

sefm

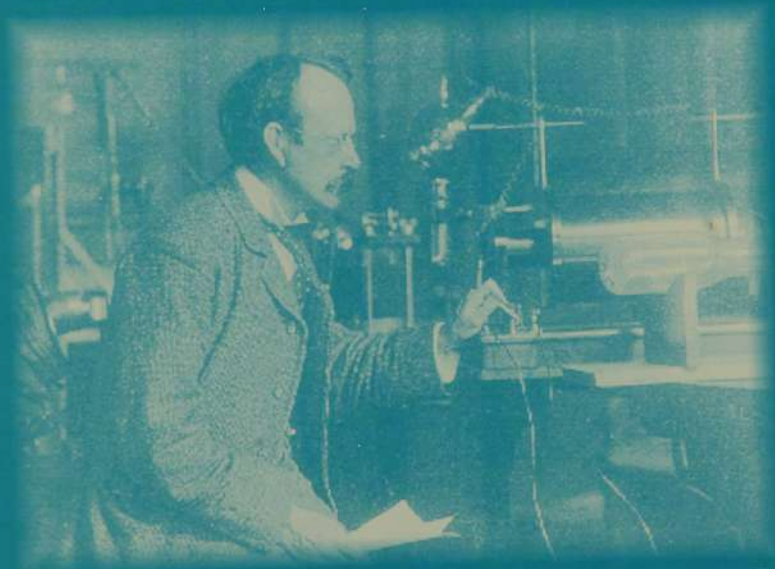


SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

miembro de la EFOMP y de la IOMP

BOLETIN SEFM

Nº4, 1997



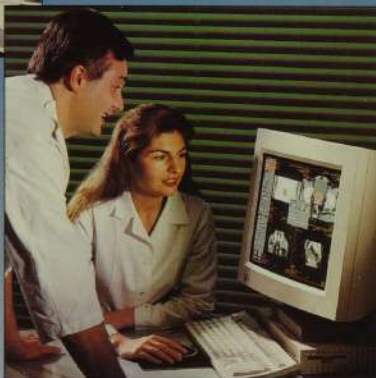


GE Medical Systems España



Ofrece una amplia gama de soluciones para la Radioterapia.

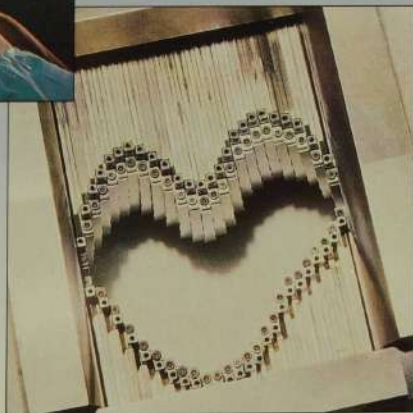
- ✓ Acelaradores de diversas energías y prestaciones.
- ✓ Simulación virtual.



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



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





JUNTA DIRECTIVA

Presidente:

Bartolomé Ballester Moll

Vicepresidente:

Arrate Guisasola Berasategui

Secretario:

Juan José Torres Escobar

Tesorero:

Bonifacio Tobarra González

Vocales:

Esther Millán Cebrián

Juan José Peña Bernal

Alberto Sánchez-Reyes

**BOLETIN
DE LA SOCIEDAD
ESPAÑOLA DE FISICA
MEDICA**

<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
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

Editorial..... 6

La Junta Directiva Informa

Normas para los cursos de perfeccionamiento de la SEFM.....	7
Cursos patrocinados por la SEFM previstos para este año	8
Calendario electoral	8
Altas y bajas de socios.....	8

Noticias

Carta de los residentes de Radiofísica	9
Documentos de normalización de la IEC	9
Publicaciones	10
Novedades legislativas.....	10

Artículo Invitado

Dosimetría Clínica en Braquiterapia, basada exclusivamente en TC. J. Pérez-Calatayud, F. Lliso, V. Carmona, J. Bea, A. Tormo, I. Petschen y E. Millán.....	11
--	----

Nota Técnica

Control de Calidad en Mamografía: Nuevos documentos de la Unión Europea y su repercusión en el Protocolo Español P. Morán y M. Chevalier	18
--	----



FANTOMAS ALDERSON



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



RAD-SURE ETIQUETAS DE IRRADIACIÓN DE SANGRE

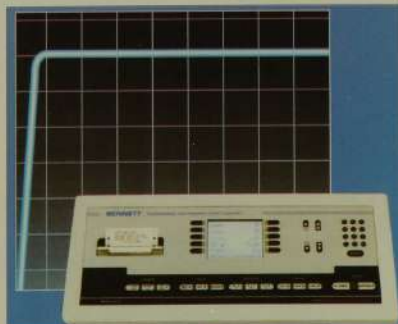
ISP RAD-SURE™	DATE: _____
25 Gy INDICATOR	NOT IRRADIATED
ISP TECHNOLOGIES INC.	OPERATOR: _____

¿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
Tel.: (91) 1 - 571 46 46
Fax: (91) 1 - 571 14 31

Castiello, 51
35004 Las Palmas de Gran Canaria
Tlf.: (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**



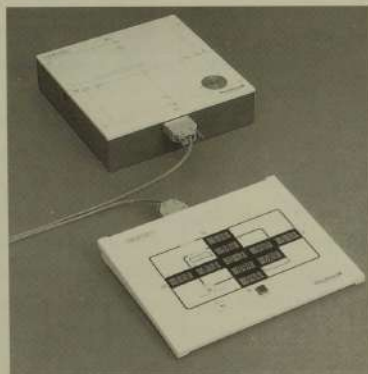
MEDIDORES RX
kV, dosis, mAs, tiempo

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.



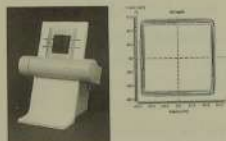
Cuba de agua
POSEIDON



Verificación diaria de aceleradores
HERMES



**MANIQUI DE AGUA
SOLIDA**



Film scanner
POSEIDON



Dosis en 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.

Editorial

La Junta Directiva de la SEFM desea manifestar su satisfacción por la publicación el pasado 1 de marzo del Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero, por el que se crea y regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Con este hecho, que para nuestra profesión podemos tildar de acontecimiento, se ve cumplido el deseo de prácticamente la totalidad de los miembros de nuestra Sociedad. Decimos prácticamente y no totalmente por cuanto, como toda obra humana, este documento puede adolecer de ciertos defectos que dejen insatisfechos a algunos socios.

De cualquier modo habría que resaltar que el laconismo de un documento no refleja, ni mucho menos, el entusiasmo, esfuerzo y disgustos que han ido almacenando muchos de nuestros colegas desde los inicios de esta profesión hasta el día de hoy, por conseguir que se hiciera realidad.

La propia Sociedad, aunque nacida en 1974, fue gestada por los pioneros de la Radiofísica Hospitalaria para poder canalizar todo aquello que diera cuerpo y consistencia a nuestra actividad profesional y, obviamente, con el deseo del reconocimiento tanto profesional como administrativo. Sería prolijo nombrar a todos y cada uno de los que han hecho posible este logro, sin embargo sabemos que están en la mente de todos nosotros y consideramos justo reconocer y agradecer, desde aquí, el trabajo y esfuerzo del que han hecho gala.

No podemos pensar que ya está todo hecho; queda aún mucho por recorrer. Sin ir más lejos, la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria tendrá que intervenir en el desarrollo de la aplicación del RD, correspondiéndole una ardua tarea que no tiene porqué ser completamente grata. Deseamos animar a dicha Comisión y adelantar la comprensión que, estamos seguros, les depararán los miembros de la SEFM.

Por otro lado, este espaldarazo administrativo a una labor que desde hace tanto tiempo es una realidad, debe servir para concienciarnos de lo que supone el reconocimiento de esta nueva especialidad en el ámbito hospitalario, presentando a unos profesionales capaces de aportar su cualificación a todas las áreas en las que se haga uso de las radiaciones y eliminando cualquier vestigio de servidumbre, que no colaboración, a otros especialistas.

