

Volumen 1

Número 1

2000



Sumario

Carta del Presidente

Editorial 81

Artículos científicos

Investigación sobre artefactos de movimiento y otras incertidumbres durante densitometría ósea de neonatos empleando absorciometría de energía dual de rayos X 83

D.J. Rawlings, E. Guibelalde, E. Vaño, R.J. Cooke, J. Hetherington

Determinación experimental del núcleo de convolución para el estudio de la influencia del tamaño del detector en la dosimetría de campos pequeños 91

F. García Vicente, J.M. Delgado, C. Peraza

Relación entre dosis y edad en las exploraciones pediátricas de tórax AP/PA y columna total 97

A. Gracia, E. Guibelalde, E. Vaño, J.M. Fernández, L. González

Estudio de la variación en la respuesta de distintas películas radiográficas con la profundidad y el tamaño de campo 101

J.C. Ruiz Rodríguez, A. González López, F. Lliso Valverde, V. Carmona

Meseguer, J. Roselló Ferrando, J. Pérez Calatayud, F. Ballester Pallarés

Informe

Necesidades metrológicas en braquiterapia. Soluciones a corto, medio y largo plazo 107

A. Brosed, J. Pérez Calatayud, J. Vivanco

Revisión técnica

Detector plano de rayos X de selenio para Fluoroscopia y Radiografía Digital 112

H. Asahina

Programa de Formación Continuada de los Profesionales (FCP) Especialistas en Radiofísica Hospitalaria 119

El Buzón de la SEFM 125

Reseña bibliográfica 129

Agenda 134

Listado de publicaciones 142

Carta del Presidente

La existencia de determinadas realidades necesita de un desvelo continuo, de un delicado cuidado y de una adecuada alimentación. La REVISTA DE FÍSICA MÉDICA es una de estas realidades, a la que además le dedicamos parte de nuestros sueños e ilusiones, pero que requiere de sus afiliados, de todos nosotros, artículos y notas científicas, revisiones bibliográficas, comentarios profesionales y cualquier otra manifestación de interés para nuestro colectivo.

Debemos potenciar la cultura de la publicación en nuestra revista como expresión del trabajo que desarrollamos y del nivel científico que existe en España y en otros países hermanos de Iberoamérica.

Con esta intención la Junta Directiva de la SEFM está promoviendo el reconocimiento profesional a los mejores artículos y se han iniciado los pasos para introducir nuestra REVISTA DE FÍSICA MÉDICA en las bases documentales de mayor prestigio para que los artículos contenidos en ella figuren en los fondos bibliográficos internacionales.

Podéis comprobar que con el esfuerzo inicial de algunos compañeros vamos a comenzar con la Docencia Continuada Acreditada por el Ministerio de Sanidad. Su coordinación por la Comisión de Docencia y las directrices de la EFOMP, nos obliga a la adopción de unas normas de juego consensuadas y de una reglamentación interna sensata, seria y pautada.

El XIII Congreso Nacional de la Sociedad, a celebrar en Málaga a finales de junio, nos avisa ya con su proximidad y con las fechas límites para presentar los trabajos e inscripciones. Los Comités Organizador y Científico del Congreso tienen un arduo trabajo que debemos apoyar al máximo. Por ello os animamos a participar, en la seguridad de que vuestras iniciativas de apoyo constituirán un importante soplo de oxígeno y alegría para nuestros compañeros de Málaga y como resultado final un éxito más de la SEFM.

Por último, en sintonía con estas fechas de entrada real en el nuevo milenio, la Junta Directiva desea que el desarrollo de la Sociedad Española de Física Médica se muestre en los éxitos de todos sus socios y que el nivel científico y profesional sea el parámetro de referencia de nuestra profesión en el siglo XXI.

Feliz Navidad y entrada de año para todos.

Manuel Fernández Bordes

Probablemente, cuando este número de la REVISTA DE FÍSICA MÉDICA llegue a las manos de sus lectores, habrán finalizado las discusiones sobre el final del siglo y todos seremos conscientes de haber entrado definitivamente en otro milenio.

Mientras tanto el Comité de Redacción quiere agradecer a todos los miembros de la Sociedad Española de Física Médica y a otras personas ajenas a la misma la cordial acogida que han dispensado al número cero.

Bien es verdad que esto no hubiera sido posible sin la calidad de los trabajos que se presentaron, a cuyos autores va dirigida también nuestra gratitud, y sin el apoyo de la Junta Directiva de la Sociedad, principalmente de su Presidente, cuyo interés y dedicación han sido fundamentales en la gestación de este proyecto.

Animados por las expresiones de apoyo recibidas presentamos esta nueva publicación cuyos contenidos se ajustan más al esquema que definimos en el editorial del número cero.

Hemos contado con la aportación de artículos, notas técnicas, informes de los grupos de trabajo y una reseña bibliográfica. Además en este número tienen cabida, dentro del BUZÓN DE LA S.E.F.M., comentarios sobre los cursos a los que han asistido los socios, algunos de ellos becados por la propia Sociedad y que pueden ser de interés general, ya que tratan de cuestiones de tanta actualidad como la "Modulación de Intensidad en Radioterapia", el "Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz del Cáncer de Mama", PET, etc.

Dentro de esta misma sección, incluimos un comentario sobre la utilización de los términos SPECT o SPET en Medicina Nuclear y la validez de cada uno de estos términos, que nuestro compañero Rafael Puchal, experto en esta materia, ha accedido amablemente a redactar.

Esperamos que el BUZÓN sea un punto de encuentro que sirva para comunicar a los demás noticias interesantes, para aclarar dudas o plantear cuestiones que requieran un consenso, como algunos aspectos de nuestra terminología. ¿Es admisible utilizar un anglicismo como "fantoma" cuando disponemos de la palabra maniquí? ¿Por qué en algunas publicaciones de Radioterapia se habla de "débito" de dosis, traduciendo alegremente el "dèbit" francés, cuando tenemos el término tasa de dosis? Hay un sinfín de temas de debate.

No quisiéramos que la amplitud excepcional de los trabajos presentados en el número cero hiciese desistir a los posibles autores de enviar trabajos de menor extensión, que probablemente serán los más habituales en nuestra publicación. Por ello instamos a todas las personas interesadas los hagan llegar con antelación suficiente para que se pueda constituir un fondo bibliográfico que permita cumplir con los requisitos de toda publicación científica que se precie.

En la preparación de este número no ha habido tiempo para solicitar el arbitraje de consultores científicos, pero esperamos subsanar este error en el futuro con vuestra ayuda. Es muy importante que los trabajos y colaboraciones se reciban con antelación suficiente para tener preparados los contenidos de un número cuando se estén corrigiendo las galeras del anterior.

Finalmente, creemos que esta revista nos va a permitir estar al día de los trabajos e inquietudes de la Junta Directiva y equipos de trabajo de la Sociedad, reflejados en las cartas del Presidente, de los preparativos de Congresos y Reuniones Científicas y de todos aquellos sucesos que contribuyan al buen entendimiento entre profesionales de la Física Médica.

Con la esperanza de que nuestra actividad científica crezca durante el próximo año y que en el plano personal éste sea de PAZ, FELICIDAD Y ALEGRÍA, os deseamos una Feliz Navidad.

Investigación sobre artefactos de movimiento y otras incertidumbres durante densitometría ósea de neonatos empleando absorciometría de energía dual de rayos X

D.J. Rawlings*, E. Guibelalde**, E. Vaño**, R. J. Cooke***, J. Hetherington*

*Regional Medical Physics Department, Newcastle General Hospital, Westgate Road, Newcastle-upon-Tyne, NE4 6BE, UK.

**Dpto. de Radiología (Física Médica). Facultad de Medicina. Universidad Complutense, 28040, Madrid, Spain.

***Department of Paediatrics, Royal Victoria Infirmary, Newcastle-upon-Tyne, UK.

Resumen

El rastreo in vivo del esqueleto humano, empleando absorciometría de energía dual de rayos X (DEXA) se emplea para la determinación de la densidad mineral ósea (BMC), contenido mineral óseo (BMC) o composición de tejido blando. En el presente trabajo se revisa la validez de los procedimientos de barrido DEXA aplicados a neonatos y se cuantifica la incertidumbre asociada a los movimientos del recién nacido durante la adquisición.

Summary

In vivo scanning of the human skeleton by dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) in order to carry out non-invasive total body or regional assessments of bone mineral density (BMD), bone mineral content (BMC) or soft tissue composition. This paper reviews the validity of the DEXA scanning procedure as applied to neonates and in particular attempts to quantify the uncertainty caused by movement of the baby during the scan.

Introducción

El rastreo in vivo del esqueleto humano, empleando absorciometría de energía dual de rayos X (DEXA)^{1,2}, con el propósito de realizar determinaciones no invasivas, locales o de cuerpo entero, de la densidad mineral ósea (BMC), contenido mineral óseo (BMC) o composición de tejido blando tiene un interés creciente en diversas especialidades clínicas como la geriatría, endocrinología, ginecología y reumatología. Tiene relevancia especial para aquellos pacientes a los que por su estado pudiera existir un riesgo agravado de fracturas por una osteoporosis primaria o secundaria. La técnica implica un barrido al paciente en pincel o en abanico con un haz de rayos X de pequeño espectro y la detección de la radiación emergente con una matriz de detectores de estado sólido. El movimiento de "scanning", tanto de la fuente como del detector, sobre la región de interés permite obtener un mapa digital de atenuaciones comparable a las imágenes de rayos X convencionales e incluyendo información cuantitativa. En las aplicaciones DEXA, se emplea una técnica de encendido rápido que utiliza dos kV permitiendo una determinación cuantita-

tiva del tejido blando y óseo de forma separada. Los equipos DEXA están precalibrados por el fabricante para tejidos blando y óseo estándar⁵ y la estabilidad se mantiene gracias a una serie de dispositivos, tales como la inclusión de una rueda de calibración consistente en un mecanismo instrumental con segmentos alternativos de material equivalente a hueso, material equivalente a tejido y aire. Aunque la técnica se desarrolló inicialmente para el seguimiento de la osteoporosis degenerativa, también se emplea en neonatos, en los que, como resultado de un nacimiento prematuro o por otras causas, existe sospecha de un incremento de riesgo de desarrollo retardado.

A diferencia de los procedimientos con rayos X convencionales, la imagen DEXA y la cuantificación no tiene lugar instantáneamente. Un examen DEXA neonatal, con técnica de haz en pincel puede, con la tecnología actual, requerir hasta 12 minutos para su conclusión. Aunque es probable que los recientes desarrollos acorten este período considerablemente, no es menos cierto que es previsible que los artefactos por movimientos del paciente continuarán siendo una fuente significativa de incertidumbre en los exámenes

de neonatos con DEXA. Ello se debe a que normalmente se realizan sin sedación, generalmente tras una toma de alimentos. Cuando se aprecian dichos artefactos es posible reiniciar la adquisición; sin embargo, si el movimiento persiste, es preciso abandonar las medidas. Es probable que se produzca un cierto número de casos en los cuales las adquisiciones se completen de forma no óptima con un número variable de artefactos por movimiento.

En el presente trabajo se revisa la validez de los procedimientos de barrido DEXA aplicados a neonatos y, en particular, intentar cuantificar la incertidumbre asociada a los movimientos del recién nacido durante la adquisición. El trabajo se desarrolla con el soporte de un comité de ética para la aprobación de pruebas clínicas actualmente en desarrollo en Newcastle-upon-Tyne^{3,4}. Hasta la fecha se han analizado con la metodología DEXA, la densidad mineral ósea, el contenido mineral óseo y composición corporal en más de 150 neonatos prematuros con un seguimiento de cuatro adquisiciones durante el primer año de vida.

Material y Método

Se realizaron adquisiciones de cuerpo entero de un maniquí que simula un neonato en condiciones similares a las empleadas en la práctica clínica. El equipo DEXA empleado es un densitómetro óseo Hologic QDR 2000 (Waltham, Mass, USA) con versión de software para análisis infantil 5.60P, y operación en el modo de haz en pincel. Para esta aplicación se emplea una técnica de barrido con oscilaciones laterales e incrementos longitudinales del haz colimado de radiación, consiguiéndose de este modo una reconstrucción y cuantificación gradual de la imagen. De cara a confirmar la exactitud del equipo, definida como la diferencia en tanto por ciento de la magnitud medida (por ejemplo BMD = bone mineral density) y una determinación independiente de dicha magnitud, el funcionamiento del equipo se comparó con un estándar de calibración internacional para densidad ósea⁸, resultando de dicho proceso un buen acuerdo entre las medidas. Los pacientes se simulaban con un maniquí de neonatos heterogéneo y antropomórfico (Interlatvija Corporation, Riga, Latvia) que responde al tamaño y composición similar a la de un bebé de tres meses. La radiación característica del equipo se optimizó para uso pediátrico añadiendo un filtro especial de aluminio suministrado por el fabricante, con el efecto de modificar tanto la calidad como la intensidad del haz incidente en toda la zona escaneada.

Para realizar el barrido, la camilla del escáner se sitúa en la posición inicial, quedando el área de análisis cubierta con el papel de material absorbente comercial

Tabla 1. Criterios y opciones para la clasificación de las imágenes asociadas a 50 exámenes DEXA seleccionados al azar de neonatos.

Criterio de ensayo	Opciones
Dirección del movimiento	Lateral, longitudinal, ambos, ninguno
Zona anatómica	Cabeza, brazos, piernas, cuerpo entero
Amplitud del movimiento	0,1-10 mm, 11-50 mm, 50-100 mm, >100 mm
Tipo de movimiento	Único, aislados, continuos

("Benchkote"). El maniquí de calibración se coloca en un borde del área de escaneado según las indicaciones del fabricante. El maniquí antropomórfico se coloca en posición supina sobre la superficie de barrido, paralelo al eje largo de la camilla, con la cabeza a 2 cm de separación del punto de inicio del barrido. Las adquisiciones se realizan con el maniquí estacionario y en condiciones de simulación de movimiento del paciente.

Se empleó un dispositivo robotizado controlado por ordenador (PAMOSITO, "patient motion simulated test object")¹⁴, desarrollado por miembros del grupo de Física Médica de la Universidad Complutense y el Grupo de Microelectrónica del CIEMAT, para manejar el maniquí y simular diferentes estados de movimientos del paciente. Se simulaban movimientos longitudinales (es decir paralelos al eje del paciente) y laterales. Dichos movimientos del paciente se superponen al movimiento normal del haz en pincel respecto al paciente.

Una vez seleccionado el eje correspondiente de movimiento, el programa de control del robot desarrollado utiliza como entrada de datos los siguientes parámetros: velocidad máxima de movimiento (en mm s^{-1}), amplitud máxima de la oscilación y aceleración máxima (en mm s^{-2}).

Con objeto de establecer las condiciones más apropiadas para el ensayo se analizaron y clasificaron las imágenes asociadas a 50 exámenes clínicos de recién nacidos prematuros seleccionados al azar según los criterios que se indican en la tabla 1.

La amplitud de movimiento para la simulación se estableció midiendo con una regla la extensión del movimiento observado sobre la imagen y convirtiendo dicho dato a movimiento real de la parte anatómica correspondiente, considerando una magnificación fija para el procedimiento DEXA. El tipo de movimiento se clasificó según el siguiente esquema: (1) movimiento único, (2) movimiento formado por múltiples movimientos aislados distinguibles, (3) movimiento formado por múltiples movimientos continuos indistinguibles unos de otros. Las figuras 1 y 2 presentan ejemplos de adquisiciones con y sin artefactos de movimiento.

