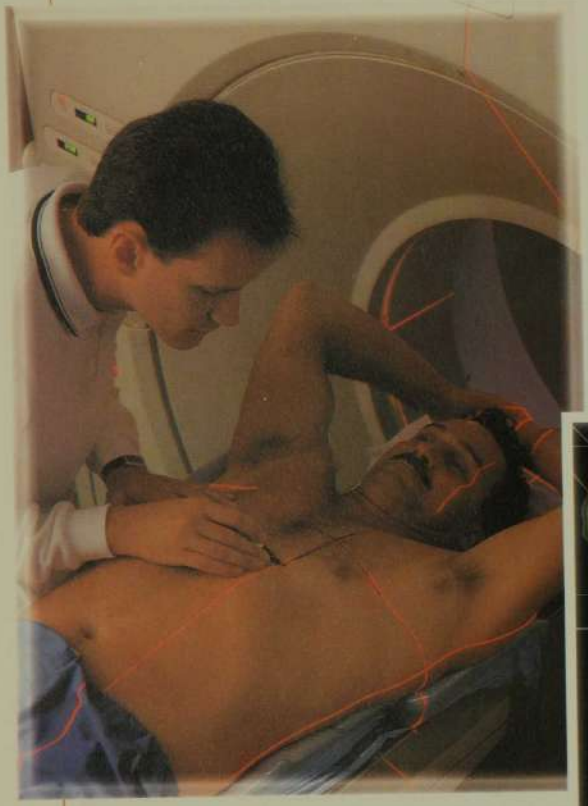
Juntos hacemos tu vida mejor.

PHILIPS

PHILIPS

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

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. *Socios 4.000 Pts, no socios 6.000 Pts.*

• **SEFM, nº 1a/1984** *"Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición".* SEFM y CDR 1984. *Socios 4.000 Pts, no socios 6.000 Pts.*

• **SEFM, 2/1987** *"Suplemento al documento 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 1987. *Socios 2.000 Pts, no socios 4.000 Pts.*

• **SEFM, 3/1989** *"Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)".* 1989. *Socios 1.000 Pts, no socios 1.500 Pts.*

• **SEFM 1/1991** *"Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 Diciembre de 1990".* Junio 1991. *Socios 500 Pts, no socios 1.000 Pts.*

• **SEFM, 1994** *"Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente".* 1994. *Socios 1.800 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **SEFM/SEPR/SEMN 1995** *"Borrador del protocolo nacional de control de calidad en la instrumentación de Medicina Nuclear: Tomo II: Procedimientos"* 1995. *No disponible.*

SEFM/SEPR 1996 *"Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico (Aspectos técnicos)".* 1996. *Socios 3.000 Pts, no socios 6.000 Pts*

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

• **LIBRO DE PONENCIAS DEL XI CONGRESO NACIONAL DE FÍSICA MÉDICA.** (1 Volumen), Valencia 1997. *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.* CD: *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **LIBRO DE PONENCIAS DEL X CONGRESO DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA.** (1 Volumen), Salamanca 1995. *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO DE PONENCIAS DEL IX CONGRESO DE SEFM TENERIFE 1993,** (2 Volúmenes. Libro de resúmenes). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS CONGRESO SEFM/SFPH. BIARRITZ 1992,** (1 Volúmenes. Libro de resúmenes). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS DEL VIII CONGRESO SEFM, SEVILLA 1991,** (1 Volumen). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS VII CONGRESO SEFM. OVIEDO 1989** (1 Volumen. Libro de resúmenes). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO DE CONFERENCIAS INVITADAS:** P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. VII Congreso SEFM, Oviedo 1989. *Socios 2.000 Pts, no socios 3.000 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS VI CONGRESO SEFM. BADAJOZ 1987** (1 Volumen). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS V CONGRESO SEFM. EL ESCORIAL 1985** (3 Volumen). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS IV CONGRESO SEFM. SAN SEBASTIÁN 1983** (2 Volúmenes). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS III CONGRESO SEFM. SITGES 1981** (Libro resúmenes). *Socios 2.000 Pts, no socios 3.500 Pts.*

• **LIBRO PONENCIAS II CONGRESO SEFM. JACA 1979** (1 Volumen). *Socios 3.000 Pts, no socios 4.500 Pts.*

(Continúa en la página siguiente)

(Viene de la página anterior)

• **LIBROS DE TALLERES DEL X CONGRESO SEFM. SALAMANCA 1995.** *Socios 1.800 Pts, no socios 2.500 Pts cada uno.*

1. **Taller de Radioterapia:** *"Protocolo español de dosimetría en radioterapia externa de alta energía: Aplicación práctica a una unidad de Cobaltoterapia".*
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".* (General Electric).