Aunque a lo largo del proceso que ha llevado a la consecución de este reconocimiento nos hayamos encontrado con interlocutores de la Administración de distintas sensibilidades, sería injusto no manifestar nuestro agradecimiento a aquellos que entendieron y permitieron que nuestras pretensiones llegaran a buen fin.

Congratulándonos por la nueva situación, esperemos que ésta sirva de acicate y permita a los actuales y futuros profesionales ennoblecer la Radiofísica Hospitalaria.

La Junta Directiva

Normas para los cursos de perfeccionamiento de la Sociedad Española de Física Médica

Con el fin de facilitar la labor de organización de Cursos de Formación en el seno de la SEFM, así como de sistematizar su realización dado el interés que para todos suponen, la Junta Directiva de la SEFM ha acordado establecer unas Normas que presentamos a continuación. Estas Normas, que deberán ser tenidas en cuenta en lo sucesivo por posibles organizadores de cursos de este tipo, están abiertas a cualquier sugerencia de modificación por parte de algún miembro de la Sociedad. Esperamos vuestra colaboración.

La SEFM podrá desarrollar, en colaboración con instituciones académicas y sanitarias, las siguientes modalidades de formación continuada:

MODALIDADES

Dependiente de la duración y de su carácter teórico-práctico, las actividades se podrán encuadrar entre algunas de las siguientes:

M1.-Cursos de Formación Específica. Capacita para la obtención de títulos y/o licencias. Duración igual o superior a 40 horas lectivas. Se obtiene diploma acreditativo de participación y aprovechamiento expedido por alguna Institución académica (Universidad, Instituto de Estudios de la Energía, etc) y la Sociedad Española de Física Médica.

M2.-Cursos de formación continua, orientados a la ampliación, perfeccionamiento o actualización de conocimientos teórico-prácticos. Duración igual o superior a 24 horas lectivas. Se obtiene diploma acreditativo de participación expedido por la Sociedad Española de Física Médica.

M3.-Seminarios de perfeccionamiento, orientados a la ampliación, perfeccionamiento o actualización de determinadas técnicas. De cualquier duración. Se obtiene diploma acreditativo de participación expedido por la Sociedad Española de Física Médica.

M4.-Jornadas Científicas, orientadas al intercambio de información entre especialistas y a la resolución práctica de problemas en los centros de trabajo. De cualquier duración. Se obtiene diploma acreditativo de participación expedido por la Sociedad Española de Física Médica.

Los **Diplomas** acreditativos causarán constancia registral en un Registro de la SEFM, en análogas condiciones de identificación, custodia, certificación y carácter público de los registros oficiales, en concordancia con el artículo 7 del Real Decreto 1496/ 87, de 6 de noviembre.

NIVELES DE FORMACION

L. Titulados universitarios de segundo y tercer ciclos.

D. Titulados universitarios de primer ciclo.

T. Técnicos de Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear, Radioterapia y Laboratorios.

O. Otro personal (Auxiliares, celadores, etc).

SOLICITUD A LA SOCIEDAD DE FISICA MEDICA

1. Programa que se ofrece:

M1 - Curso de Formación Específica.

M2 - Curso de Formación Continua.

M3 - Seminario de Perfeccionamiento.

M4 - Jornadas Científicas/Profesionales

Nivel del alumnado:

M1 -L -D -T -O

M2 -L -D -T -O

M3 -L -D -T -O

M4 -L -D -T -O

L= Licenciados.

D= Diplomados.

T= Técnicos.

O= Otros.

2. Título del Programa:

3. Organización:

4. Director del Curso

Nombre:

Servicio o Departamento:

Centro de Trabajo:

5. Calendario

(fechas previstas)

Preinscripción de..... a.....

Matrícula de..... a.....

Comienzo.....

Terminación

6. Lugar de presentación de solicitudes de admisión y matrícula:

7. Lugar de celebración:

8. Alumnos previstos:

Nº. máximo:

Nº. mínimo:

9. Requisitos de Acceso:

Titulación necesaria exigible:

Otros Méritos:

10. Sistema de preselección:

11. Sistema de evaluación:

12. Objetivos:

13. Plan de Organización Docente

Materias y Créditos.

Unidad temática:

duración (horas) teórica

práctica.....

Total.....

Profesorado:

Apellidos y Nombre.....

Centro.....

horas.....

Confeccionar Encuestas a rellenar por parte del alumnado**MEMORIA ECONOMICA
INGRESOS**

1. Subvención prevista en el convenio o contrato
2. Tasas por matrículas alumnos
3. Otros Ingresos.....

TOTAL INGRESOS.....

GASTOS

1. Retribución del Profesorado
2. Desplazamiento y estancia del Profesorado

3. Material:.....
Inventariable.....
Fungible.....
Publicidad.....
Otros.....

Total.....

4. Gastos administrativos
5. Gastos del Centro
6. Becas:

Exención total de tasas

Exención parcial de tasas

Total.....

TOTAL DE GASTOS

Caso de producirse remanentes, se ingresarán en la cc n° de la Sociedad Española de Física Médica.

GASTOS PROFESORADO**Retribución**

DNI.....

Apellidos y Nombre.....

Total horas.....

Desplazamiento y Dietas

Nombre y Apellidos

Procedencia

Importe.....

PROPUESTA DE TASAS

Coste total de la matrícula:

Justificación de la propuesta:

**PROPUESTA
DE REMUNERACION
DEL PROFESORADO**

Remuneración por hora impartida:

Coordinador o Director:

Justificación de la propuesta:

El Director del Curso,
Fdo:V"B"
Junta Directiva de la SEFM.
Fdo:**Cursos patrocinados
por la SEFM
previstos para
este año**

Durante los días 16 y 17 de octubre se va a celebrar el curso "Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia", con un número de plazas equivalente a la capacidad del salón de actos del Hospital General de Asturias. Para obtener información, dirigirse a Javier Vivanco Parellada - José Fernández García, Sección de Dosimetría del Hospital General de Asturias.

- El próximo mes de noviembre del presente año se piensa celebrar en Barcelona (Facultad de Físicas y Hospital Clínico) un curso monográfico de 16 horas de duración (2 días) sobre "Aplicaciones del Método de Monte

Carlo en radiofísica". Los directores del mismo son: F. Salvat, JM Fernández-Varea (Universidad de Barcelona) y A. Sánchez-Reyes (Hospital Clinic de Barcelona). En dicho curso se tratarán el fundamento físico y la utilidad de los programas utilizados más frecuentemente (EGS4, ITS, ETRAN, PENELOPE). Asimismo se realizará un curso práctico con el código PENELOPE, desarrollado en la Universidad de Barcelona.

Calendario electoral

Según los Estatutos de la Sociedad, deben renovarse en la próxima Asamblea General los cargos de Vicepresidente, Secretario y un Vocal.

El calendario electoral es el siguiente:

- Recepción de candidaturas hasta el 15 de mayo.
- Proclamación provisional de candidaturas el 22 de mayo.
- Proclamación definitiva de candidaturas el 10 de junio.
- Voto por correo hasta el 17 de junio.
- Elección y escrutinio el 20 de junio.

**Altas y bajas
de socios****ALTAS:**

Fernando Almeida Novoa
Esther Angulo Páin
María del Carmen Costa Tur
M. Amor Duch Guillén
María Luisa Gálvez Ochoa

BAJAS:

Rosa María Aguado Bombín
Pere Carbonell Mitjans
Diego Gómez Vela
María Isabel López Echegoyen
Juan Villalba Moreno

Carta de los residentes de Radiofísica

Estimado Presidente de la Sociedad Española de Física Médica D. Bartolomé Ballester Moll. Nos dirigimos a usted José Javier Celeiro González y Eugenio Herrero Alonso, representantes de los residentes en la Comisión Nacional de la Especialidad de Radiofísica Hospitalaria y socios numerarios de la SEFM, rogándole que incluya la siguiente carta en el próximo número que publique la SEFM.