Los parámetros de entrada al robot se establecieron de modo que la máxima amplitud del movimiento y su velocidad fueran tales que se completara una oscilación

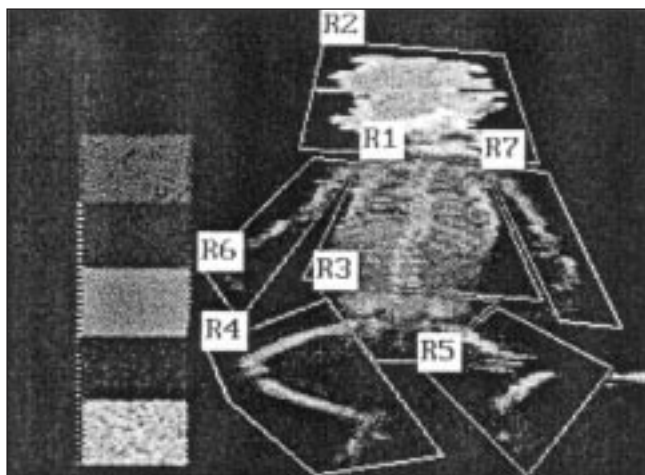


Figura 1. Ejemplo de una adquisición DEXA con artefactos de movimiento. R1 a R7 corresponden a las regiones de interés para las adquisiciones numéricas.

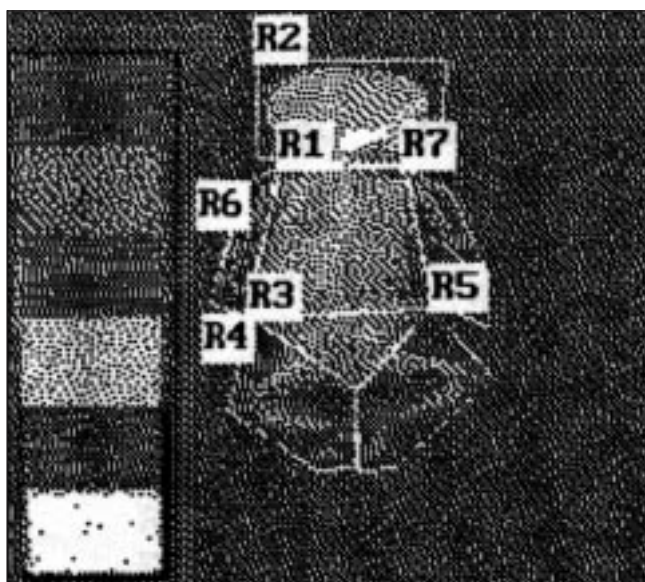


Figura 2. Ejemplo de una adquisición DEXA sin artefactos de movimiento. R1 a R7 corresponden a las regiones de interés para las adquisiciones numéricas.

completa del paciente simulado en cada pasada del brazo del barrido.

Tras realizar la simulación con movimiento, todas las adquisiciones del maniquí se analizaron anotando para cuerpo entero BMD (densidad mineral ósea), BMC (contenido mineral óseo) y área ósea. Los resultados se clasificaron respecto al tipo de artefacto causado por movimiento, velocidad del movimiento y amplitud de movimiento para un amplio rango de condiciones típicas encontradas en la práctica real con pacientes. Los resultados se compararon con los valores de precisión para una adquisición con el maniquí estático y con las incertidumbres que pueden considerarse normales en el ensayo clínico. Para el maniquí estático, simulando un recién nacido sin artefactos por movimiento, se efectuaron cin-

co adquisiciones sin recolocar el maniquí. Las medidas de la precisión se obtuvieron para el peso total, masa ósea, densidad ósea, masa de tejido muscular y masa de tejido graso. La precisión se define en este trabajo como el coeficiente de variación (cv) para la magnitud en cuestión. A menos que se especifique lo contrario, cv se toma como la desviación estándar dividida por la media.

Resultados

Previamente, se efectuaron las calibraciones iniciales del equipo DEXA por parte del fabricante y los ajustes del programa de garantía de calidad. Una comparación de las medidas locales de BMD, BMC y área ósea respecto a estándares internacionales de densidad ósea⁵, demostró un acuerdo global dentro de un 1% para las densidades óseas y tamaños representativos de una columna lumbar en adultos. Esta tolerancia está dentro de las especificaciones del instrumento y de acuerdo con los datos para este tipo de ensayo.

Empleando el maniquí de neonatos, los coeficientes de variación para las diferentes magnitudes medidas fueron: 0.5% (peso total), 4.2% (masa ósea), 4.0% (densidad ósea), 5.3% (masa tejido muscular) y 20% (masa tejido graso). Estos resultados están basados en cinco adquisiciones del mismo maniquí sin recolocación entre cada adquisición.

La clasificación de las imágenes a partir de la muestra de 50 adquisiciones indicaron que la mayoría de los artefactos (82%) fueron causados por movimientos laterales (es decir, perpendiculares al eje del paciente). Algunas imágenes (8%) mostraron una componente adicional de movimiento longitudinal y en una minoría (20%) los artefactos por movimiento no fueron discernibles. Artefactos en las áreas correspondientes a las piernas, cabeza y brazos se observaron respectivamente en un 48%, 44% y 34% de los casos. En un 20% de las imágenes se observaron artefactos indicando movimientos en todas las zonas, incluyendo el tronco. El movimiento es en general continuo, aunque en algunos casos (20%) puede observarse un movimiento único aislado. De entre aquellas imágenes que mostraron un artefacto por movimiento distinguible, la máxima amplitud de movimiento resultó ser de 10 con un valor medio de 2.8 cm.

Los resultados de las simulaciones de los movimientos de los pacientes empleando el maniquí antropomórfico de neonato se indican en las figuras 3 a 8, para diferentes situaciones.

Discusión

La exactitud de las magnitudes DEXA para el caso de neonatos típicos no se ha determinado directamente ya

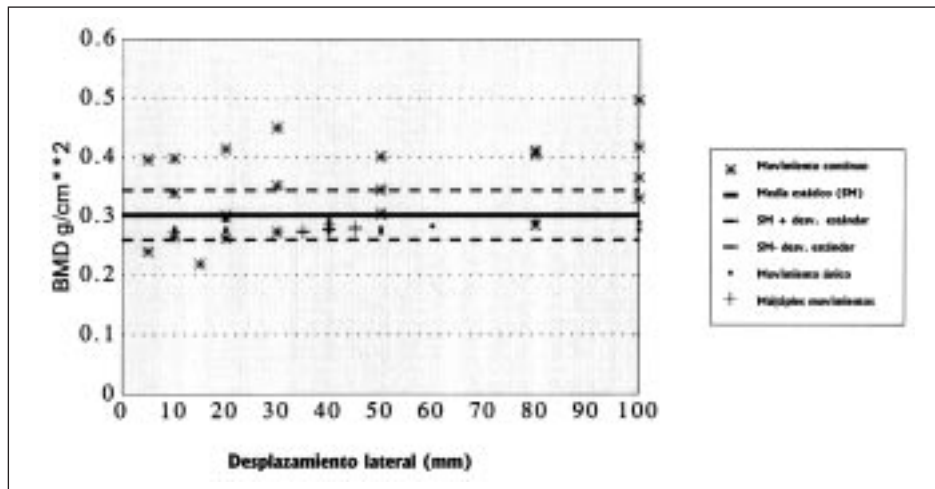


Figura 3. Resultados de densidad mineral ósea (BMD = bone mineral density) en presencia de movimientos laterales (tronco y brazos).

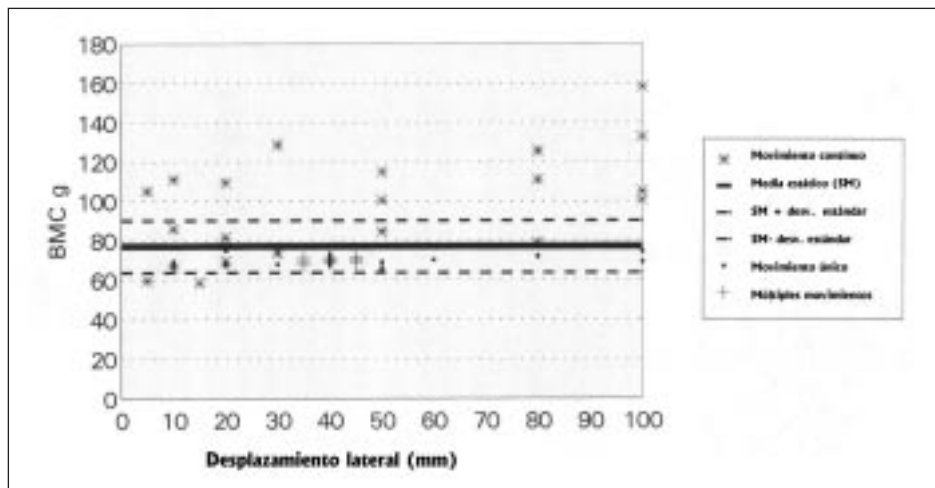


Figura 4. Resultados de contenido mineral óseo (BMC = bone mineral content) en presencia de movimientos laterales (tronco y brazos).

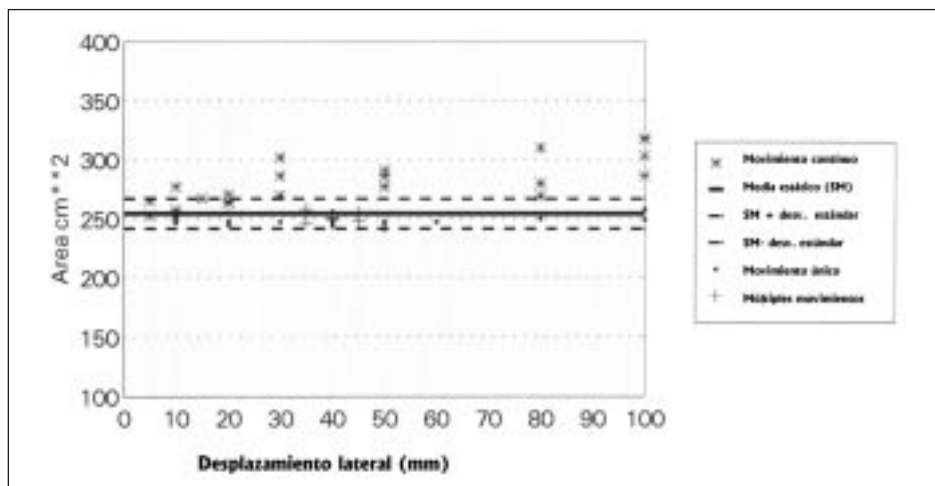


Figura 5. Resultados de área total en presencia de movimientos laterales (tronco y brazos).

que los estándares internacionales de densidad ósea, en la actualidad, no se extienden a aquellas densidades y tamaños apropiados al esqueleto de los neonatos. Sin embargo, el empleo del equipo DEXA con neonatos o pacientes pediátricos está validado por un buen número de trabajos; en ellos se han empleado equipos Hologic similares al nuestro. Braillon y otros^{6,7} describen la utilidad de la técnica DEXA para la determinación y seguimiento de infantes y neonatos de bajo peso en el momento del nacimiento con una sobreestimación media en la masa ósea local en la columna lumbar de un 7%. Venkataraman y otros¹⁰ señalan que los equipos DEXA proporcionan una determinación reproducible y conveniente de la composición corporal en recién nacidos. Rigo y otros¹¹, empleando ecuaciones de conversión derivadas del estudio en cerdos de pequeña edad, encuentra un acuerdo absoluto entre las estimaciones in vivo de calcio por DEXA y los valores de referencia^{12,13}. Brunton y otros⁹ usando el *Infant Whole Body Software versión 5.56*, al igual que en los ensayos del presente trabajo, estima una buena exactitud con DEXA para la masa muscular (diferencia media = 2,2 %) y peso total corporal (1,8%), pero para la grasa existe una sobreestimación significativa (119%) cuando se compara con el análisis químico de dos grupos de cerdos, de peso medio de 1,6 kg y 6,0 kg. También describen que la masa mineral ósea se determina con exactitud para el grupo de mayor peso (diferencia media 0,1%), pero la exactitud disminuye para el grupo de menos peso (15%).

Puede concluirse que la exactitud de las determinaciones DEXA realizadas en éste u otros equipos Hologic pueden

ser de un 15% en todas las magnitudes, excepto para la masa grasa que muestran un valor muy superior (cerca a un 120%). Estos resultados serán válidos para equipos sometidos a pre-calibración por parte del fabricante y con los programas regulares de garantía de calidad especificados por el fabricante con objeto de demostrar que están de acuerdo con los estándares internacionales de densidad ósea.

Los valores de precisión total obtenidos por Brunton y otros⁷ en adquisiciones triplicadas en cerdos recién nacidos dieron como resultado en media, coeficientes de variación de 0.3% (peso total), 2.3% (masa ósea), 2.6% (densidad ósea), 0.6% (masa muscular) y 8.0% (masa grasa) para el grupo de lechones de menor peso. Los valores son algo menores para el grupo de lechones más pesados. Todas estas cifras son algo inferiores a las obtenidas en el presente trabajo.

Puede concluirse que la precisión de la técnica DEXA en la determinación de los parámetros óseos y de tejido blando en neonatos de edad corregida aproximada de tres meses es apropiada, estando en el rango de 2-5%, excepto para la masa de tejido graso que manifiesta un valor mucho más alto (hasta un 20%).

Los resultados de las simulaciones de movimiento muestran una clara tendencia, indicando, como se podía anticipar, que para movimientos de cierta amplitud existe una mayor probabilidad de que altas velocidades den lugar a un incremento en las discrepancias. Del mismo modo, resulta evidente que los movimientos únicos y aislados generalmente tienen escaso efecto, mientras que los movimientos continuos generan discrepancias en una mayor pro-

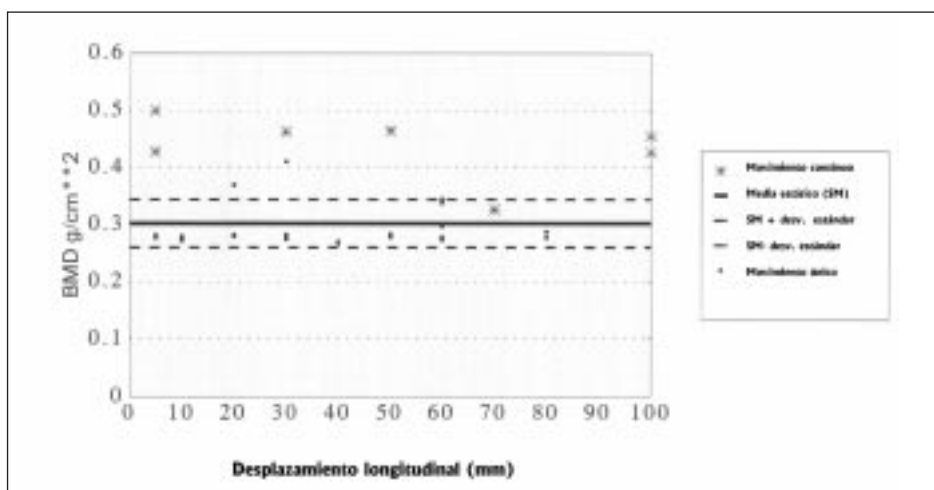


Figura 6. Resultados de densidad mineral ósea (BMD = bone mineral density) en presencia de movimientos longitudinales (tronco y brazos).