• **CURSO** *"Dosimetría de los haces de electrones".* SEFM, Sevilla 1994. *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **CURSO** *"Braquiterapia: bases físicas y dosimetría".* Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Facultad de Medicina de Zaragoza. SEFM. Zaragoza 1995. *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

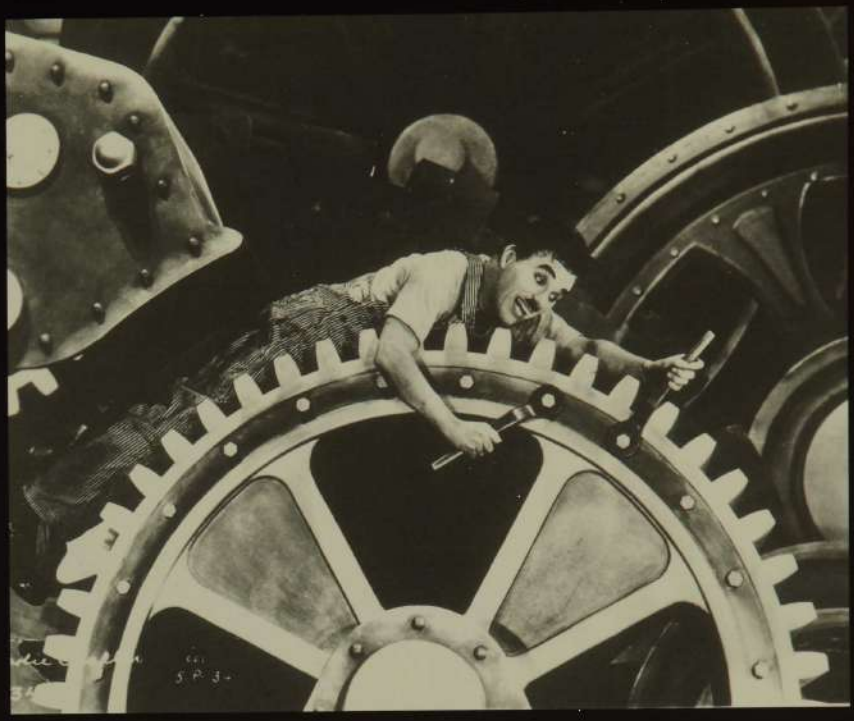
• **CURSO** *"Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia clínica".* Instituto Oncológico AERO/SEFM. San Sebastián 1995. *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **CURSO** *"Control de calidad de instrumentación en Medicina Nuclear".* Hospitales Universitarios La Paz y Ramón y Cajal. Madrid 1996. (Fascículos). *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **CURSO** *"Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia".* Valladolid 1997. *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **CURSO** *"Incertidumbre y tolerancias en la dosimetría en Radioterapia".* Oviedo 1997. (Disponible en pág. Web: http://med.unex.es/FisMed/sefm/cursoincertidumbres/titulo.html). *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*

• **CURSO** "Introducción a las técnicas de Monte Carlo en Física Médica". Barcelona 1997. *Socios 1.500 Pts, no socios 2.500 Pts.*



¿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.

© CHAPLIN / UNITED ARTISTS

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

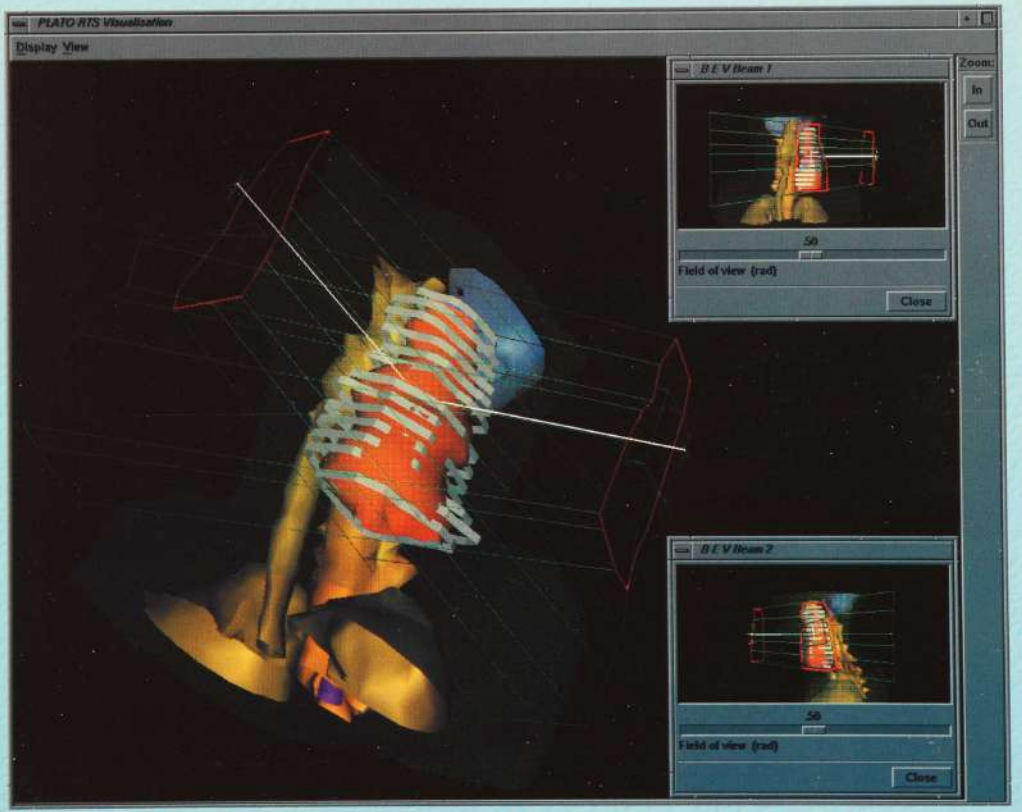
nucletron - Oldelft

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