Esta carta sustituye a la que con anterioridad le envió Pedro Sánchez Galiano, del Hospital Central de Asturias. Pensamos que la aparición del RD 220/1997, por el que se crea el título de Especialista Radiofísico, introduce un nuevo marco en el cual surge esta carta. Por último, nos gustaría que apareciera firmada por el colectivo de residentes, puesto que la mayoría de los residentes nos han mostrado su acuerdo con las ideas que en ella se exponen.

En el colectivo de los residentes existe un cierto desencanto con la SEFM. Consideramos que esta Sociedad en ciertos aspectos no nos apoya lo suficiente.

En temas como la formación, la SEFM se ha comportado de forma ejemplar. Tal es el caso de los cursos de formación que ha organizado durante estos tres últimos años: Dosimetría de electrones en Sevilla, Braquiterapia en Zaragoza y Control de Calidad en Medicina Nuclear en Madrid. Temas que vienen a completar la formación que se recibe en la Unidad Docente.

Por otro lado, aspectos como nuestro futuro profesional dentro del campo de la Radiofísica no han sido recogidos de forma clara por SEFM. Esto puede ser comprensible pues el número de residentes apenas llega a 40 personas. Si bien es verdad que el colectivo

de Especialistas Radiofísicos Hospitalarios y futuros Especialistas Radiofísicos vía MIR se irá incrementando con los años, teniendo un mayor papel en el mundo profesional.

Durante estos tres últimos años se viene contratando a personas para desarrollar un trabajo de Radiofísico. Personas en general sin ninguna preparación previa o formación de postgrado relacionada con la labor de un físico en el ámbito hospitalario.

El colectivo de residentes aboga por que se cumplan fielmente las transitorias del Real Decreto 220/1997, de 14 de febrero (aparecido en el BOE el 1 de marzo), por el que se crea y se regula la obtención del título oficial de Especialista en Radiofísica Hospitalaria, en especial las que regulan el acceso de las personas que, cumpliendo los requisitos que establece el RD, lleven más de un año y menos de tres trabajando vinculados a instituciones sanitarias (al día 2 de marzo de 1997).

No nos negamos a que estas personas accedan al título de Especialista; simplemente pedimos que completen su formación en todas las áreas, tal como dispone la Disposición Transitoria Primera punto 2 apartado b: "Solicitudes que hubieran acreditado una experiencia entre uno y tres años, respecto a las que la Comisión dispondrá la realización de un período complementario de formación no superior a dos años".

Esperamos que se comprenda nuestra postura, que nace de personas que se han esforzado por entrar en la profesión, primero superando una prueba de selección nacional y más tarde desarrollando día a día su actividad.

A pesar de todo lo cual los residentes vemos con optimismo la profesión y creemos que la aparición del RD marcará un antes y un después.

Colectiva de Residentes

NOTA DE LA JUNTA DIRECTIVA

La SEFM ha apoyado decididamente, desde su fundación, la regulación de nuestro trabajo en el área hospitalaria, y en particular en los últimos años, ha dedicado gran parte de su actividad a la obtención de la Especialidad.

La SEFM es una Sociedad Científica que cumple un papel asesor de las Autoridades Científicas, Académicas y Sanitarias, y no puede imponer ni procedimientos administrativos ni plazos para su ejecución.

Documentos de normalización de la IEC

Relación de documentos de normalización de la Comisión Electrotécnica Internacional que CENELEC ha aprobado como normas europeas:

- Medical electrical equipment- Part 2: Particular requirements for the safety of patient contact dosimeters used in radiotherapy with electrically connected radiation detectors.

EN 60601-2-9:1996 (IEC 601-2-9:1996); diciembre 1996.

- Radiotherapy equipment-coordinates, movements and scales.

EN 61217: 1996 (IEC 1217: 1996); septiembre 1996.

- Medical electrical equipment- Part 2: Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators.

EN 60601-2-29: 1995/A1:1996 (IEC 601-2-29:1993/A1:1996) (sustituye a la HD 395-2-9:191989); diciembre 1996.

- Evaluation and routine testing in medical imaging departments Part 3-2: Acceptance tests- imaging performance of mammographic x-ray equipment.

pr EN 61223-3-2: 1996 (IEC 9

1223-3-2: 1996); diciembre 1996.

- Evaluation and routine testing in medical imaging departments Part 3-3: Acceptance Tests-imaging performance of x-ray equipment for digital subtraction angiography (DSA).

EN 61223-3-3: 1996 (IEC 1223-3-3: 1996); diciembre 1996.

Publicaciones

The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential)

Prepared by a Working Party of the IPEMB with the following members: S C Klevenha gen (Chair), R J Aukett, R M Harrison, C Moretti, A E Nahum and K E Rosser.

Phys. Med. Biol. 41 (1996) 2605-2625.

Se recoge en esta publicación de forma íntegra el nuevo protocolo para la determinación de la dosis absorbida para rayos X por debajo de 300 kVp, que recientemente ha aprobado el grupo de trabajo de la "Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology", del Reino Unido. En este nuevo protocolo se introducen cambios respecto a otros anteriores que se venían usando, HPA 1983 y IAEA 1987.

De forma resumida el nuevo protocolo se basa en:

- 1.- La determinación de la dosis absorbida se basa en el método de medir el kerma en aire.
- 2.- Emplear un factor de calibración de kerma en aire, N_K , para la cámara de ionización utilizada.
- 3.- Abandonar el uso del factor F , de conversión rad-roentgen, sustituyéndolo por la razón de los coeficientes másicos de absorción agua-aire, para convertir dosis aire a dosis en agua. Se recomiendan nuevos valores.

4.- Recomienda nuevos valores de factores de *backscatter*.

5.- Define tres rangos de energías separados, con procedimientos específicos para cada uno.

a) 0.5 - 4 mm Cu HVL, se recomienda cámara de ionización de dedal a la profundidad de 2 cm en agua.

b) 1.0 - 8.0 mm Al HVL, se recomienda calibración en aire con cámara de ionización cilíndrica y empleo de valores tabulados de factores de retrodispersión.

c) 0.035 - 1.0 mm Al HVL, cámara plano-paralela en la superficie de un maniquí.

E. Tobarra

The IPEMB code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 2 to 50 MeV based on the air kerma calibration.

Prepared by a Working Party of the IPEMB with the following members: D I Thwaites (Chair), D T Burns, S C Klevenhagen, A E Nahum and WG Pitchford.

Phys. Med. Biol. 41 (1996) 2557-2603.

Este informe contiene las recomendaciones del Comité de Dosimetría de Electrones de la "Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology", del Reino Unido. Las recomendaciones consisten en un Protocolo para la dosimetría de electrones para haces de radioterapia de energía inicial desde 2 hasta 50 MeV. Se basa en el uso de una cámara NE 2561/2611 calibrada en kerma-aire para 2 MV (Co-60), que se empleará como instrumento de referencia entre el laboratorio nacional y los hospitales en el R.U.

El protocolo utiliza el factor de la cámara $N_{D,w}$ que da la dosis absorbida en aire. Las cámaras elegidas son la CE2571 (tipo Farmer con paredes de grafito), que se calibra en un haz de fotones de megavoltaje, y tres cámaras plano-paralelas (NACP, Markus, Roos) para ser calibradas frente a la NE2571 en un haz de electrones de alta energía. El protocolo incluye las bases teóricas y tablas de datos de referencia.

E. Tobarra

Novedades legislativas

Real Decreto 414/1996, de 1 de marzo, por el que se regulan los productos sanitarios. (B.O.E. núm. 99, 24 abril 1996).

El Ministerio de Sanidad y Consumo con este R.D. desarrolla lo previsto en la Directiva del Consejo 93/42/CEE, relativa a los productos sanitarios, que deben ofrecer a los pacientes, usuarios y otras personas, un nivel de protección elevado y satisfacer las prestaciones asignadas por el fabricante.