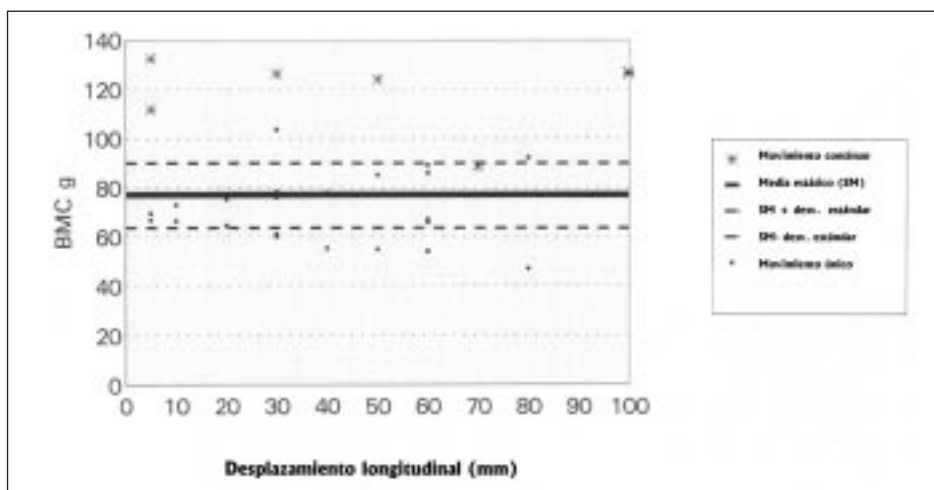


Figura 7. Resultados de contenido mineral óseo (BMC = bone mineral content) en presencia de movimientos longitudinales (tronco y brazos).

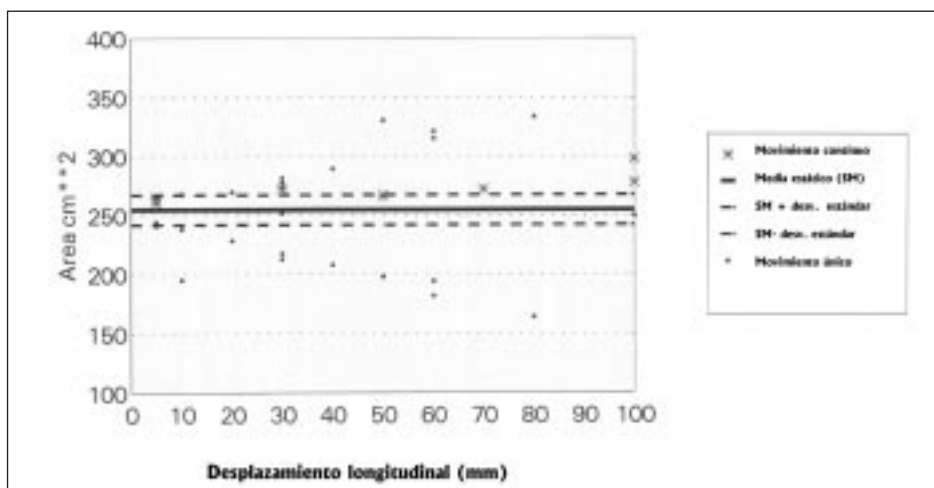


Figura 8. Resultados de área total en presencia de movimientos longitudinales (tronco y brazos).

babilidad. Sin embargo, existe un número de anomalías que se observan en dichas tendencias que indican que la predicción de la discrepancia puede ser más compleja que la estimada por la simulación. Una explicación a las discrepancias anómalas podría estar en la variedad y complejidad de la estructura del maniquí, el efecto de muestreo del movimiento simulado, el barrido del detector DEXA y de la fuente de rayos X (que puede actuar adelantándose o retrasándose respecto al movimiento simulado), la variedad de posibles maniqués o efectos en los bordes del paciente.

Se observa que las adquisiciones DEXA para neonatos son generalmente adaptables a movimientos aislados ocasionales, particularmente aquellos de desplazamiento mínimo. Sin embargo, los de tipo continuo, especialmente de amplia amplitud y velocidad, normalmente afectan las magnitudes DEXA.

Conclusiones

Puede concluirse que la técnica de adquisiciones DEXA aplicada a neonatos es una técnica precisa reproducible dentro de los límites señalados en el artículo.

Agradecimientos

Este trabajo se enmarca dentro de la Acción Integrada (HB96-192) entre el grupo de Física Médica de la UCM y el Servicio de Física Médica del Hospital General de Newcastle. El proyecto del maniquí móvil de simulación está parcialmente financiado por la CICYT (proyecto n. PM97-0059-C02-01).

Referencias

1. Mazess RB, Peppler WW, Chestnut CH, Nelp WB, Cohn SH and Zanzi I. Total body bone mineral and lean mass by dual photon

- absorptiometry II comparison with total body calcium by neutron activation analysis. *Calcif Tissue Int* 1981;33:361-3.
2. Mazess RB, Buren HS, Bisek JP, Hanson J. Dual energy absorptiometry for total body and regional bone mineral and soft tissue composition. *Am J Clin Nutr* 1990;51:1106-12.
3. McCormick KPB, Cooke, RJ, Griffin I, Rawlings DJ, Faulkner K, Wells J, Smith J. Body composition of preterm infants during the first year of life. *Paed Res* 1998;43 (4):2264A.
4. Cooke RJ, McCormick KPB, Griffin I, Rawlings DJ, Faulkner K, Wells JCK, Smith JS, Robinson SJ. Body composition in preterm infants during infancy. Accepted for Publication.
5. Gotfredsen A, Jensen J, Borg J, Christensen C. Measurement of lean body mass and total body fat using dual photon absorptiometry. *Metabolism* 1986;35(1):88-92.
6. Braillon PM, Salle BL, Brunet J, Glorieux FH, Delmas P, Meunier PJ. Dual energy x-ray absorptiometry measurement of bone mineral content in newborns: validation of technique. *Paediatric Research* 1992;32:1.
7. Braillon PM, Salle A, Lapillone A, Chambon M, Cavero E, Delmas PD, Meunier PJ. Dual X-ray absorptiometry assessment of total bone mineral content and body composition in normal newborns (Abstract). *J Bone Mineral Research* 1992;7:S264.
8. Dequeker J, Reeve J, Pearson J, Bright J, Felsenburg D, Kallender W. Imaging standardisation and multicentre european COMEC-BME phantom study. In: *Current research in osteoporosis and bone mineral measurement III*, British Institute of Radiology, London (1994)
9. Brunton JA Weiller H Atkinson S. Improvement in the accuracy of dual energy x-ray absorptiometry for whole body and regional analysis of body composition: validation using piglets and methodologic considerations in infants. *Paediatric Research* 1997;41(4).
10. Venkataraman PS and Ahluwalia BW. Total bone mineral content and body composition by x-ray densitometry in newborns. *Paediatrics* 1992;90(5).
11. Rigo J, DeCurtis M, Picaud J-C, Nyamugabo KJ, Senterre J. Whole body calcium content in term and pre-term infants. *Eur J Paediatr* 1998;259-264.
12. Widdowson EM. Importance of nutrition in development with special reference to feeding low birth infants IN: Sauls HS, Berison JD (eds) *Nutritional goals for low birth weight infants*. Proceedings of the second Ross Clinical Research Conference, 203 Oct 1980, Ross Columbus OH pp4-11.
13. Ellis KJ Shypailo RJ Schanler RJ Lanston C. Body composition in preterm infants. *Ann Hum Biol* 1994;21:533-545.
14. Guibelalde E, Vañó E, Fernández JM, Molinero A, Alberi J, Merillas A. Design of a PC Controlled test device for the study of patient motion in x-ray radiology: first applications and results. *British Journal of Radiology* 1998;71:1185-1191.

Determinación experimental del núcleo de convolución para el estudio de la influencia del tamaño del detector en la dosimetría de campos pequeños

F. García Vicente*, J.M. Delgado**, C. Peraza**

*Hospital Universitario "La Princesa", Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica. Diego de León, 62. 28006 Madrid.

**Hospital San Francisco de Asís. Unidad de Oncología Radioterapia y Radiocirugía. Sección de Radiofísica. Joaquín Costa, 28. 28002 Madrid.

Resumen

En este trabajo se estudia el efecto del tamaño del detector en la medida de perfiles de radiación. En concreto se muestra un método para el cálculo del núcleo de convolución de los detectores a partir del cual estimar el grado de distorsión que cada uno de ellos genera en la medida de perfiles.

Palabras clave: Deconvolución, núcleo, penumbra, detector.

Abstract

In this paper we analyze the detector size effect in the measurement of radiation profiles. We shown a method for computing the convolution kernel of detectors in order to estimate the amount of disturbance that such detectors produce in the radiation profile measurement process.

Key words: Deconvolution, Kernel, penumbra, detector.

Introducción y Teoría

La medida exacta de los campos de radiación y más concretamente de las zonas de alto gradiente en los perfiles de dosis, exigiría teóricamente disponer de un sistema con resolución espacial infinita, esto es, un detector estrictamente puntual. La imposibilidad práctica de disponer de dicho detector nos lleva a la pregunta de cómo modelizar matemáticamente la perturbación introducida por el tamaño finito del detector. Numerosos autores han abordado este tema desde numerosos puntos de vista (1-6).

Al tener un tamaño finito el detector tiende a suavizar la función a medir, de tal forma que en cada punto de medida lo que realmente nos da es la suma (integral) de las contribuciones del perfil en todos los puntos del área activa del detector. Matemáticamente esto se puede ex-

presar como la integral a todo el detector del producto del valor real de la función a medir en cada elemento infinitesimal de detector y una función que nos pese la contribución (sensibilidad relativa) de cada elemento infinitesimal de dicho detector. Esto es:

$$F(x,y,z) = \int_V P(a,b,c) * K(x-a, y-b, z-c) dv \quad (ec.1)$$

Donde:

F(x,y,z) es la función que se mide;

P(x,y,z) es la verdadera distribución;

K(x,y,z) es la función de peso (núcleo de convolución)

Si el detector es isótropo y en la disposición de medida la dimensión sensible paralela al eje del haz es muy pequeña comparada con la perpendicular - como es el caso más frecuente en detectores de estado sólido, películas... y casi todos los sistemas de medida de perfiles-, esta integración de volumen pasa a una simple integración en una dimensión.

$$F(x) \int_{-R}^{+R} P(a) * K(x-a) da$$

Donde -R y +R se entienden los bordes del detector. Dicha integral se puede escribir con límites infinitos

Este artículo fue primer premio a comunicación oral en el XI Congreso de Física Médica de Valencia. Posteriormente una versión adaptada fue publicada en Medical Physics 1998; 25(2): 202-207.

Correspondencia: F. García Vicente. Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario La Princesa. Diego de León 62. 28006 Madrid. E-mail: fgarcia@hup.es

Tabla 1. Valores de sigma, FWHM y FWTM de los núcleos calculados junto con los valores de los diámetros nominales efectivos y los tamaños de paso de medida para los detectores estudiados.

Detector	Ø (mm)	Paso muestreo (mm)	σ (mm)	FWHM (mm)	FWTM (mm)
película+densit.	0.8	0.1 auto	0.54-0.22	0.60	1.60
diodo	2.5	0.1 auto	0.95	1.12	2.04
cámara rk	4.0	0.1 auto	2.30	2.70	4.93

pues el valor del núcleo fuera del áreas activas es nulo y así tenemos la familiar integral de convolución:

$$F(x) \int_{-\infty}^{+\infty} P(a) * K(x-a) da \quad (ec. 2)$$

Si el detector fuese completamente homogéneo cilíndrico y plano, su núcleo unidimensional debería de ser del tipo:

$$K(x) = \begin{cases} \frac{(R^2 - x^2)^{1/2}}{\pi \cdot R^2} & -R < x < R \\ 0 & \text{resto} \end{cases}$$

Una medida experimental de estos núcleos nos condujo a proponer como más adecuado el tipo gaussiano. El motivo de esta elección es puramente empírico si bien se ve respaldado por suposiciones razonadas referentes a la fabricación de los detectores, en especial a las pautas de crecimiento de cristales siendo ésta ligeramente favorecida en el centro, aparte de las contribuciones de las zonas teóricamente no sensibles del detector.

En este trabajo se van a exponer los resultados de las medidas de los núcleos de convolución de la cámara de ionización rk de Scanditronix, diodo de Scanditronix para medida de perfiles de Fotones así como el Fotodensitómetro de la misma marca.

Métodos

La única forma exacta de obtener la forma real del perfil P(x) a partir de los datos experimentales F(x), pasa por la resolución de la ecuación integral 2 una vez conocido el núcleo del detector empleado en la medida.

Para el cálculo de dicho núcleo es necesario el conocimiento tanto del perfil real como el medido. Esta aparente imposibilidad se resuelve caracterizando un detector por medio de una distribución patrón ajena al acelerador. Si leemos mediante el sistema densitométrico un patrón fotográfico de borde podemos caracterizar este sistema en cuanto a su resolución espacial. En realidad se puede demostrar fácilmente que el núcleo de convolución es la derivada de la respuesta al escalón. Una vez conocido este núcleo, sometemos a todos los sistemas al mismo campo de radiación el cual ya se puede conocer realmente deconvolucionando la lectura que el densitómetro da de dicho campo. Así, ya disponemos tanto de las medidas que nos dan los diferentes sistemas, como del perfil

real y por lo tanto estamos en disposición de calcular cada uno de los núcleos de convolución de cada sistema.

La resolución de la ecuación integral 2 fue llevada a cabo mediante un proceso iterativo de integración numérica punto a punto. Una vez obtenidos los mejores núcleos de convolución se simuló mediante transformada rápida de Fourier (FFT) el efecto que cada detector tiene en la degradación de los perfiles para así conocer el grado de alteración que da cada uno de ellos en función de las penumbras reales de los campos.

Resultados

En la figura 1 se muestran los resultados experimentales que nos dan los diferentes detectores perfil de radiación obtenido cerrando de forma totalmente asimétrica una de las mandíbulas del colimador de un acelerador PHILIPS SL-75. Como se puede ver el sistema que más resuelve es el densitométrico seguido del diodo y la minicámara de ionización, como es lógico dados los distintos tamaños efectivos de los detectores.

En la tabla 1 aparecen los valores dichos tamaños nominales así como las sigmas de los núcleos de convolución calculados a través de la resolución de la ecuación integral 2.

Una representación gráfica de dichos núcleos se muestra en la figura 2. El núcleo del sistema densitométrico mostrado ha sido simetrizado para obtener una cota superior de degradación del perfil, dado el carácter no lineal encontrado en las medidas de la respuesta al escalón

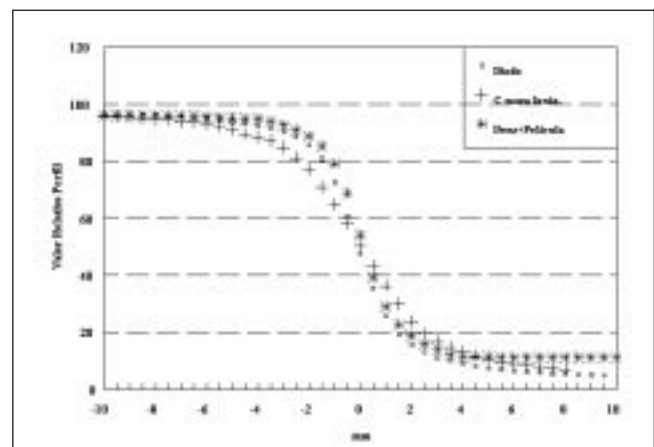


Figura 1.