Establece la *marca de conformidad CE* y la declaración de conformidad CE. Dicha marca deberá figurar de manera visible, legible e indeleble en el producto o en el envase exterior. Vendrá siempre acompañada por el número de identificación del organismo notificado responsable de la ejecución de los procedimientos de evaluación.

Para comercializar un producto sanitario se debe comunicar a la Dirección Gral. de Farmacia y Productos Sanitarios, que establecerá un registro al efecto. Esta comercialización afectará a todos los países y productos en el área comunitaria. Los productos importados desde terceros países no podrán comercializarse ni ponerse en servicio en España si no cumplen lo dispuesto en este R.D. Dentro de la clasificación de los productos sanitarios los equipos de Radiología y el registro de imágenes, entre otros, aparecen en el grupo IIa.

La Disposición Transitoria 1ª dispone que hasta el 14 de junio de 1998 se permitirá la comercialización y puesta en servicio de los productos con las homologaciones en vigor en la actualidad. La Disposición Derogatoria 1ª establece la misma fecha para derogar los Reales Decretos relativos a las especificaciones técnicas que deben cumplir los tubos de RX de ánodo giratorio, las mesas y los generadores de radiodiagnóstico médico, así como los aparatos radioquímicos, entre otros equipos de electromedicina.

E. Tobarra

DOSIMETRÍA CLÍNICA EN BRAQUITERAPIA, BASADA EXCLUSIVAMENTE EN TC

J. Pérez-Calatayud, F. Lliso, V. Carmona, J. Bea, A. Tormo, I. Petschen y E. Millán*

Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital La Fe. Valencia.

**Servicio de Física y P. R. Hospital Clínico. Zaragoza*

En este trabajo se presentan dos métodos de reconstrucción basados en la información obtenida mediante Tomografía Computarizada (TC). El primero de ellos se apoya fundamentalmente en sus cortes axiales y el segundo en las radiografías localizadoras o "scout views" (SV), ortogonales. Realizando una serie de comprobaciones y ajustes previos en el equipo de TC, es posible el uso de estos métodos para la reconstrucción de fuentes y de puntos de interés en Braquiterapia de manera sencilla y precisa. El método basado en los SV ortogonales es compatible con el uso de aplicadores metálicos y evita la utilización de la "caja" con marcas de referencia que viene utilizándose tradicionalmente en el simulador convencional. Ambos métodos se apoyan en el mismo sistema de coordenadas, lo que permite su utilización conjunta, aprovechando la información de TC disponible en cada caso y facilitando su incorporación en la rutina de la dosimetría clínica de Braquiterapia.

INTRODUCCION

Tradicionalmente, el cálculo para la dosimetría clínica en Braquiterapia (BT) está basado en la utilización de radiografías ortogonales con las que es posible diferenciar claramente entre el metal de los aplicadores y las fuentes, el hueso, el tejido blando, las cavidades de aire y las sondas con líquido de contraste. Mediante estas proyecciones no es posible la consideración individualizada del "Volumen Blanco", por lo que en los resultados del cálculo se valoran las distribuciones de dosis en planos fundamentalmente relacionados con las fuentes y las dosis en determinados puntos [1] que, localizados y calculados según procedimientos establecidos, intentan reflejar las dosis recibidas por el Volumen Blanco y los órganos críticos.

Aunque con más lentitud que en Radioterapia Externa (RTE), la llegada de la Tomografía Computarizada (TC) ha abierto el camino para conseguir también en BT unas relaciones más precisas entre estructuras y dosis. Estudios en los que se ha comparado la dosis en órganos críticos y Volumen Blanco utilizando la información de la TC, frente a la procedente de las radiografías ortogonales convencionales, en aplicaciones ginecológicas en las que se usan los aplicadores de Fletcher [2], muestran discrepancias importantes

[3-5], como pueden ser, por ejemplo, las mayores dosis en vejiga y recto utilizando la información de la TC. Con dicha información pueden observarse, además, aspectos del implante difíciles de constatar con el método ortogonal tradicional, como por ejemplo una eventual perforación uterina [6].

Tengamos presente, además, que mediante el uso de imágenes de TC se abre la posibilidad de realizar una planificación en tres dimensiones (3D) en BT. Al igual que el procedimiento que se sigue en la planificación de RTE, es posible contornear tanto el Volumen Blanco como los diferentes órganos de interés en cada corte de TC, pudiendo obtenerse la forma tridimensional de cada estructura; esto permitiría pasar de una BT de puntos discretos a un análisis de dosis en volúmenes, mediante histogramas dosis-volumen e índices de calidad que den cuenta del cubrimiento del Volumen Blanco y de la uniformidad de dosis, con los que pueda valorarse la efectividad y el riesgo de complicaciones del tratamiento de una forma más adecuada.

Los principales problemas, descritos en la literatura, que se presentan a la hora de utilizar las imágenes TC para BT, son:

- 1) La distorsión y los artefactos producidos en la 11

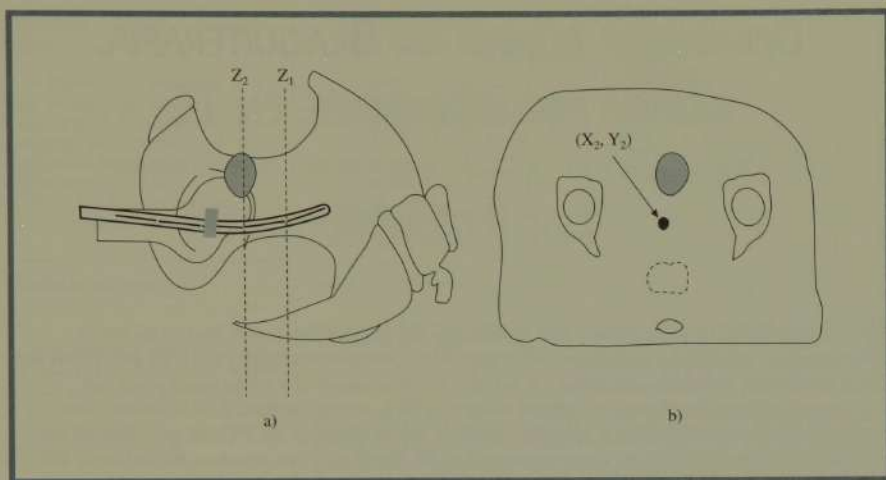


Figura 1. a) Esquema de un SV lateral con dos cortes programados en los extremos de una carga en los que quedan definidos los valores de Z. **b)** Obtención de las coordenadas (X,Y) en uno de los cortes transversales correspondiente a los extremos de la fuente.

imagen por los componentes metálicos de los aplicadores tradicionales. Algunos autores lo han resuelto utilizando aplicadores plásticos, en los que incluso los blindajes de protección vesical y rectal son, como las fuentes, de carga diferida [7].

2) El hecho de que los cortes transversales, en algunos tipos de planificaciones, no sean los óptimos para la valoración médica del implante [8]. Se ha intentado evitar esta limitación mediante varios métodos: a) Reconstrucción a partir de los cortes contiguos de TC, por contorno, al igual que se realiza en la planificación de la RTE, de cualquier estructura en 3D. b) Reconstrucción de una imagen en "grises" en cualquier plano a partir de un conjunto de imágenes transversales, en los sistemas de manipulación de imágenes recientes [9]. c) Una tercera solución, aportada por algunos autores, consiste en girar el brazo del TC para poder aproximarse más al plano de adquisición deseado, aunque esta modalidad compromete generalmente la reconstrucción espacial y obliga al uso de guías estereotácticas [10].

3) El tercer problema importante no es ya solamente la dificultad en conocer las coordenadas precisas de un plano adquirido o reconstruido para superponer sobre él la distribución de dosis, sino la insuficiencia de la utilización exclusiva de la información de la TC para reconstruir, completamente y con la precisión adecuada, el implante. Por ello hay autores que reconstruyen el implante por el método tradicional de radiografías orto-

gonales en el simulador convencional y trasladan después al paciente al TC, relacionando ambas adquisiciones mediante marcas externas en la piel [11, 12]. Pero creemos que en este procedimiento resulta complejo el mantenimiento de la adecuada precisión. Otros fijan la posición del paciente en ambas adquisiciones mediante el uso de guías estereotácticas. Finalmente, un tercer grupo de autores [13] reconstruye enteramente el implante utilizando la información de TC mediante cortes contiguos, cuidando de usar aplicadores completamente plásticos. Cuando se reconstruye de esta manera el problema aparecería en los casos de fuentes cuya dirección sea próxima a la del plano transversal.

Hemos estudiado dos métodos de reconstrucción basados tanto en los cortes transversales como en los escanogramas o "scout views" (SV) del TC, cuya descripción y análisis son el objeto de este trabajo.

MATERIAL Y METODOS

En TC queda establecido un sistema de coordenadas que normalmente se define con la coordenada Z en la dirección longitudinal de la mesa y con las coordenadas X,Y en los planos transversales, teniendo el origen en el isocentro, que debe coincidir con el centro del túnel. Estas coordenadas aparecen al utilizar cualquier herramienta o cursor en las consolas de visualización de las imágenes.

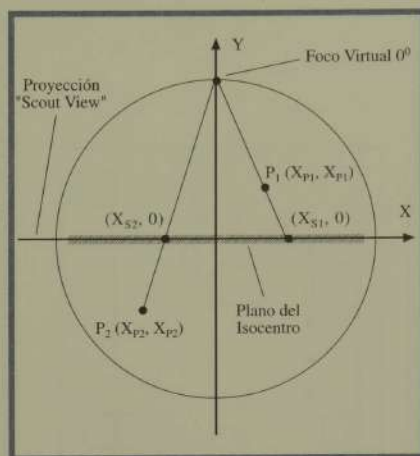


Figura 2. Proyección de los puntos P_1 y P_2 sobre el plano del SV a 0° .

Los SV en TC consisten en imágenes adquiridas por el conjunto de los detectores para una posición fija del tubo y un movimiento longitudinal continuo de la mesa. El haz está muy colimado en la dirección Z, no existiendo divergencia en esa dimensión, mientras que, en la dimensión perpendicular, en el plano XY, la imagen presenta la divergencia habitual de un tubo de RX. En la TC, estas imágenes se obtienen habitualmente para dos angulaciones ortogonales y su función fundamental es la de ser el medio de establecer el rango y la posición de los diferentes cortes a tomar en el proceso de adquisición.

Método de reconstrucción basado en los cortes transversales y en una de las radiografías localizadoras

Este método de reconstrucción de fuentes y puntos se realiza en dos etapas:

1º) Se obtiene un SV y sobre él se programan cortes en unos valores de Z perfectamente determinados, por ejemplo, sobre los puntos necesarios para reconstruir las cargas rectas y sobre aquellos puntos de interés que son visibles en esa proyección. Así pues, en este SV se fija la coordenada Z de los puntos (Figura 1a).

2º) Se realizan cortes transversales del mínimo espesor posible, normalmente menor o igual a 2 mm, sobre las posiciones programadas, tomándose las coordenadas X,Y del punto de corte de las cargas o de los puntos anatómicos de interés (Figura 1b). Estas dos coordena-

das, junto a la Z, que se había tomado en el SV, completan las posiciones de puntos y cargas reales en el espacio relativas al sistema de coordenadas del TC.

Método de reconstrucción basado en las radiografías localizadoras ortogonales

Hemos estudiado la posibilidad de utilización de las dos radiografías localizadoras ortogonales para la reconstrucción de fuentes y puntos en BT, como ha sido sugerido por Bridier y Dutreix.

Tras estudiar en un equipo de TC concreto (CT-Sytec de GEMS) el comportamiento de la divergencia transversal presentada por el SV resulta que, para un valor de Z dado, la imagen del SV consiste en una proyección sobre el plano del isocentro de todos los puntos siguiendo la divergencia del haz (Figura 2).

Se ha realizado un conjunto de diferentes pruebas para evaluar, tanto la viabilidad del método de reconstrucción utilizando los dos SV ortogonales como la consistencia con el sistema de coordenadas establecido, cuyos procedimientos y resultados vamos a describir a continuación.

Modelo de ajuste del foco virtual.

Para las medidas hemos utilizado un maniquí compuesto por dos planchas de PMMA situadas en planos paralelos; cada plancha tiene insertados pequeños cilindros metálicos de 1 mm de diámetro y 3 mm de longitud, dispuestos en dos filas perpendiculares formando una "L" (Figura 3a). En la Figura 3b, que muestra la imagen de un SV de este maniquí, se observa como la divergencia actúa solamente en la dirección transversal.

Las principales comprobaciones se han realizado para confirmar que:

- Los SV a 0° y 90° son perpendiculares.
- Los puntos de los focos virtuales pertenecen a las rectas $X=0$ (SV 0°) e $Y=0$ (SV 90°).
- Las coordenadas de los focos son iguales:
 $|XF| = |YF| = R$.
- Las coordenadas del isocentro son $X_i=0$, $Y_i=0$, siendo la distancia al foco virtual, desde el isocentro, la misma en ambos SV.
- La coordenada Z es real y con idéntico valor en ambos SV en cualquier posición del túnel.
- Los planos de SV y los cortes transversales son perpendiculares.

El procedimiento que se ha utilizado para obtener la posición del foco virtual, a partir de imágenes SV del maniquí, se muestra en la Figura 4. Los valores resultantes de las lateralizaciones aparentes L de puntos con

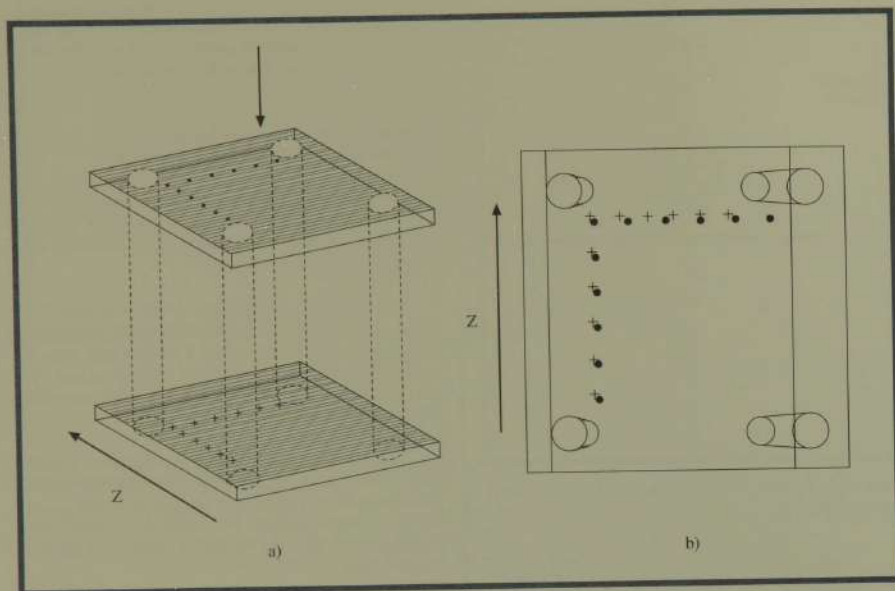


Figura 3. a) Esquema del maniquí utilizado, en el que los puntos del plano inferior se han indicado con cruces. b) Imagen de un SV del maniquí a 0°, en el que se observa la coincidencia de las marcas en ambos planos en dirección longitudinal y la divergencia en el transversal.

lateralizaciones reales l y distancias al plano del isocentro d , para un conjunto de puntos distribuidos por todo el túnel, se han ajustado a la expresión:

$$\frac{L}{R} = \frac{l}{(R + d)}$$

Así, se ha obtenido, para el equipo CT-Sytec, un radio virtual R de 518 ± 2 mm, y puede reproducirse cualquier punto real en cualquier posición del túnel con una precisión del milímetro.