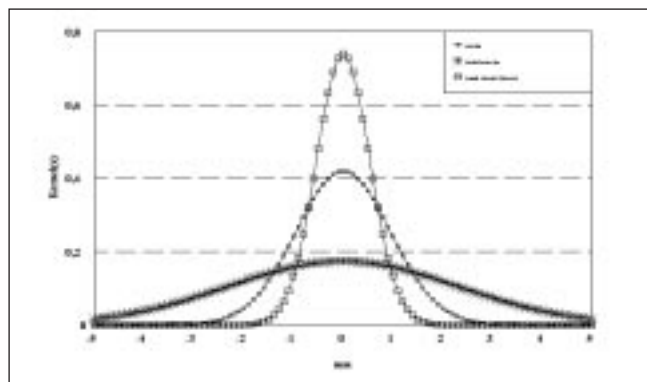


Figura 2.

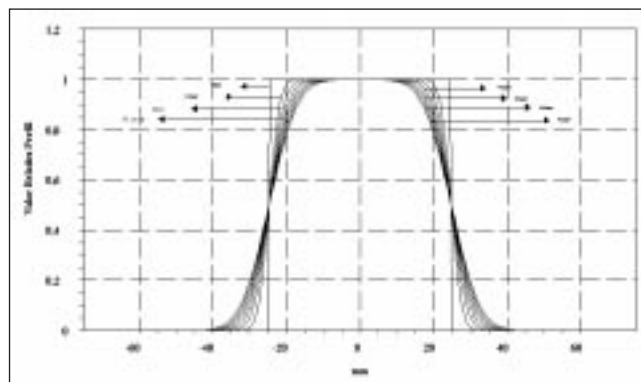


Figura 3.

Tabla 2. Penumbra real y medida para varias combinaciones "detector-penumbra real". Calculadas a partir de los núcleos de convolución mediante el método de multiconvolución descrito. Para todos los detectores hay dos columnas, la columna llamada Pen med. muestra la penumbra teórica que se mediría cuando la penumbra real del perfil fuese Pen. real.

película + densitómetro		diodo		cámara rk	
Pen. med. (mm)	Pen. real (mm)	Pen. med. (mm)	Pen. real (mm)	Pen. med. (mm)	Pen. real (mm)
0.9	0.1	1.6	0.1	4.0	0.5
1.3	0.9	2.3	1.6	5.5	4.0
1.6	1.3	2.8	2.3	6.7	5.5
1.8	1.6	3.2	2.8	7.7	6.7
1.9	1.8	3.5	3.2	8.4	7.7
		3.7	3.5	8.9	8.4
		3.8	3.7		8.9
Aumenta menos de 0.1 mm para mayores penumbras		Aumenta menos de 0.1 mm para mayores penumbras		Aumenta menos de 0.5 m para mayores penumbras	

fotográfico que representa sin duda una condición extrema tanto para la precisión del movimiento de la placa como por el altísimo gradiente de densidad óptica.

En realidad la resolución espacial de este sistema es ligeramente superior a la que nos daría este núcleo de convolución por lo que lo calculado representa una cota superior de degradación.

Una vez calculados dichos núcleos y a través de un método de convolución numérica por transformada rápida de Fourier se ha simulado la degradación que de los perfiles reales nos dan los diferentes sistemas. En la figura 3 se muestra la degradación de un perfil escalón por sucesivas convoluciones correspondientes a la cámara rk. A partir de dicha gráfica se podría obtener el perfil real, una vez obtenido el medido, de la siguiente forma; se compara el perfil medido con los de la gráfica y por ejemplo si coincidiese con el correspondiente a 5 convoluciones, el real es el correspondiente a 4 convoluciones.

A través de este sistema se ha elaborado la tabla 2 en la cual se muestra de forma cuantitativa el efecto de los distintos detectores en el suavizado del perfil a través del aumento de la penumbra de dichos perfiles. Como se ve el grado de degradación depende de la combinación detector penumbra de forma que la perturbación es

mucho mayor para penumbras pequeñas y detectores grandes.

Concretamente el densitómetro del sistema RFA-300 parece adecuado para haces con penumbras mayores de 2 mm sin tener que tener en cuenta los efectos de tamaño de detector. El diodo tiene un buen comportamiento para penumbras mayores de 4 mm, sin embargo la cámara rk aumenta de forma artificial la penumbra del orden de 1 mm incluso para valores de penumbra de 7 mm que son habituales en los campos normales de radioterapia externa. Para campos con penumbras menores que todas estas, tales como son los campos más pequeños empleados en Radiocirugía, el efecto del tamaño del detector debe ser tenido en cuenta.

Referencias

- García-Vicente F, Delgado JM, Peraza C. "Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector. Med Phys 25(2): 202-208.
- Kai-Siung Chang, Fang-Fang Yin and Kai-Wen Nie. The effect of detector size to the broadening of the penumbra-a computer simulated study. Med Phys 1996; 23(8): 1407-1411.
- Higgins P, Sibata C, Siskind L, Sohn JW. Deconvolution of detector size effect for small field measurement. Med Phys 1995; 22 (10): 1663-1666.

4. Kron T, Elliot A, Metcalfe P. The penumbra of a 6MV x-ray beam as measured by thermoluminescent dosimetry and evaluated using an inverse square root function. *Med Phys* 1993; 20 (5): 1429-1438.
5. Dawson DJ, Harper JM, Akinradewo AC. Analysis of physical parameters associated with the measurement of high energy x-ray penumbra. *Med Phys* 1984; 11 (4): 491-497.
6. Sibata C, Higgins PD, Mota HC, Beddar AS, Shin KH. Influence of detector size in photon beam profile measurements. *Phys Med Biol* 1991; 36: 621-631.
7. Bracewell RN. *The Fourier Transform and its applications*. McGraw-Hill 1986.
8. Rikner G. Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields. Ph D. Thesis Uppsala University, Sweden.
9. Johns HE, Cunningham JR. *The Physics of Radiology*, 4th edition Thomas, 1983.
10. Lam CH. A new sigmoidal function describing the small field dose profile data from a linear accelerator. *Med Phys* 1995; 22 (5): 543-547.
11. Marquardt DW. An algorithm for least squares estimation of nonlinear-parameters. *J Soc Ind Appl Math* 1963; 11: 431-441.
12. Krestel E. *Imaging Systems for Medical Diagnostics*. Siemens 1990.
13. Logan KW, Hickey KA. Gamma camera MTFs from edge response function measurements. *Med Phys* 1983; 10(3): 361-364.
14. Siegmund Brandt. *Statistical and computational methods in data analysis*. North-Holland Publishing Company. 1970.

Relación entre dosis y edad en las exploraciones pediátricas de tórax AP/PA y columna total

A. Gracia*, E. Guibelalde**, E. Vaño**/***, J. M. Fernández***, L. González**

*Servicio de Física y P.R. Institut Català d'Oncologia. Av. Gran Vía, s/n, km 2,7. 08907 L'Hospitalet. Barcelona.

**Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. 28040 Madrid.

***Servicio de Física Médica. Hospital Clínico San Carlos. Avda. Profesor Matín Lagos, s/n. 28040 Madrid.

Resumen

En el presente trabajo se propone un método consistente en realizar ajustes de regresión lineal entre las edades y las dosis de los pacientes en radiodiagnóstico pediátrico, con el objetivo de poder establecer referencias para todas las edades, a partir de una dada. Adicionalmente se dan las dosis de referencia obtenidas en el Hospital Clínico San Carlos de Madrid para exploraciones pediátricas de tórax y columna total.

Summary

In the present work a method consisting in obtaining the graphs for linear regression between ages and patient doses in paediatric diagnostic radiology, with the aim of being able to obtain references for all ages, from a certain age group. Also, reference doses obtained at the Hospital Clínico San Carlos in Madrid for chest and total spine are presented.

Introducción

Uno de los problemas que se encuentran al evaluar los resultados de las dosis sobre pacientes pediátricos es la dispersión de los datos según la edad (o peso). Esto representa un problema, tanto para establecer valores de referencia, por la cantidad de datos necesarios (al tener que agruparlos por edades), como al verificar lo dispuesto en el Real Decreto de Criterios de Calidad en radiodiagnóstico¹.

El documento de la Comisión Europea (CE) para pacientes pediátricos² cita como dosis de referencia a la entrada para tórax AP/PA para niños de 5 años, 0,1 mGy y para la proyección AP en recién nacidos, 0,08 mGy. El documento europeo no incluye dosis de referencia para la columna total, a pesar de ser, junto con el tórax AP/PA, la exploración más frecuente en la actualidad en el Hospital Clínico San Carlos (HCSC), realizándose durante 1998 un total de 1181 exploraciones de columna total y 1429 tórax AP/PA.

En otros trabajos publicados^{3,4} se prefiere agrupar a los pacientes en intervalos de 5 años, a partir del primer año de edad, y en algunos casos como los de tórax, se hacen grupos de 0 a 0,5 años y de 0,5 a 1 año o bien de 0 a 1 año, según el autor.

En el presente trabajo se propone un método consistente en realizar ajustes de regresión lineal entre las edades y las dosis de los pacientes en pediatría, para: 1) poder establecer referencias para todas las edades, a partir de una dada, y 2) para que una vez obtenido este paso previo, se puedan emplear 10 pacientes de diferentes edades para evaluar la dosis en una sala de pediatría (con el ahorro de tiempo y medios que ello supone). Adicionalmente se dan las dosis de referencia obtenidas en el HCSC para exploraciones pediátricas de tórax y columna total.

Método

Para obtener la recta de ajuste dosis-edad, se han utilizado dos salas de pediatría del HCSC con grupos de datos distantes en el tiempo. La primera corresponde a los datos de 1991 (165 medidas de dosis de tórax y 109 referentes a columna total) cuando se empleaba un generador monofásico, y la segunda (la existente en 1998 de la cual se tienen 61 casos de tórax y 73 de columna) con un generador trifásico. En ambas salas se han mantenido las condiciones de filtración total (2,5 mm de Al) y del conjunto chasis-cartulina-película (KODAK X-OMAT Regular y AGFA RP2).

Tabla 1. Coeficientes de correlación obtenidos para una muestra de 104 pacientes pediátricos de tórax PA del año 1991.

	Espesor	Edad	Peso	Talla	Diam. Equiv.	Dosis	Ln (dosis)
Espesor	1.00						
Edad	0.83	1.00					
Peso	0.83	0.97	1.00				
Talla	0.84	0.95	0.93	1.00			
Diam. Equiv.	0.77	0.89	0.94	0.85	1.00		
Dosis	0.54	0.63	0.62	0.58	0.54	1.00	
Ln (dosis)	0.54	0.61	0.60	0.57	0.54	0.98	1.00

Se estudiaron diversos ajustes lineales de la dosis en función de diversos parámetros como el espesor, edad, peso, talla y diámetro equivalente⁴ del paciente así como con el logaritmo de la dosis, frente a los citados parámetros. Se obtuvieron los coeficientes de correlación R, para las diferentes muestras de datos utilizados. La selección del tipo de ajuste es función del valor del coeficiente obtenido así como de la simplicidad del proceso de ajuste y de la facilidad de obtención del parámetro de ajuste.

Los valores de dosis fueron calculados en 1991 utilizando tres métodos⁶ diferentes. El primer método mediante el uso de dosímetros de termoluminiscencia. El segundo método obtiene la dosis a partir del producto dosis-área medido con una cámara de transmisión tipo Diamentor (PTW-Freibourg). El tercer método utiliza el rendimiento del equipo de rayos x para calcular la dosis a partir de la distancia foco-piel, mAs y kVp de cada exposición. Los valores de 1998 fueron calculados únicamente mediante este último método.

Por último se compararon los resultados de los ajustes procedentes de las dos salas. Para ello se normalizó, en ambas muestras, la dosis del grupo de referencia al valor unidad. El grupo de referencia para tórax fue el propuesto como referencia por la CE², para columna total se tomó como grupo de referencia el formado por los pacientes de 12 años, por realizarse entre los 11 y los 13 años la mayoría de las exploraciones, y ser la media de nuestra muestra de población.

Resultados y discusión

En el Hospital Clínico San Carlos (HCSC) durante 1998, la dosis promedio para los pacientes de 5 años ha sido de 0,096 mGy y de 0,074 mGy para los neonatos.

La tabla 1 corresponde a los coeficientes R obtenidos para una muestra de 104 pacientes pediátricos de tórax PA del año 1991. En ella se puede observar la alta correlación obtenida entre los parámetros físicos de los niños (por ejemplo R = 0,95 entre edad y talla), lo cual indica la consistencia de los datos tomados. Por otro lado se ve que son del mismo orden los coeficientes entre dosis y edad (0,63) y entre Ln (dosis) y edad (0,61), que es el ajuste propuesto por otros autores⁵, basándose en una

aproximación exponencial de la atenuación con el espesor (y por tanto con la edad). Debido a la mayor simplicidad del primer ajuste se ha optado por el mismo. Tampoco parecen ser mejores los ajustes de la dosis con el peso, espesor o diámetro equivalente. Nótese que estos ajustes son *a posteriori*, es decir, la dosis medida es aquella que se ha utilizado para obtener una imagen que se ha considerado aceptable, con todas las variaciones que ello pueda suponer debido a: la tolerancia aceptada en la latitud de las películas radiográficas, posibles variaciones debidas al proceso de revelado, diferentes criterios a la hora de elegir las técnicas utilizadas para obtener dichas radiografías y la dispersión debida a las diferentes características en el desarrollo físico de los pacientes para una edad dada.

La figura 1 muestra la gráfica del ajuste de estos datos. En esta gráfica se han representado las dosis normalizadas a la dosis del grupo de referencia, es decir se toma como valor arbitrario de 1 la dosis para niños de 5 años. Si se desea obtener la dosis en mGy, para una edad determinada, basta con multiplicar la dosis de referencia (la correspondiente al grupo de 5 años en este caso) por el valor que proporciona la recta para la edad deseada. Si a esta muestra se le añaden los otros 61 datos disponibles, de la exploración de tórax AP de la sala de 1991, se obtiene una pendiente de 0,052 y un término independiente de 0,74 con un coeficiente R de 0,53. Si se emplea la recta ajustada para las exploraciones de tórax PA (pendiente de 0,066 y término independiente 0,67) en lugar

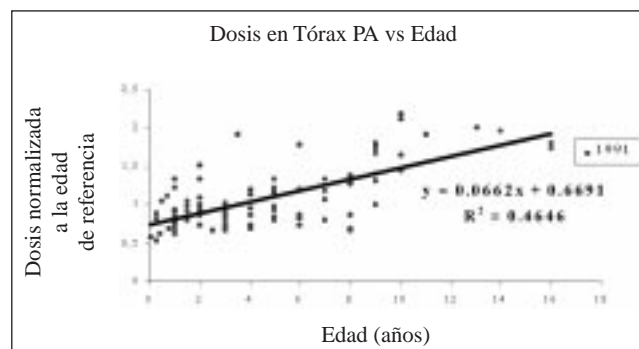


Figura 1. Gráfica del ajuste de datos. Se representan las dosis normalizadas a la dosis del grupo de referencia, es decir se toma como valor arbitrario de 1 la dosis para niños de 5 años.

Tabla 2. Coeficientes de correlación encontrados entre dosis normalizada, edad y diversos parámetros para las exploraciones de columna total correspondientes a 1998.