Esta geometría se mantiene muy estable en el tiempo, como es lógico por tratarse de TC. Hemos comprobado esta constancia durante un periodo superior a tres años, utilizando los resultados del control diario que se realiza en el equipo de TC, que está incluido en el programa de aseguramiento de la calidad de la cadena de simulación virtual; en dicho control uno de los parámetros chequeados es la anchura, medida en el SV, de un maniquí centrado en el origen de coordenadas mediante sistema de láse-

Algoritmo de reconstrucción.

Una vez que se conoce la posición de los focos virtuales, con coordenadas $(0, Y_v)$ para el SV a 0° y coordenadas $(X_v, 0)$ para el SV a 90° con $X_v = Y_v = R$, es posible conocer la posición real de un punto en un plano de determinado valor de Z , a partir de sus coordenadas en los SV ortogonales. El procedimiento general se recoge en la Figura 5. Las coordenadas reales de un punto (X_p, Y_p) se calculan a partir de la intersección de las siguientes rectas: por un lado la que une su proyección sobre el plano $Y=0$ en el SV a 0°, con coordenadas $(X_s, 0)$ y el foco virtual con coordenadas $(0, Y_v)$; y por otro la que une la proyección en el SV a 90° $(0, Y_s)$ y el foco lateral $(X_v, 0)$. Quedando expresado en las ecuaciones:

$$\frac{(Y_p - 0)}{(X_p - X_v)} = \frac{(0 - Y_v)}{(X_v - 0)}$$

$$\frac{(Y_p - Y_v)}{(X_p - 0)} = \frac{(Y_s - 0)}{(0 - X_v)}$$

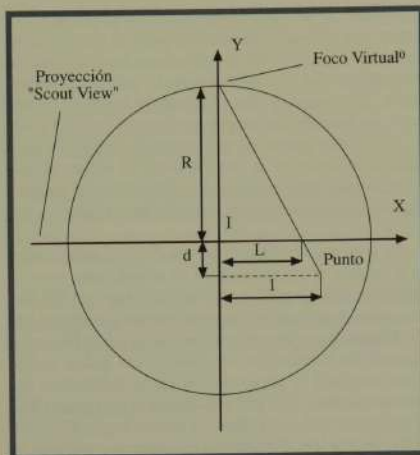


Figura 4. Esquema del procedimiento para la obtención del radio virtual.

Consideración de los puntos protocolizados.

Existe una serie de puntos protocolizados que se establecen en las radiografías ortogonales convencionales, de los que se realizan los cálculos de las dosis que se relacionan tanto con el Volumen Blanco como con órganos críticos involucrados. Un conjunto importante de estos puntos se define basándose en distancias, ya sea desde estructuras anatómicas determinadas o desde el aplicador o fuentes insertadas.

Como hemos visto, los SV se caracterizan por esa deformación especial en la que la dimensión longitudinal es real, pero no así la transversal. Esto impide que sobre ellos se puedan realizar medidas para localizar los puntos de protocolo comentados, como se acostumbra a realizar tradicionalmente corrigiendo su magnificación en las radiografías ortogonales.

Para resolver este problema es posible realizar una serie de algoritmos muy simples, en los que se recogen las relaciones analíticas tanto con la geometría del implante como con referencias anatómicas, permitiendo la obtención de la posición de estos puntos protocolizados a partir de otros auxiliares identificables en los SV.

De esta manera se obtiene, de una forma sencilla y rápida, los puntos habituales en BT ginecológica como son los "puntos A" [15-17], los "puntos B" [18], los puntos en las superficies de los aplicadores vaginales, los puntos de dosis rectal relacionada con los ovoides [19] y los puntos del trapecio de Fletcher. También mediante algoritmos sencillos es posible determinar las coordenadas de

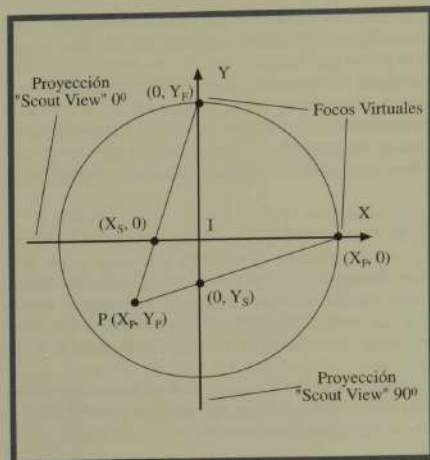


Figura 5. Obtención de las coordenadas reales del punto P mediante el algoritmo de reconstrucción.

las fuentes dentro de los colpostatos que no son visibles en las proyecciones; en estos algoritmos se contempla fácilmente la relación entre las geometrías de fuente y aplicador.

RESULTADOS

En este apartado se indica la estimación de la precisión de los dos métodos de reconstrucción descritos.

Con el maniquí ya mencionado se realizaron reconstrucciones con ambos métodos; las primeras utilizando el SV para determinar las coordenadas Z, seguida de la toma de cortes de 2 mm de espesor para (X,Y), y las segundas mediante el método de los dos SV ortogonales. Los resultados confirmaron la coincidencia de las coordenadas reconstruidas por ambos métodos con las reales, siendo las diferencias inferiores al milímetro.

Hemos comprobado, utilizando el método de propagación de errores, que el valor del error en la determinación de la posición de un punto en los SV, se traduce en el mismo valor del error en las coordenadas reales del punto reconstruidas por el algoritmo.

Por otra parte se ha estimado el error asociado a fijar la posición de un extremo de carga en los SV, debido a su resolución, resultando ser menor de 0.5 milímetros en medidas realizadas, por diferentes personas, utilizando independientemente las herramientas de ampliación y manejo de grises.

DISCUSION

Con la utilización del primer método de reconstrucción descrito se presentan dos problemas. El más impor-

tante ocurre en BT ginecológica cuando el implante contiene colpostatos u ovoides vaginales, en los que, además de su propia pared metálica, existen dos bloques de tungsteno junto a los extremos de la carga, cuyo fin es la protección de la vejiga y del recto. Esto provoca un elevado nivel de artefacto que impide obtener la información necesaria de los cortes de TC, además de no permitir que se vean los extremos de las cargas dentro del colpostato en el SV.

El segundo problema ocurre cuando la fuente a reconstruir presenta direcciones próximas a las del plano de corte de TC, ya que en estos casos aparece en la imagen una "mancha" elíptica de dimensiones excesivas que introduce incertidumbre en el establecimiento del punto correspondiente para las coordenadas X,Y.

Estos problemas no se presentan en la reconstrucción por el método de los SV ortogonales, del que cabe destacar las siguientes consideraciones.

Dado que la posición de los focos es fija, no es necesario calcularla en cada aplicación, por lo que se evita el uso de la caja con las referencias tradicionales. Además, la geometría de reconstrucción se mantiene estable, ya que es una característica fundamental de la TC. La constancia de estas condiciones se verifica mediante un conjunto de controles muy simples.

Los SV tienen menor resolución que las radiografías convencionales típicas y, además, la resolución no es la misma en el sentido longitudinal que en el transversal [20]. No obstante este problema no ha sido obstáculo para su utilización en BT, ya que la resolución es suficiente en la mayoría de los casos para determinar la forma y posición de fuentes, aplicadores y estructuras anatómicas involucradas. Esta calidad de resolución puede ser especialmente crítica con fuentes muy delgadas como los hilos de Ir-192, aunque suelen distinguirse sin problemas. Téngase en cuenta que la calidad de las imágenes puede optimizarse mediante la manipulación del nivel y rango de los grises, permitiendo fijar las condiciones para visualizar las estructuras de interés. Esto es especialmente útil en las proyecciones laterales de las pelvis, en las que frecuentemente, por su gran espesor, son críticas las condiciones de adquisición.

El posicionamiento es el mismo que el adoptado en la adquisición de TC para la RTE, por lo que se facilita una posible sumación de las dosis de la RTE de la BT al ser fácilmente relacionables colocando al paciente para ambas adquisiciones, según las mismas marcas cutáneas.

El hecho de que la coordenada Z sea la misma en las dos proyecciones facilita la reconstrucción de puntos que se ven con dificultad en una de ellas. Esta ventaja es además muy útil en la reconstrucción de fuentes curvas, como es el caso de los hilos de Ir-192, ya que dicho hecho permite que su descomposición en pequeñas fuentes rectas se

realice con sus extremos homólogos en las dos proyecciones, simplificando considerablemente el algoritmo de reconstrucción. No existe el problema que se presenta en la reconstrucción clásica utilizando la "caja" y las radiografías ortogonales en BT, en donde las rectas que unen los focos virtuales con las proyecciones de los puntos en las radiografías pueden no intersectar en el espacio, complicando el algoritmo de reconstrucción al utilizar la distancia mínima entre las rectas. En el algoritmo del SV tendrán estas rectas siempre un punto de intersección.

La principal ventaja de este método de reconstrucción es la de usar el mismo sistema de coordenadas para el algoritmo de SV y para el conjunto de cortes con TC. De este modo, la aplicación puede reconstruirse mediante los SV, y las dosis pueden evaluarse en los cortes de TC, tanto tomando las coordenadas de puntos sobre dichos cortes como mediante la superposición de la distribución de dosis sobre ellos. Esto puede realizarse con cualquier tipo de aplicador, incluso metálico, ya que en la práctica clínica se observa que el problema del ruido por artefacto, a causa del metal, queda limitado a los cortes que abarcan a los colpostatos con bloques de tungsteno para la protección vesical y rectal. A otros niveles del aplicador metálico se produce cierta distorsión, aunque no se perturba la imagen considerablemente, permitiendo la visualización de las estructuras necesarias. En cualquier caso, podría obviarse esta limitación utilizando aplicadores de plástico rígido, con un material de alta densidad para las protecciones que pueda introducirse de forma diferida.

La posibilidad de reconstruir a partir de los SV facilita la correlación de la dosis en los puntos tradicionales, obtenidos por proyecciones ortogonales, con las distribuciones de dosis proporcionadas por la TC. Existen por otra parte puntos de referencia protocolizados que difícilmente pueden determinarse sólo a partir de los cortes de TC, como son los puntos del trapecio de Fletcher, mientras que con la posibilidad de integrar la información de los SV ortogonales su determinación se realiza fácilmente.

Cualquiera de los dos métodos de reconstrucción descritos podrá utilizarse, seleccionando uno u otro en función de las características y condiciones del implante -por ejemplo, daríamos preferencia al descrito en segundo lugar si usásemos aplicadores ginecológicos con tungsteno- lo que no es óbice para poder utilizar ambos en un mismo caso aprovechando las particularidades y ventajas de cada uno de ellos.

CONCLUSIONES

Consideramos que en cualquier modelo de TC, realizando una serie de comprobaciones y ajustes preliminares, es posible el uso de los dos métodos descritos para la reconstrucción de fuentes y puntos en BT. Ello se realiza de manera sencilla y precisa sin necesidad de utilizar el simulador convencional y la caja auxiliar.

La deformación característica de los SV no impide la determinación de los puntos tradicionales de protocolo en BT. El uso de algoritmos simples, en donde se recogen las condiciones analíticas de los puntos respecto al aplicador o estructuras anatómicas, permite su determinación sencilla y rápida. Es posible utilizar este procedimiento incluso usando aplicadores metálicos.

Toda la información obtenida en los cortes de TC se utiliza conjuntamente con la información obtenida por los SV ortogonales, ya que están definidas en el mismo sistema de coordenadas.

Mediante los métodos descritos se introduce, en la rutina de trabajo de un Departamento, la dosimetría clínica de BT con el uso exclusivo de la información de TC.

REFERENCIAS

1. ICRU Report 38, Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology, 1985.
2. Fletcher GH: Squamous cell carcinoma of the uterine cervix. *Textbook of Radiotherapy*. pp: 720-773. Ed: Lea and Febiger. Philadelphia, 1980.
3. Schoepfel SL, La Vigne ML, Martel MK, McShan DL, Fraas BA, Roberts JA: Three dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: analysis of ten cases and implications for dose specifications. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1994; 28: 277-283.
4. Kapp KS, Stueckelschweiger GF, Kapp DS, Hackl AG: Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: results of orthogonal film, TLD, AND CT-assisted techniques. *Radiother. Oncol.* 1992; 24: 137-146.
5. Sewchand W, Pempree T, Patanaphan V, Whitney N, Heidtman B, Scott R: Value of multi-planar CT images in interactive dosimetry planning of intracavitary therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1982; 8: 295-301.
6. Schoepfel SL, Fraas BA, Hopkins MP et al.: A CT compatible version of the Fletcher system intracavitary applicator: clinical application and 3-dimensional treatment planning. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1989; 17: 1103-1109.
7. Weeks KJ, Dennet JC: Dose calculation and measurements for a CT compatible version of the Fletcher applicator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1990; 18: 1191-1198.
8. Bridier A, Dutreix A: Recent developments in Brachytherapy dosimetry. *Changes in Radiotherapy*. pp: 20. Ed: K. Rotte and J. Kiffer. Nurnberg, 1989.
9. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Tormo A, Pesudo C, Petschen I: Practical use of orthogonal films and/or 3D CT-assisted techniques in interstitial and endocavitary brachytherapy. *Annual Brachytherapy Meeting GEC-ESTRO*. York. 1995.
10. Philips TL: Meeting "CT simulation in Radiotherapy" Jani S.K. *Med. Phys. Publ.* 1993.
11. Herskovic A, Lee S, Padikal T: Utilization of the computed tomography scanner in interstitial dosimetry. *Radiology*. 1980; 135: 781-782.
12. Hayes JK, Moeller JH, Leavitt DD, Davis RK, Harnsberger HR: Computed tomography treatment planning in IR-192 brachytherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1991; 22: 181-189.
13. Roy JN, Wallner KE, Harrington PJ, Ling CC, Lowell LA: A CT-based evaluation method for permanent implants. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1993; 26: 163-169.
14. Pérez-Calatayud J, Carmona V, Lliso F, Bea J: Periodic tests in a quality assurance program established for the equipment of a virtual simulation chain. *15th Annual ESTRO Meeting*. Vienna.
15. Chassagne D, Gerbaulet A, Dutreix A, Cosset JM: Utilisation pratique de la dosimétrie par ordinateur en curiethérapie gynécologique. A propos de 1200 cas étudiés de 1968 à 1976 à l'institut Gustave Roussy. *J. Radiol. Electrol.* 1977; 5: 387-393.
16. Chassagne D, Horiot JC: Proposition pour une définition commune des points de référence en curiethérapie gynécologique. *J. Radiol. Electrol.* 1977; 58: 371-373.
17. Brickner TJ: Patterns of Care Study Newsletter 1990-1991. *American College of Radiology*. Philadelphia PA. 19. 107, 1991.
18. Tod MC, Meredith WI: Treatment of cancer of the cervix uteri-a revised "Manchester method". *Br. J. Radiol.* 1953; 26: 252-257.
19. Potish RA: The effect of applicator geometry on dose specification in cervical cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1990; 18: 1513-1520.
20. Galvin JM, Sims C, Dominiak G, Cooper JS: The use of digitally reconstructed radiographs for three dimensional treatment planning and CT-Simulation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1994; 31: 935-942.

CONTROL DE CALIDAD EN MAMOGRAFIA: Nuevos documentos de la Unión Europea y su repercusión en el Protocolo Español

P. Morán y M. Chevalier.

Física Médica, Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. U.C.M.