	Edad	mAs	kVp	T. Placa	DFP	Dosis N	Ln (DN)
Edad	1.00						
mAs	0.62	1.00					
kVp	0.62	0.86	1.00				
Tamaño de placa	0.60	0.59	0.72	1.00			
Distancia foco-película	0.48	0.73	0.80	0.71	1.00		
Dosis Normalizada	0.60	0.86	0.79	0.48	0.42	1.00	
Ln (Dosis Normalizada)	0.67	0.90	0.83	0.53	0.57	0.93	1.00

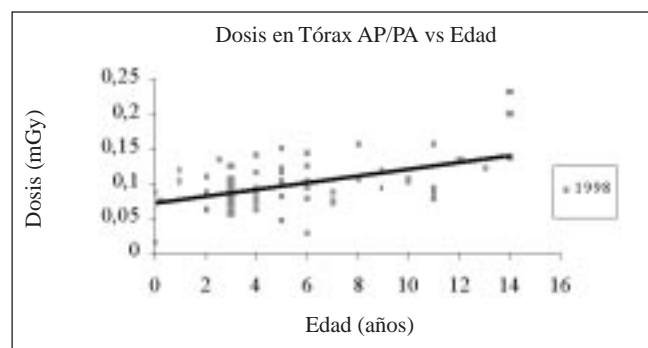


Figura 2. Gráfica del ajuste de los datos las dosis en función de la edad en exploraciones de tórax AP y PA.

de la anterior, las diferencias obtenidas resultan inferiores al 10% entre uno y 15 años.

En la figura 2 se presentan los datos de las exploraciones de tórax AP y PA de la sala de pediatría durante 1998. En este caso se presentan las dosis en función de la edad. En apariencia el ajuste obtenido es muy diferente, pero al normalizar los resultados obtenidos, a la dosis de referencia de esta sala en 1998 (0,096 mGy), la recta obtenida resulta ser muy similar a la obtenida para los datos de 1991 (0,0519 de pendiente y 0,7404 de término independiente). La recta así obtenida se ajusta muy bien con los valores de referencia propuestos por la Comisión Europea², ya que se obtienen valores de 0,074 mGy para 0 años, 0,079 mGy para los niños de 1 año, y 0,152 mGy para los de 15 años, suponiendo que la referencia es 0,1 mGy. Sin embargo si comparamos con otros valores de referencia con dosis más optimizadas⁴ (0,03 mGy de dosis para el grupo entre 1 y 5 años), el ajuste anteriormente obtenido puede subestimar en torno al 25% la dosis de los neonatos y sobrestimar en otro tanto la población que sobrepasa los 10 años. Esto parece indicar que la pendiente del ajuste en este caso, debiera ser menor y que por lo tanto parece más difícil en estos casos disminuir la dosis en la población de neonatos, comparativamente con los grupos de más edad.

La dosis obtenida en columna total para el grupo de edad de 12 años (el de referencia) fue, en 1998, de 3,8 mGy.

Para la exploración de columna total se obtiene para la muestra de 1991 una pendiente de 0,028 y un término independiente de 0,67, mientras que para la muestra de 1998 se obtiene una pendiente de 0,029 y un término independiente de 0,65. La diferencia para todo el rango de edades entre ambos ajustes es inferior al 2,5% y podemos tomar como resultado definitivo la media de ambos ajustes (DN = 0,0285*edad + 0,66, siendo la dosis normalizada). Para la dosis normalizada el valor de referencia se toma como 1 para el grupo de edad de 12 años.

En la tabla 2 se muestran los coeficientes de correlación encontrados entre dosis normalizada, edad y diversos parámetros para las exploraciones de columna total correspondientes a 1998.

Conclusiones

La comparación de los valores de dosis a los pacientes en diagnóstico pediátrico debe realizarse por grupos de edad. Si no se dispone de valores de referencia para todos los grupos de edad pueden construirse regresiones lineales y establecer el valor de referencia en un único grupo.

Referencias

1. Real Decreto sobre Criterios de Calidad en Radiodiagnóstico. RD 1976/1999. BOE de 29 de diciembre de 1999.
2. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiograph Images in Paediatrics. EUR 16261. 1996
3. Guidelines on X-ray Imaging of Children. Cook JV, Pettett A, Shan K, Pablot S, Kyriou J, Fitzgerald M. Ian Allan Printing 1998.
4. Ruiz MJ, González L, Vañó E, Martínez A. Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. British Journal of Radiology, 1991, 64, 929-933
5. Martin CJ, Farquhar B, Stockdale E, Macdonald S. A study of the relationship between patient dose and size in paediatric radiology. British Journal of Radiology, 67, 864-871.
6. Vañó E, González L, Fernández JM, Guibelalde E. Documentación del Taller: "Controles básicos para garantizar la protección radiológica al paciente: Dosis al paciente y Calidad de Imagen". X Congreso Nacional de Física Médica. Salamanca, 27-30 Septiembre 1995.

Estudio de la variación en la respuesta de distintas películas radiográficas con la profundidad y el tamaño de campo

J.C. Ruiz Rodríguez*, A. González López**, F. Lliso Valverde*, V. Carmona Meseguer*, J. Roselló Ferrando**, J. Pérez Calatayud*, F. Ballester Pallarés***

*Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Fe. Valencia.

**Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital General Universitario. Valencia.

***Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia.

Resumen

Propósito: En este trabajo se presenta el método utilizado para establecer las prestaciones de dos películas radiográficas comúnmente disponibles en las Unidades de Radiofísica, con vistas a su uso en la verificación de tratamientos de radioterapia conformada y modulación de intensidad.

Material y método: Se ha verificado la linealidad de respuesta frente a la dosis absorbida de las películas X-Omat V y ECFLM, ambas de Kodak. De esta última se ha estudiado la variación de sensibilidad con las condiciones de dispersión (energía, tamaño de campo y profundidad). Para ello se han irradiado con ^{60}Co y 6 MV en diversas combinaciones de tamaño de campo (5×5 , 12×12 y $20 \times 20 \text{ cm}^2$), dosis (50 y 200 cGy) y profundidad (1, 5, 10 y 20 cm), dado que las distribuciones resultantes son un conjunto de contribuciones de haces con distintos tamaños y a diferentes profundidades.

Resultados: La película X-Omat V muestra un bajo límite de linealidad (hasta 40 cGy). La película ECFLM muestra un comportamiento que permite una aproximación lineal válida dentro del $\pm 3\%$ en el rango útil de 50 a 250 cGy. Las variaciones en tamaño de campo y profundidad suponen una incertidumbre adicional de $\pm 4\%$ en ^{60}Co y $\pm 7\%$ en 6 MV en condiciones de dispersión extrema. El efecto del tamaño de campo sobre la sensibilidad de la película ha sido similar al de la profundidad.

Conclusiones: Previamente al uso de la película en la verificación de distribuciones dosimétricas en radioterapia conformada y modulación de intensidad es necesario conocer el comportamiento de la misma en distintas condiciones de la componente dispersa de la radiación. En el caso de la película ECFLM de Kodak, en condiciones extremas de dispersión, se pueden alcanzar variaciones de $\pm 7\%$, hecho que se debe tener en cuenta en su análisis.

Palabras clave: Dosimetría con película, dosimetría en radioterapia, verificación de tratamientos.

Abstract

Purpose: In this work a method is presented that is used to establish the characteristics of two types of radiographic films commonly used in conformal and intensity-modulated radiotherapy (IMRT) treatment verifications.

Methods and materials: We have investigated linearity of the response versus absorbed dose of X-Omat V and ECFLM films, both from Kodak. For the latter we have studied the sensitivity variations with the scattered radiation conditions (energy, field size and depth). For this we exposed ECFLM films to ^{60}Co and 6 MV beams for several combinations of field size (5×5 , 12×12 y $20 \times 20 \text{ cm}^2$), dose (50 y 200 cGy) and depth (1, 5, 10 y 20 cm) as the resulting IMRT dose distributions come from the sum of different beam shapes and depths.

Results: X-Omat V film shows a restricted linear range (up to 40 cGy) already expected. ECFLM film exhibits a behaviour that permits a linear fit in the 50 to 250 cGy useful range resulting in an accuracy of $\pm 3\%$. Field size and depth variations have produced an additional uncertainty of $\pm 4\%$ for ^{60}Co and $\pm 7\%$ for 6 MV for extreme scatter conditions. The effect of depth on film sensitivity was similar to the effect of field size.

Conclusions: It is necessary to assess the behaviour of a film for different scatter conditions before using it for treatment verification in conformal and intensity-modulated radiation therapy. The ECFLM Kodak film shows a response with absorbed dose behaviour so that variations up to 7% can be reached for extreme scatter conditions.

Key words: Film dosimetry, radiotherapy dosimetry, treatment verification.

Introducción

El desarrollo y uso de avances técnicos cada vez más complejos en Radioterapia hace necesario disponer de medios de verificación y control de calidad adecuados a

este tipo de herramientas. Técnicas como la radioterapia conformada o la modulación de intensidad, que incluyen el empleo de múltiples campos de tamaño muy diverso conformados con colimadores multiláminas, exigen la verificación de las distribuciones de isodosis en planos representativos del tratamiento.

De todos los posibles detectores disponibles, la película radiográfica es el que reúne las características más adecuadas para la verificación rutinaria de distribuciones de isodosis. Es el detector con mayor resolución espacial, a lo que se une un corto tiempo de irradiación, bajo coste, y facilidad para su colocación en el seno de fantomas plásticos.

Su empleo en dosimetría relativa de haces de electrones está suficientemente establecido y aceptado^{1,2}. No ocurre así en dosimetría de haces de fotones, donde su uso ha sido tradicionalmente controvertido³⁻⁵.

Debido al alto número atómico medio de la emulsión de bromuro de plata, la película radiográfica experimenta una sobrerrespuesta a fotones de energía inferior a 300 keV por influencia del efecto fotoeléctrico⁶. Esta sobrerrespuesta a fotones de baja energía pone en cuestión su aplicación a la dosimetría de los haces clínicos, en los que existe una componente de baja energía variable según las condiciones de dispersión del haz.

De los trabajos publicados al respecto en la literatura, se desprenden conclusiones a menudo dispares.

Hay autores que han encontrado poca variación en la respuesta de la película con las condiciones de irradiación, como el tamaño de campo o la profundidad, para las energías empleadas en Radioterapia⁷⁻⁹. Por ello consideran fiable la utilización de la película en dosimetría relativa siempre que se cumpla una serie de recomendaciones acerca del manejo y revelado, para asegurar una buena reproducibilidad.

Otros autores, por el contrario, concluyen que el uso de la película radiográfica en dosimetría sólo es posible en unas determinadas condiciones de aplicación³, o con el empleo de correcciones más o menos complejas⁵, o bien por medio de dispositivos que limitan la sobrerrespuesta a la radiación dispersa¹⁰.

Lo que parece claro es que las prestaciones de la película radiográfica son muy específicas del tipo de emulsión. Es necesario, por tanto, el estudio de cada tipo particular de película en relación con la aplicación que se le vaya a dar.

En este trabajo se presenta el método utilizado para establecer las prestaciones de dos películas radiográficas comúnmente disponibles en las Unidades de Radiofísica, con vistas a su uso en la verificación de tratamientos de radioterapia conformada y modulación de intensidad. Hemos comprobado su linealidad para las dosis terapéuticas habituales y la variación de su respuesta con las condiciones de dispersión.

Material y método

El objeto de nuestro estudio ha sido las películas radiográficas X-Omat V y ECFLM de Kodak. Son dos ti-

pos de emulsión comúnmente utilizadas en la verificación de tratamientos de Radioterapia. Pueden emplearse tanto en exposición directa dentro de sobres opacos, como en chasis con pantallas de refuerzo.

De ambas películas hemos estudiado la linealidad de la respuesta frente a la dosis y la variación de la sensibilidad en función del tamaño de campo y la profundidad para las energías de ⁶⁰Co y 6 MV.

Para evitar las diferencias en sensibilidad que pueden existir incluso entre películas del mismo lote, cada serie de irradiaciones se realizó con una sola película dividida en 9 ó 15 fragmentos iguales, según el tamaño. Todos los fragmentos, que se irradiaron envueltos en sobres de papel opaco sellados con cinta aislante negra, fueron revelados simultáneamente en una procesadora automática. Uno de los fragmentos de cada serie se reservaba sin exponer para determinar el fondo.

Las irradiaciones de las películas se hicieron en un fantoma de láminas de poliestireno de 40 x 40 cm² de superficie y espesores variables para obtener las profundidades deseadas. En todos los casos, los fragmentos de película se colocaron en posición perpendicular al eje del haz de radiación. Se verificaron las dosis recibidas por los fragmentos por medio de una cámara de ionización tipo Farmer de 0.6 cm³, insertada en un fantoma de poliestireno.

El estudio de la linealidad frente a la dosis se hizo en la energía del ⁶⁰Co, a la profundidad del máximo de dosis y con un campo de 5 x 5 cm².

La variación de la sensibilidad con las condiciones de dispersión se estudió solamente para la película ECFLM, descartada la X-Omat V por su limitado rango de linealidad. Para cada energía, ⁶⁰Co y 6 MV, se irradiaron los fragmentos de una misma película con distintas combinaciones de tamaño de campo, profundidad y dosis. Elegimos los tamaños de campo 5 x 5, 12 x 12 y 20 x 20 cm² y las profundidades 1, 5, 10 y 20 cm; todo ello para 50 y 200 cGy.

Para la lectura de la densidad óptica de los fragmentos de película empleamos un isodensitómetro CMS Model 1705.

Resultados

Como era de esperar, la película X-Omat V sólo presenta una buena linealidad en su respuesta frente a la dosis absorbida desde 0 a 40 cGy (figura 1). Por encima de 40 cGy la respuesta se satura rápidamente. Este resultado coincide plenamente con las especificaciones dadas por el fabricante de la película.

La película ECFLM presenta un comportamiento más aproximado a la linealidad en todo el rango de dosis estudiado, 0 a 600 cGy, como se puede apreciar en la figura 2. Sin embargo su forma es de tipo sigmoide, por lo que un ajuste lineal de todo el rango estudiado puede conducir a desviaciones de hasta el 15%. Sí es válida la aproximación lineal si se limita al rango de dosis de interés en verificación de tratamientos de Radioterapia. Un

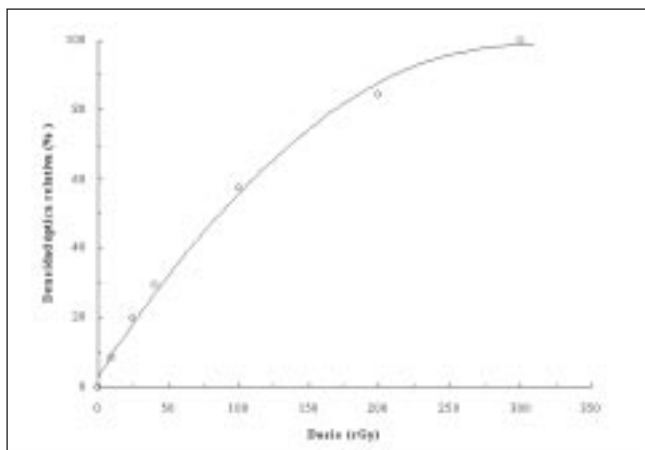


Figura 1. Respuesta frente a la dosis absorbida para la película X-Omat V de Kodak.