La Unión Europea ha publicado durante el año 1996 dos documentos que tienen una especial relevancia en el control de calidad de las unidades de mamografía. El primero de ellos es una revisión de las *Directrices Europeas para el Control de Calidad de los Programas de Screening de Mama* (1) surgida como consecuencia

lógica de la aplicación del protocolo europeo en diversos programas de screening. El segundo, es el "*Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía*" (2), elaborado con el objetivo de armonizar las diferentes metodologías de estimación de dosis en mama propuestas en los protocolos nacionales.

Las modificaciones más destacables introducidas en el Protocolo Europeo se recogen en la tabla dada a continuación. En algunos casos, las modificaciones suponen una disminución de las tolerancias, mientras que en otros se cambia la forma de expresar dichos valores. Así, en la nueva versión se opta por dar las tolerancias de algunos parámetros (desviación y reproducibilidad de la tensión y parámetros relacionados con el control automático de exposición (CAE) y chasis) en términos absolutos para evitar ciertos desajustes y/o confusiónismo en los cálculos. Por ejemplo, la tolerancia del 4% para la desviación de la tensión equivalía en la práctica a admi-

CONTROL	PARAMETROS	PROT. ESP.	PROT. CE/96
GEOMETRIA	<i>Alineación campo de radiación-película</i>	$\leq \pm 3$ mm lado tórax $\leq \pm 5$ mm en el resto	≤ 5 mm lado tórax Cubrir el resto
CALIDAD DEL HAZ: TENSION	<i>Desviación</i>	$\leq \pm 4\%$ (para 26 - 30 kV)	$< \pm 1$ kV (para 25 - 31 kV)
	<i>Reproducibilidad</i>	$\leq \pm 2\%$	$< \pm 0,5$ kV
RENDIMIENTOS	<i>Valor</i>	—	> 30 $\mu\text{Gy/mAs}$ (sin compresor, a 1 m)
TASA DE DOSIS	<i>Valor</i>	—	$> 7,5$ mGy/s (sin compresor, a DFP)
CAE	<i>DO+B+V en el SD=0</i> <i>DO/paso del SD</i>	$> 1,2$ $\pm 15\% \pm 20\%$	1,3 - 1,8 $\leq 0,20$ DO
	<i>Reproducibilidad a corto plazo</i> <i>Reproducibilidad a largo plazo</i> <i>Comp. con el espesor y la tensión</i>	$\pm 5\%$ (en DO y mAs) — $\pm 10\%$ (en DO)	$\pm 5\%$ (en mAs) $< \pm 0,20$ DO $\pm 0,15$ DO
CHASIS	<i>Diferencias de sensibilidad entre cartulinas</i>	$\leq 10\%$ (en DO)	$\leq 0,20$ DO (diferencia entre el máximo y el mínimo)
	<i>Diferencias de absorción entre chasis</i>	Intervalo de exposiciones $\leq 10\%$	Intervalo de exposiciones $\leq 5\%$
PROPIEDADES DEL SISTEMA	<i>Kerma-aire en la superficie del maniquí en condiciones de referencia (DO = 1+B+V)</i>	< 12 mGy, 45 mm PMMA	≤ 10 mGy, 40 mm PMMA ≤ 12 mGy, 45 mm PMMA ≤ 20 mGy, 50 mm PMMA

tir diferencias entre el valor medido y el nominal de 1 kV para las tensiones más bajas y de 1,2 para las más altas. La tolerancia en términos relativos de los incrementos de densidad óptica por paso (DO/paso) del selector de densidades (SD) del CAE, hacía que para incrementos absolutos iguales, las variaciones relativas dependiesen del paso seleccionado. Con respecto al CAE, en la versión revisada se hace hincapié en que la DO debe ser la preferida clínicamente cuando el selector de densidades (SD) esté en la posición central. Los valores típicos dados para esta DO indican la tendencia general a aumentarlos. Por otro lado, en el control del CAE se introduce la medida de la exposición para poder diferenciar entre desajustes del CAE o del generador.

En el "Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía" se proponen métodos para estimar los valores de dosis y dosis glandular promedio a partir de

muestras de pacientes y utilizando maniqués estándar. Facilita la comparación de resultados de diferentes programas nacionales o regionales al proporcionar factores que posibilitan el paso de un protocolo a otro, incluido el español. Las tolerancias del Kerma aire en la superficie de entrada dados en ambos protocolos europeos se dan para tres espesores de PMMA (ver Tabla) a fin de obtener el valor del Kerma para espesores distintos sin más que interpolar y también para diferentes valores de DO.

BIBLIOGRAFIA

1. C.E. EUR 14821 EN. 2nd ED. 1996
2. C.E. EUR 16263 EN (1996)



POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

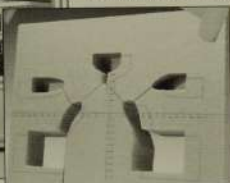
FABRICACIÓN DE MOLDES

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**. **Púlpitos con vibradores**. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.

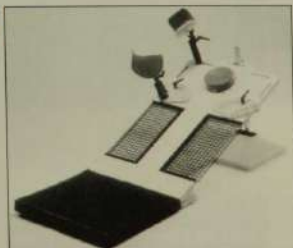
Materiales para bolus. **Marcadores adhesivos**. **Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.



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:



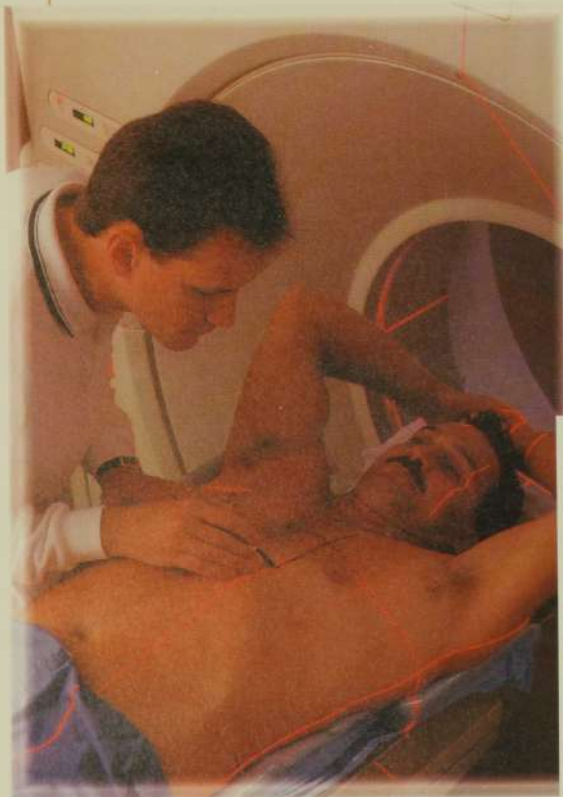
MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

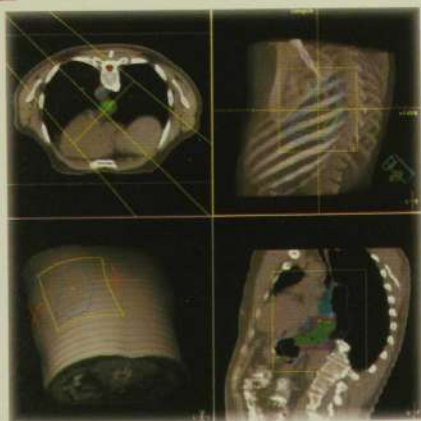
Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid Teléfonos (34-1) 669 41 82/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24

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
Radioterapia actualmente existentes

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

 **PICKER**



**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

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.



med

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 isodosas en 2D y 3D.
- Distribución de isodosas sobre registros de rayos X y de CT.
- Manipulación gráfica de planos de isodosas.
- 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

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.



nucletron - Oldelft

Nucletron da soluciones en:

- Braquiterapia
- Planificación de Radioterapia
- Simulación
- Radiocirugía

PLATO Radiotherapy Treatment Planning System

The Anatomy of a 3D Treatment Plan