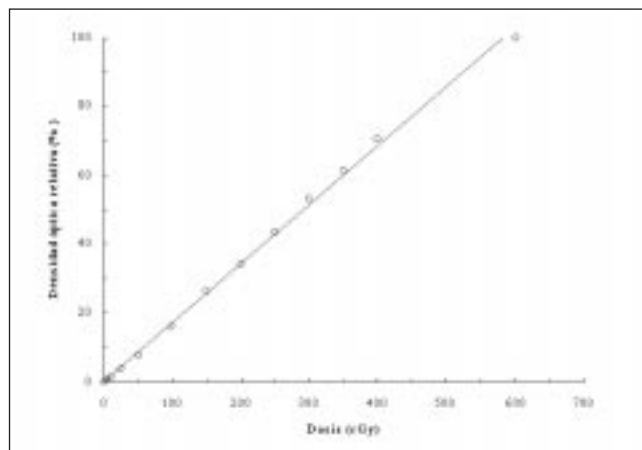


Figura 2. Respuesta frente a la dosis absorbida para la película ECFLM de Kodak.

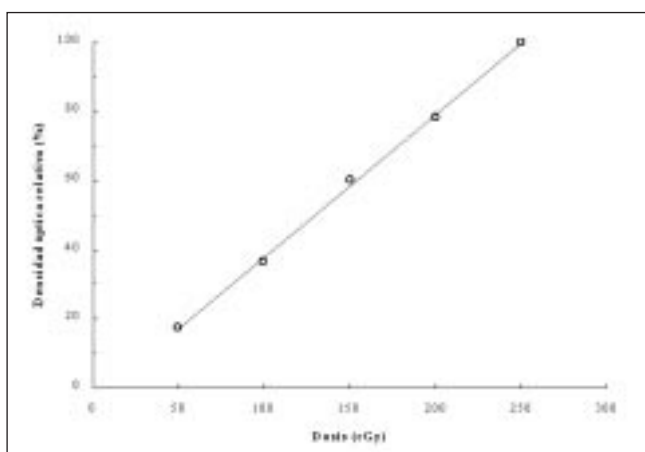


Figura 3. Recta de calibración de respuesta frente a dosis absorbida para la película ECFLM de Kodak en el rango de interés de nuestro estudio.

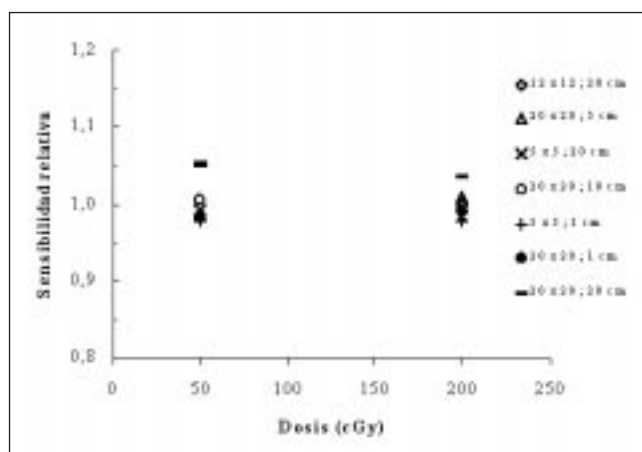


Figura 4. Variaciones en la respuesta de la película ECFLM con el tamaño de campo y la profundidad en ^{60}Co . Se han normalizado los valores de todas las irradiaciones a una misma dosis al promedio de sus lecturas.

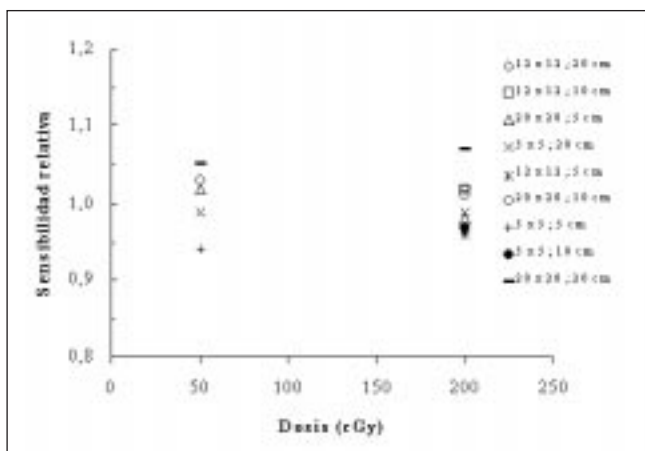


Figura 5. Variaciones en la respuesta de la película ECFLM con el tamaño de campo y la profundidad en 6 MV. Se han normalizado los valores de todas las irradiaciones a una misma dosis al promedio de sus lecturas.

ajuste lineal restringido al intervalo 50 a 250 cGy presenta una desviación máxima con respecto a los resultados experimentales de $\pm 3\%$ (figura 3).

Para analizar las variaciones de sensibilidad de la película ECFLM con el tamaño de campo y la profundidad, hemos normalizado las lecturas de todos los fragmentos irradiados a la misma dosis y energía al promedio del conjunto de lecturas.

Los resultados obtenidos en ^{60}Co muestran una dispersión estadística respecto al promedio similar para las irradiaciones a 50 cGy y a 200 cGy. Las desviaciones observadas están dentro del intervalo de -2% a +1% para todas las condiciones de tamaño de campo y profundidad estudiados, salvo para el campo 20 x 20 y 20 cm de profundidad (figura 4). En este caso la desviación es de +5% del promedio. Además es interesante destacar que la sobrerrespuesta en condiciones extremas de tamaño de campo es del mismo orden de magnitud que en condiciones extremas de profundidad.

En 6 MV las desviaciones observadas para todas las condiciones de irradiación se encuentran entre -6% y +7% del promedio (figura 5). De nuevo observamos que la mayor sobrerrespuesta (+7%) se da para las condiciones de mayor radiación dispersa (20 x 20 y 20 cm de pro-

fundidad). Como ocurre en ^{60}Co , la influencia del tamaño de campo y la profundidad son del mismo orden.

Discusión

La mayoría de tratamientos de radioterapia conformada con colimadores multiláminas y especialmente todos los de modulación de intensidad, son complejas combinaciones de varios campos con profundidades distintas, cada uno compuesto de multitud de segmentos de muy diversos tamaños y muy pocas unidades monitoras. Tal complejidad hace imprescindible la verificación de estos tratamientos a la misma dosis que se va a administrar al paciente en cada sesión (usualmente 180 ó 200 cGy). Este requisito descarta el uso de la película X-Omat V por su bajo rango lineal. La película ECFLM, por el contrario, es muy aproximadamente lineal en un entorno de 200 cGy lo bastante amplio para utilizarla con ese fin.

La característica de la película radiográfica que tradicionalmente más prevenciones ha suscitado en contra de su uso en dosimetría relativa es su sobrerrespuesta a los fotones de baja energía. La proporción de estos fotones en el espectro crece, por efecto de la dispersión, al aumentar el tamaño de campo o la profundidad de medida. Como consecuencia, aumenta la sensibilidad de la película. Este efecto se ha mostrado de manera más acusada en las medias hechas con 6 MV que en las hechas con ^{60}Co .

Como se indica en la introducción, hay autores que proponen en sus trabajos diversos métodos para evitar o corregir la sobrerrespuesta de la película con las condiciones de dispersión.

Respecto a los primeros, diremos que los dispositivos que limitan la sobrerrespuesta de la película¹⁰ se nos antojan de muy difícil aplicación al tipo de verificación que nos ocupa, en la que se busca la determinación de la superposición de campos con diversas orientaciones.

En nuestro estudio, hemos observado para la película ECFLM una influencia similar del tamaño de campo y de la profundidad en la sobrerrespuesta. Williamson et al.⁵, por el contrario, consideran despreciable la influencia del tamaño de campo, si bien para otra película. Por ello la corrección que proponen para las curvas de respuesta en función de la dosis sólo tiene en cuenta la profundidad. En nuestro caso debería incluir también el tamaño de campo, con la consiguiente complicación de estas correcciones.

En definitiva, pensamos que la única alternativa es el conocimiento y la aceptación de las limitaciones de la película, y un uso juicioso dentro de esas limitaciones. Es difícil estimar la incertidumbre que se puede derivar de las variaciones en sensibilidad de la película con las condiciones de dispersión debido a que los tratamientos que estamos considerando son una combinación de multitud de segmentos con pesos muy distintos. Si no consideramos los campos grandes, poco frecuentes en modu-

lación de intensidad, un cuidadoso proceso de calibración, irradiación y revelado puede proporcionar incertidumbres de $\pm 6\%$. Este resultado es similar a lo obtenido por otros autores con otro tipo de película¹¹.

Un aspecto que excede los objetivos de este estudio, pero que debe ser tenido en cuenta en la evaluación de incertidumbres del método de verificación de distribuciones de dosis mediante película, es el de la orientación de la misma. Diversos autores han encontrado apreciables diferencias en la variación de la sobrerrespuesta de la película a los fotones de baja energía según la orientación del plano de la película respecto al eje del haz^{5,6,12}. Así, la película expuesta paralelamente al eje del haz debe experimentar una sobrerrespuesta mayor que la expuesta perpendicularmente.

Otro aspecto que debe ser objeto de atención en posteriores estudios es el comportamiento de la película ECFLM en haces de fotones de alta energía (p.e. 18 MV). Estas energías, aunque infrecuentes en tratamientos de modulación de intensidad, son muy habituales en tratamientos de radioterapia conformada que implican volúmenes blanco situados a grandes profundidades.

Conclusiones

Técnicas como la conformación de campos y sobre todo la modulación de intensidad, requieren un tipo de verificación para el que el dosímetro más práctico es la película radiográfica.

Para reducir al máximo las incertidumbres asociadas al proceso es imprescindible la comprobación de las propiedades del tipo concreto de película que se vaya a utilizar, así como prestar una especial atención al procedimiento a seguir en la irradiación y el revelado.

Referencias

1. J. Dutreix y A. Dutreix. "Film dosimetry of high-energy electrons." *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 161: 33-43; 1969.
2. L. J. van Battum y H. Huizenga. "Film dosimetry of clinical electron beams." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18: 69-76; 1990.
3. G. Marinello y C. Sliwinski. "Les émulsions photographiques et leurs applications en dosimétrie." *J. Radiol. Electrol.* 55: 507-513; 1974.
4. D. Anderson y F. George. "Comparison of film and ion chamber systems for depth-dose measurements for a 25 MV beam." *Phys. Med. Biol.* 24: 636-638; 1979.
5. J.F. Williamson, F.M. Khan y S.C. Sharma. "Film dosimetry of megavoltage photon beams: A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion." *Med. Phys.* 8: 94-98; 1981.
6. N. Suchowerska, P. Hoban, A. Davison y P. Metcalfe. "Perturbation of radiotherapy beams by radiographic film: measurements and Monte Carlo simulations." *Phys. Med. Biol.* 44: 1755-1765; 1999.
7. M.D.C. Evans y L.J. Schreiner. "A simple technique for film dosimetry." *Radiother. Oncol.* 23: 265-267; 1992.
8. L.J. van Battum y B.J.M. Heijmen. "Film dosimetry in water in a 23 MV therapeutic photon beam." *Radiother. Oncol.* 34: 152-159; 1995.

9. P. Cadman. "Use of CEA TVS film for measuring high energy photon beam dose distributions." *Med. Phys.* 25: 1435-1437; 1998.
10. I.J. Yeo, C.K.C. Wang y S.E. Burch. "A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy." *Med. Phys.* 24: 1943-1953; 1997.
11. J. R. Sykes, H. V. James y P.C. Williams. "How much does film sensitivity increase at depth for larger field sizes?" *Med. Phys.* 26: 329-330; 1999.
12. C.W. Cheng y I.J. Das "Dosimetry of high energy photon and electron beams with CEA films." *Med. Phys.* 23: 1225-1232; 1996.

Necesidades metrológicas en braquiterapia. Soluciones a corto, medio y largo plazo

A. Brosed*, J. Pérez Calatayud**, J. Vivanco***

*Unidad de Metrología. CIEMAT. Madrid. **Unidad de Radiofísica. Hospital La Fe. Valencia.

***Sección de Radiofísica. Hospital Central de Asturias. Oviedo.

Preámbulo

El desarrollo de la radiofísica en lo que a la radioterapia externa se refiere se precipitó, entre otras causas, por la disponibilidad del patrón de kerma en aire en el seno del aire en la energía del ^{60}Co a través del Laboratorio de Metrología del CIEMAT y la publicación del llamado Protocolo Español de Dosimetría de la SEFM. En lo que a braquiterapia se refiere, su desarrollo no ha sido paralelo debido principalmente, aunque no sólo, a la carencia en su momento de las dos herramientas acabadas de citar. Actualmente se ha resuelto una de ellas con la aparición del Protocolo de Braquiterapia y queda por resolver la disposición de patrones trazables en las energías de la mayoría de las fuentes radiactivas en uso.

El mayor nivel alcanzado por la radiofísica en España, el aumento significativo en el número de practicantes de la braquiterapia, el desarrollo de nuevos equipos de carga diferida remota y fuentes radiactivas de características muy dispares y la aparición del Real Decreto sobre criterios de calidad en radioterapia, han sido causa de inquietud en el colectivo de radiofísicos por las carencias detectadas para el mejor cumplimiento de sus responsabilidades en este campo. Aunque por parte de algunos de sus miembros se han ofrecido soluciones parciales a alguno de los problemas, siempre ha estado presente la necesidad de buscar soluciones globales que han mostrado ser siempre las más rentables científicamente para el país.

La Sociedad Española de Física Médica, por medio de su anterior Junta Directiva y de la actual, ha promovido la citada solución, en un caso resuelta con la aparición del Protocolo de Braquiterapia y todavía en vías de solución la disponibilidad de patrones y la creación del necesario Laboratorio de Calibración.

Con este fin la SEFM ha dirigido escritos tanto al CIEMAT como al Ministerio de Sanidad, en algún caso más de una vez por falta de respuesta inicial. A sugerencia de este último, decidió realizar un informe con pro-

puestas de solución para su estudio por los organismos implicados. Dado que había miembros de la SEFM trabajando en el tema, se les solicitó remitieran el informe resultante una vez finalizado a la Junta Directiva de la SEFM para su tramitación posterior si procedía. El informe final es el que se presenta a continuación y que ha sido remitido a los organismos ya citados y al Centro Español de Metrología, con la pretensión de que, junto con la SEFM, se ponga por parte de cada uno lo necesario para la solución de las carencias actuales y se facilite el desarrollo de la radiofísica en el campo de la braquiterapia en favor del conjunto de la sociedad española.

1. Introducción

La braquiterapia o lo que es lo mismo el uso clínico de pequeñas fuentes radiactivas encapsuladas juega un papel creciente y cada vez más importante en el tratamiento con radiaciones de tumores malignos y lesiones no malignas. En la actualidad existen 33 centros hospitalarios en España implicados en esta área de la radioterapia y que manejan 23 modelos distintos de fuentes atendiendo al tipo de radionucleido usado (^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{125}I y ^{103}Pd) y a su forma física. El radiofísico hospitalario dentro de cada Centro y en el seno de la Unidad de Radiofísica es el responsable de la dosimetría y en consecuencia el interlocutor válido con los laboratorios de metrología.

La determinación de la dosis absorbida en los tejidos y órganos del paciente y el cálculo de la correspondiente incertidumbre exige previamente el caracterizar las fuentes radiactivas en unidades de una magnitud dosimétrica cuya trazabilidad compete a la metrología de radiaciones ionizantes y más concretamente al Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT, declarado Laboratorio Asociado al CEM en este campo metrológico, según Real Decreto 533/1996. A los beneficios inherentes y básicos que proporciona la existencia de una cadena de

trazabilidad en cualquier aplicación radioterápica, hay que añadir en este caso una obligación legal para los Centros Hospitalarios como la que señala el R.D. 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Este Real Decreto atribuye a los especialistas en radiofísica hospitalaria en su artículo 10 la responsabilidad de la aceptación y determinación del estado de referencia inicial de los equipos generadores de radiaciones con fines terapéuticos, así como del establecimiento y ejecución de los programas de control de calidad asociados y de los aspectos técnicos y físicos de la dosimetría de la radiación. De acuerdo con los contenidos del Anexo II de dicho documento, se incluyen en las citadas responsabilidades la determinación del estado inicial de las fuentes y equipos de braquiterapia, y los controles de calidad subsiguientes, englobando en dichas tareas tanto la calibración de las fuentes como la verificación de los certificados de acompañamiento. En su disposición adicional segunda establece que los equipos que sirven de referencia para la medida de las diferentes magnitudes físicas deberán estar trazados a patrones nacionales o internacionales con reconocimiento nacional, mediante calibraciones periódicas en laboratorios de metrología reconocidos.

Tradicionalmente en el área de la braquiterapia se ha puesto mucho menos énfasis en su trazabilidad y garantía de calidad que en la radioterapia externa. El menor número de los Centros hospitalarios dedicado a estas técnicas complejas y por lo tanto el menor número de pacientes tratados llevaron a la braquiterapia a un desplazamiento en sus prioridades y, en consecuencia, a una peor dotación, tanto en los aspectos clínicos como en los metrológicos. En la actualidad, sin embargo, los buenos resultados clínicos, los últimos avances en equipos de medida y de tratamiento y el uso de nuevos radionucleidos han hecho florecer e incrementar esta modalidad. En esta situación, la necesidad de trazabilidad se hace ahora más evidente y urgente que nunca, pues a diferencia de la radioterapia externa no existen en España patrones establecidos para caracterizar la mayoría de las fuentes que se usan.

En lo que sigue se parte de ciertas premisas que nos conducirán a establecer soluciones a corto, medio y largo plazo. Se señalan a continuación las posibilidades actuales o a corto plazo para que las Unidades de Radiofísica españolas consigan la trazabilidad necesaria. Por último se presentan las conclusiones de este informe, concretadas en seis puntos.

2. Las premisas

2.1. El certificado del fabricante

En el pasado y para las fuentes usadas en braquiterapia, era una práctica normal aceptar, sin una verificación previa, los valores numéricos suministrados por el fabri-

cante y que servían para caracterizar dosimétricamente esas fuentes. En la década actual varias investigaciones plasmadas en artículos e informes han puesto de manifiesto que en un número significativo de casos los valores medidos discrepaban en exceso de los señalados por el fabricante, o en palabras más técnicas, las diferencias superaban los intervalos de incertidumbre o "límites de variación" que aparecían en los certificados. En unos casos, esos intervalos o "límites" eran considerablemente grandes, tanto como $\pm 10\%$, lo que impedía alcanzar una incertidumbre final adecuada. En otros, los valores numéricos suministrados se expresaban en unidades de magnitudes no recomendadas para caracterizar las fuentes. Todo ello indica un mal funcionamiento de la cadena de trazabilidad en esos casos.

Ante esta situación el radiofísico hospitalario se ve obligado, en primer lugar, a discernir entre un certificado normal o con garantía del que no la tiene. En segundo lugar, se ve obligado a optar por la calibración de sus fuentes (especialmente de aquéllas cuyos certificados no ofrecen las garantías debidas) o por la verificación dosimétrica de los resultados señalados en los certificados (especialmente de aquellas fuentes con certificados en regla o con garantía). Obviamente, la primera opción da paso inmediato a comparar los resultados con los señalados en esos certificados sin las debidas garantías. En este caso y ante una clara discrepancia deberían pesar más los resultados de la calibración realizada por el radiofísico que los que aparecen en el certificado.

Las opciones citadas, respaldadas en la actualidad por diferentes organismos nacionales e internacionales, equivalen a que el radiofísico hospitalario disponga no solamente de los medios instrumentales adecuados, sino de la trazabilidad de sus conjuntos de medida a los patrones nacionales o de otros países, a través de los correspondientes certificados.

Obsérvese que el requisito de obtener la trazabilidad para sus medidas reza tanto para el caso de calibrar fuentes como para el caso de verificar dosimétricamente los valores señalados en el certificado. En este contexto, una verificación dosimétrica se debe entender como una calibración simplificada (con una incertidumbre mayor que la que supone una calibración completa) y, en último término, todo se reduce a observar la compatibilidad del valor medido, ya sea el procedente de una calibración o de una verificación dosimétrica, con el valor suministrado en el certificado, teniendo en cuenta, claro está, las incertidumbres asociadas a ambos valores.

Bajo un punto de vista metrológico, un certificado normal de una fuente debe señalar, entre otras características, las siguientes:

- Valor de la tasa de kerma de referencia en aire.
- Intervalo de incertidumbre con el factor de cobertura, k , usado.
- Patrón o Laboratorio Nacional al que son trazables las medidas de la tasa de kerma de referencia en aire.

2.2. El conjunto cámara de pozo-electrómetro-inserto

Todas las fuentes utilizadas en un Servicio de Braquiterapia deben estar calibradas o, lo que es lo mismo, deben estar caracterizadas en términos de la tasa de kerma de referencia en aire, K_R . El procedimiento más generalizado para la calibración de estas fuentes se basa en el empleo de cámaras de ionización de volumen adecuado y calibradas en unidades de kerma en aire, para la energía de interés. En general resulta necesario medir K_{air} a distancias cortas desde las fuentes y en salas de baja dispersión, lo que implica el uso de métodos de medida y factores de corrección adecuados. En algunos casos se utilizan cámaras de ionización típicas de terapia (caso del ^{192}Ir de alta tasa) y en otros cámaras de volúmenes grandes (caso del ^{137}Cs de baja tasa y del ^{192}Ir de baja tasa). En este último caso, la técnica de media y la instrumentación empleada es muy compleja. Si nos referimos a las fuentes de ^{125}I y ^{103}Pd , la emisión de radiación fotónica de muy baja energía y la baja tasa de kerma en aire puesta en juego, hace difícil la medida de K_R incluso en los Laboratorios Nacionales. Baste decir que en la actualidad sólo existe un patrón primario en el mundo para estas fuentes.

La falta de salas adecuadas de baja dispersión en los Servicios de Braquiterapia, la carencia de cámaras de volúmenes grandes, el uso de técnicas complejas en algunos casos, y la imposibilidad física de realizar medidas en aire en otros, ha llevado al uso generalizado en las Unidades de Radiofísica de un segundo procedimiento para caracterizar las fuentes de braquiterapia. Es el uso de cámaras de ionización de pozo con el electrómetro asociado y el correspondiente inserto. Estas cámaras deben ser previamente calibradas y sometidas a pruebas típicas de un programa de control de calidad para garantizar la estabilidad a largo plazo del conjunto cámara de pozo-electrómetro. En principio, este tipo de cámara sólo deberá usarse en la calibración de fuentes de igual tipo (mismo radionucleido, diseño, encapsulamiento, etc.) que la que se empleó para calibrar la cámara de pozo. En esencia es pues un instrumento que transfiere, a través de un procedimiento más sencillo que el descrito anteriormente, valores de la tasa de kerma de referencia en aire a nuevas fuentes del Servicio y siempre con el doble propósito ya sea de calibración ya sea el de verificar el certificado suministrado.

El “patrón local” por excelencia en una Unidad de Radiofísica, en el área de la braquiterapia, es pues el conjunto cámara de pozo-electrómetro, con el correspondiente inserto (CPEI). La “solución óptima” pasaría por la calibración externa de la CPEI, en un Laboratorio de calibración acreditado o Nacional para todos los modelos de fuentes existentes en el Servicio de Braquiterapia. Sin embargo este no siempre es posible, dada la variedad de modelos de fuentes utilizados, la no disponibilidad de todos ellos en los laboratorios de calibración, la ligadura completa de algunos modelos de fuentes a los equipos de caraga diferida existentes en algunos Servicios y la leja-

nía, en ocasiones, de algunos de los escasos laboratorios de calibración existentes en algunos Servicios y la lejanía, en ocasiones, de algunos de los escasos laboratorios de calibración existentes en el mundo.

Existen en consecuencia “otras soluciones” para determinados modelos de fuentes. Esas soluciones pasan por el uso de cámaras de ionización de pequeño y gran volumen (típicas de niveles de terapia y de protección) convenientemente trazadas a patrones y que permiten al Radiofísico hospitalario calibrar internamente esas fuentes. Sin embargo, el uso de salas con dimensiones limitadas y el de bancadas de mayor o menor calidad, en el ámbito hospitalario, se traduce en un incremento de la incertidumbre con respecto a la que se podría obtener en un Laboratorio de calibración. Cabe hablar en consecuencia y para estos casos de una verificación dosimétrica más que de una calibración en sentido estricto.

Ni que decir tiene que una calibración externa de la CPEI para un determinado modelo de fuente es siempre preferible, bajo un punto de vista metrológico, al de una calibración interna de ese modelo realizada en el Servicio de Braquiterapia. Pero esto no es siempre posible, como se ha señalado anteriormente.

2.3. La solución óptima, una solución a medio y largo plazo

La “solución óptima” o, lo que es lo mismo, la calibración externa de la CPEI para los diversos modelos de fuentes usados, pasa inevitablemente por el establecimiento en España de un Laboratorio de Calibración a nivel del Estado. Esto exigiría:

- a) La construcción de una instalación radiactiva adecuada, ubicada preferentemente en un Centro o Institución con experiencia en metrología de radiaciones ionizantes.
- b) Disponibilidad de personal titulado y auxiliar con experiencia en esta actividad.
- c) Disponibilidad de un equipamiento y de utillaje adecuados junto con un suministro regular y oportuno de los modelos de fuentes usados en los Servicios españoles de braquiterapia.

A nadie se le oculta que estas exigencias implican la realización de los siguientes pasos:

- d) Convencimiento de las autoridades implicadas en esa necesidad, tanto las metrológicas como las sanitarias.
- e) Elección de la ubicación del laboratorio y diseño del mismo.
- f) Selección, contratación y formación del personal que se haría cargo del laboratorio.
- g) Construcción del laboratorio y elaboración de la documentación de puesta en marcha para el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).
- h) Adquisición por etapas de la instrumentación, utillaje y modelos de fuentes.
- i) Autorización de la instalación y emisión de las licencias del personal por parte del CSN.

Desde que las autoridades diesen su consentimiento, la realización de los pasos descritos llevaría un mínimo de tres años para que el Laboratorio de calibración iniciase sus actividades. De ahí que la consecución de la solución óptima debe considerarse como una solución a medio y largo plazo.

3. Las soluciones a corto plazo

En tanto que el citado laboratorio no entrase en funcionamiento, las soluciones a corto plazo para conseguir la trazabilidad necesaria en los Servicios españoles de braquiterapia pasarían por adoptar las siguientes acciones:

a) Asesoramiento en materia de instrumentación y de métodos de medida a las Unidades de Radiofísica en el área de la braquiterapia.

b) Disponibilidad de personal y de medios materiales en el CIEMAT para establecer calidades en rayos X y organizar campañas de calibración en la energía del ^{137}Cs (en niveles de terapia y de protección) y en la calidad de rayos X (250 kV; CHR = 2,5 mmCu).

c) Actuaciones de las Unidades de Radiofísica adquiriendo fuentes calibradas en unos casos o calibrando, en otros, sus conjuntos CPEI en laboratorios acreditados extranjeros.

El asesoramiento a las Unidades de Radiofísica lo podría realizar personal de la SEFM en colaboración con personal de la Unidad de Metrología del CIEMAT. En este sentido ya se ha estudiado la conveniencia de disponer de una cámara de ionización de 1 litro, aquellas Unidades que dispongan de fuentes de Cesio de baja tasa. Previamente calibrada en esta energía, el uso de esta cámara permitiría realizar verificaciones dosimétricas de esas fuentes, y especialmente de aquellas ligadas a los equipos de tratamiento.

3.1. Las acciones del CIEMAT a corto plazo

Al objeto de dar trazabilidad a las Unidades de Radiofísica en el área de la braquiterapia, el CIEMAT tiene dispuesto llevar a cabo las siguientes acciones:

a) Campaña de calibración de cámaras de terapia en la energía del ^{60}Co , en unidades de kerma en aire en el seno de aire, durante el último trimestre del año 2000.

La disponibilidad del valor de N_K para una cámara NE 2571 permitiría derivar el valor de N_K para fuentes de iridio de alta tasa a través de la expresión (1):

$$N_K(^{192}\text{Ir}) = N_K(^{60}\text{Co}) \times 0,99$$

con una incertidumbre sobre $N_K(^{192}\text{Ir})$ de 1,1% para un factor de cobertura de $k=1$.

b) Campaña de calibración de cámaras típicas de terapia en la energía del ^{137}Cs y en la calidad de rayos X (250 kV; CHR = 2,5 mmCu), durante el 2.º semestre del 2001.

La calibración en unidades de kerma en aire en ambas calidades, permitiría derivar el valor de N_K para la energía del iridio usando el método de interpolación de Gotsch (2,3) y en consecuencia la verificación dosimétrica de fuentes de iridio de alta tasa.

c) Campaña de calibración de cámaras de gran volumen (≥ 1 litro) en la energía del ^{137}Cs en unidades de kerma en aire, durante el 2.º semestre de 2001.

Permitiría la verificación dosimétrica de fuentes de cesio de baja tasa.

4. Posibilidades actuales o a corto plazo para conseguir la trazabilidad necesaria en una Unidad de Radiofísica en el área de la braquiterapia

En lo que sigue y de modo resumido expondremos las posibilidades actuales o a corto plazo de que dispone una Unidad de Radiofísica para conseguir la trazabilidad necesaria, para las fuentes actualmente existentes en España, véase fuentes de iridio de alta y baja tasa, cesio de baja tasa y fuentes de yodo y paladio de baja tasa.

4.1. Iridio de alta tasa

4.1.1. Calibración interna de la CPEI. Verificación dosimétrica

a) Uso de una cámara NE2571 calibrada en la energía del ^{60}Co (N_K).

b) Uso de una cámara típica de terapia, preferentemente de tipo Farmer, calibrada en la energía del ^{137}Cs y en una calidad de R.X. de energías medias, concretamente en la calidad de 250 kV y CHR = 2,5 mmCu.

Cualquiera de las dos alternativas, aunque con preferencia la segunda, permitiría al radiofísico verificar dosimétricamente la fuente de iridio de alta tasa. Con la fuente calibrada, partiendo del certificado o de la calibración interna, el radiofísico podría calibrar internamente su CPEI para el modelo de fuente utilizado.

4.1.2. Calibración externa de la CPEI

Se puede realizar para algunos modelos de fuente en un laboratorio acreditado extranjero como es el caso del ADCL, de la Universidad de Wisconsin, trazado al Laboratorio Nacional de Estados Unidos, NIST.

4.2. Iridio de baja tasa

4.2.1. Calibración interna de la CPEI con fuentes calibradas

a) Adquisición de hilos calibrados de 1 cm (Nycomed-Amersham) y de 14 cm (CIS-Bio).

b) Medida de la K_R lineal, con el uso de instrumentación adecuada.

c) Calibración interna de la CPEI para el modelo de fuente utilizado.

4.3. Cesio de baja tasa

4.3.1. Calibración interna de la CPEI para todos los modelos. Verificación dosimétrica

a) Uso de una cámara esférica de 1 litro, calibrada en la energía del ^{137}Cs (N_K).

b) Calibración interna de la fuente de cesio.

c) Con la fuente calibrada, partiendo del certificado o de la calibración interna, el radiofísico podría calibrar internamente su CPEI para el modelo de fuente utilizado.

4.3.2. Calibración interna de la CPEI, mediante fuentes calibradas de algunos modelos

a) Adquisición de fuentes calibradas tipo tubo en Nycomed-Amersham y CIS-Bio.

b) Calibración interna de la CPEI para el modelo de fuente utilizado.

4.3.3. Calibración externa de la CPEI

Se puede realizar para modelos de fuente, tipo tubo, en Nycomed-Amersham, CIS-Bio y ADCL de la Universidad de Wisconsin. En el caso de CIS-Bio, la calibración se realiza en el Laboratorio secundario del Laboratorio Nacional Henri Becquerel de Francia.

4.4. Yodo y paladio de baja tasa

4.4.1. Calibración externa de la CPEI

En la actualidad no se dispone de otra posibilidad que la de calibrar externamente la CPEI en el ADCL de la Universidad de Wisconsin, trazado al NIST, único Laboratorio Nacional que dispone de un patrón primario para estos tipos de fuentes.

5. Conclusiones

1.^a En la actualidad 33 centros hospitalarios españoles, practicantes del área de la braquiterapia, necesitan trazabilidad metrológica para los diferentes modelos de fuentes que usan en el tratamiento de pacientes. Es responsabilidad del Estado el establecimiento de las correspondientes cadenas de trazabilidad.

2.^a Las Unidades de Radiofísica en el área de la braquiterapia necesitan estar dotadas de la instrumentación necesaria, buena parte de la cual puede resultar común para todas ellas pero otra parte puede resultar específica del tipo de fuentes que se usen. La Sociedad Española de Física Médica debería asesorar acerca de la mejor instrumentación y de los métodos de medida a aplicar.

3.^a El establecimiento de las cadenas de trazabilidad exige soluciones a corto plazo que cubran parcialmente esas necesidades y una solución a medio y largo plazo que pudiera cubrir de manera total y óptima esas necesidades.

4.^a El CIEMAT, cuyo Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes es el responsable metrológico de establecer esas cadenas, debe facilitar los medios para poder aportar las soluciones a corto plazo antes del año 2002. Ello permitiría al Radiofísico hospitalario verificar dosimétricamente con la debida trazabilidad a patrones las fuentes de iridio de alta tasa y las fuentes de cesio de baja tasa.

5.^a La solución óptima y completa para todos los radionucleidos utilizados, o solución a medio y largo plazo, pasa inevitablemente por el diseño, construcción y puesta a punto de un nuevo Laboratorio, instalación radiactiva, ubicado preferentemente en el CIEMAT y dotado de la infraestructura, equipamiento y medios humanos necesarios. La inversión necesaria (estimada en aproximadamente 75 MPta) y los costes anuales de personal, materiales y fuentes (estimadas en aproximadamente 24 MPta), exceden claramente las posibilidades de inversión y de personal del Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, tradicionalmente deficitarias, especialmente en el apartado de personal.

6.^a Dado que se estima que el comienzo de actividades metrológicas del citado laboratorio no se habría de producir antes de tres o cuatro años, se insta a que las autoridades implicadas, las que representan a la metrología (CEM, Ministerio de Fomento; CIEMAT, Ministerio de Ciencia y Tecnología) y las que representan a los usuarios (Ministerio de Sanidad y Consumo) aporten, en el menor tiempo posible, las soluciones pertinentes para la iniciación del proyecto de este nuevo laboratorio. Conviene señalar, en este sentido, la importancia básica que representa la colaboración de los profesionales de la metrología y de los usuarios, representados estos últimos por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM).

Referencias

1. Brosed A, González AM, Vivanco J. Trazabilidad de los conjuntos de referencia hospitalarios usados en la calibración de fuentes de braquiterapia para las energías del ^{137}Cs , ^{60}Co e ^{192}Ir . XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander, Septiembre 1999.
2. Goetsch SJ, Attix FH, Pearson DW, Thomadsen BR. Calibration of ^{192}Ir high-dose rate afterloading systems. *Med Phys* 1991; 18: 462-467.
3. IAEA-TECDOC-1079. Calibration of brachytherapy sources. Recommendations on standardized procedures for the calibration of brachytherapy sources at SSDLS and Hospitals. IAEA (1999).

Detector plano de rayos X de selenio para Fluoroscopia y Radiografía Digital

Hiroshi Asahina

Centro de Desarrollo & Investigación de Sistemas Médicos. Compañía de Sistemas Médicos. Toshiba Corporation. Tochigi. Japón.

Resumen

Nuestra Compañía ha desarrollado con éxito el primer detector de Rayos-X plano, con tecnología de selenio, para Fluoroscopia y Radiografía Digital. Este detector convierte los Rayos-X que han pasado a través del cuerpo del paciente en imágenes digitales estáticas y dinámicas, de tal modo que se pueden obtener imágenes de alto contraste y resolución espacial. Este nuevo tipo de detectores de Rayos X puede reemplazar tanto a las películas como a los intensificadores, utilizados en sistemas de diagnóstico durante más de 50 años.

El nuevo detector de Rayos X tiene una superficie de 23 cm x 23 cm y se compone de un material fotoeléctrico (Selenio Amorfo) y un detector compuesto de pequeños transistores (TFT's) cuyo tamaño es 0,15 mm x 0,15 mm.

Este detector permite obtener imágenes fluoroscópicas a 30 imag/seg, haciendo posible la visualización de lesiones tales como cánceres en estado precoz o estenosis vasculares, aportando muchas ventajas e incluyendo amplias posibilidades de diagnóstico y reducida dosis al paciente.

Nosotros habíamos pensado desarrollar una gran variedad de detectores para una amplia gama de aplicaciones en Radiología Digital desde Radiología General hasta Angiografía. En este informe analizamos la estructura y características de este detector plano así como las ventajas de la próxima generación de sistemas radiológicos.

Abstract

We have succeeded in developing the first selenium-based flat panel X-ray detector for digital fluoroscopy and radiography. This flat panel X-ray detector efficiently captures X-rays that have passed through the patient's body and converts them directly to digital dynamic and static images. It has been confirmed that images with high spatial resolution and contrast can be obtained. This new type of X-ray detector may replace X-ray film and image intensifiers, which have been used in diagnostic X-ray systems for more than 50 years. The newly developed flat panel detector is a two-dimensional surface measuring 23 cm x 23 cm. It consists of a photoelectric material (amorphous selenium) and a laminated array of thin film transistors (TFTs) with detector elements 0.15 mm x 0.15 mm in size.

This detector permits fluoroscopy to be performed at a rate of up to 30 images per second, making it possible to visualize the morphological characteristics of lesions such as early-stage cancer or vascular stenosis, and offers many advantages, including expanded diagnostic capabilities and reduced patient exposure dose. We plan to develop a variety of detectors for a wide range of digital X-ray applications from general radiography to angiography. The structure and features of the newly developed flat panel detector and the advantages of next-generation diagnostic X-ray systems are discussed in this report.

Introducción

Los avances tecnológicos que se han hecho en sistemas de diagnóstico por Rayos-X, hacen posible generar datos útiles en un rango cada vez más amplio de aplicaciones terapéuticas y de diagnóstico. Recientemente, ha habido una gran actividad investigadora, centrada en el desarrollo de nuevos detectores de Rayos-X, para alcanzar imágenes totalmente digitales. Hemos logrado desarrollar un detector plano de Rayos-X de conversión di-

recta con tecnología selenio, que permite fluoroscopias y radioscopias digitales de alta resolución. Este nuevo panel es una superficie de 23 x 23 cm y se compone de un material fotoeléctrico (amorphous selenium) y un detector compuesto de pequeños transistores (TFT's) que miden 150 μm x 150 μm .

Este detector permite obtener imágenes fluoroscópicas a 30 imag/seg, proporcionando imágenes digitales dinámicas y estáticas, con una resolución espacial excelente y alto contraste. Realmente, se trata de un

detector digital de Rayos-X innovador, que reemplazará a los intensificadores de imagen de Rayos-X convencionales (I.I.), utilizados durante más de 50 años. En la nueva era de la imagen digital y redes de información médica, este detector será aplicable a una gran variedad de exámenes tales como radiología general, estudios gastrointestinales, angiografía cardíaca y general, etc., ofreciendo muchas ventajas clínicas.

Este informe describe la estructura y características de este detector e introduce la nueva generación de diagnóstico de Rayos-X, que incorpora este detector de panel plano.

Historia de las Innovaciones Tecnológicas en Sistemas de Diagnóstico por Rayos-X

Durante muchos años después del descubrimiento de los Rayos-X, las exploraciones fluoroscópicas se realizaban en una sala oscura, observando imágenes en una pantalla fluorescente, que brillaba en respuesta a los Rayos-X que habían pasado a través del paciente. En los años 50, el desarrollo de los intensificadores de imagen (I.I.) fue un gran paso hacia la fluoroscopia. Al reemplazar la pantalla fluorescente por un instrumento electrónico basado en la tecnología de TV, se consiguió un incremento significativo del brillo de la imagen. En los años 80, la angiografía por sustracción digital (DSA), se introdujo en el campo de las exploraciones cardio-vasculares con contraste. En DSA, las señales analógicas de vídeo procedentes de una cámara de TV, se convierten en datos digitales y las estructuras vasculares se visualizan al ser procesadas digitalmente. De este modo, los grandes avances que han tenido lugar en la tecnología electrónica han dado como resultado un espectro más amplio de aplicaciones en el diagnóstico de imágenes digitales, desde la radiología general hasta los estudios gastrointestinales.

Alrededor de 1990, comenzó el desarrollo de un detector plano para Rayos-X con la misma tecnología utilizada para la fabricación de pantallas (TFT's) de cristal líquido. Un informe presentado en la RSNA en 1995 hablaba de un detector plano de Rayos-X basado en la tecnología de selenio de conversión directa para imágenes estáticas, el cual atrajo la atención de los investigadores.

En 1997, simultáneamente, se informa del desarrollo de un detector plano de Rayos-X de con-

versión indirecta para imágenes estáticas y del éxito de TOSHIBA en la obtención de imágenes dinámicas, utilizando un detector de conversión directa basado en selenio con detector pequeño, de 4 cm x 4 cm, que convertía los Rayos-X directamente en imágenes dinámicas. Este informe generó gran interés, considerándose un reto extremadamente difícil para llegar a obtener imágenes dinámicas a alta velocidad, utilizando un detector de panel plano con un método de conversión directa.

Estructura del Detector Plano de Conversión Directa para imágenes dinámicas

El detector plano de conversión directa para la obtención de imágenes dinámicas, está diseñado para convertir los Rayos-X que han pasado a través del paciente en señales eléctricas que generen imágenes totalmente digitales tanto estáticas como dinámicas. El detector consta de cuatro componentes: una unidad de conversión de Rayos-X, un conjunto de detectores, una unidad de procesamiento de señales de alta velocidad y otra de transferencia de imagen digital (Fig. 1).

Unidad de conversión de Rayos-X

En esta unidad se utiliza un material fotoeléctrico (selenio amorfo) para convertir los Rayos-X en señales eléctricas. Cuando una capa de selenio amorfo se expone a los Rayos-X, se generan, gracias a la fotoconductividad y en proporción al nivel de exposición, cargas positivas y negativas. Aplicando un voltaje de varios kV, las cargas generadas se mueven a través del campo eléctrico como una corriente fotoeléctrica y se

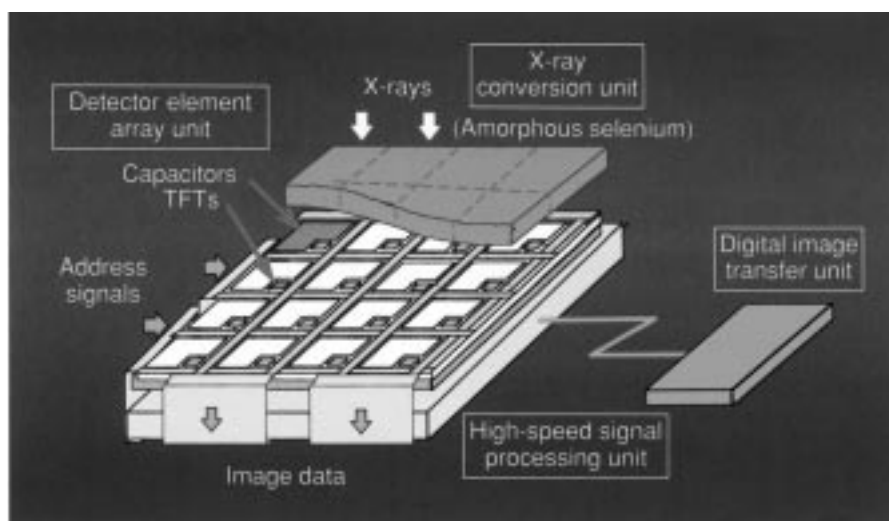


Figura 1. Diseño del detector con pantalla plana de conversión directa para imágenes dinámicas.

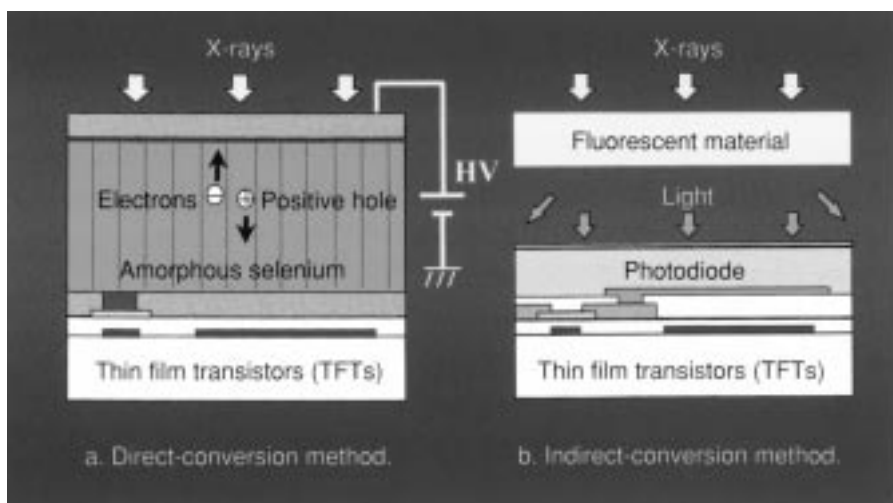


Figura 2. Secciones cruzadas que demuestran las diferencias entre el método directo e indirecto.

recogen sin pérdida ni dispersión por el conjunto de detectores (Fig. 2a).

Conjunto de detectores

La tecnología TFT se emplea para fabricar un conjunto de más de dos millones de detectores en un sustrato de cristal. Cada elemento del detector incluye un condensador y un TFT. Mientras la unidad de conversión está expuesta a los Rayos-X, las cargas generadas se acumulan en el condensador. Cuando el TFT es activado por una señal procedente de la unidad de procesamiento de alta velocidad, la carga acumulada es leída como una señal eléctrica.

Unidad de procesamiento de señales de alta velocidad

Esta unidad genera señales dirigidas, secuencialmente, para activar los TFT del conjunto de detectores. Las señales eléctricas leídas en respuesta a estas señales se amplifican y se envían a un convertidor analógico-digital.

Unidad de transferencia de imagen digital

Esta unidad está diseñada para compensar las señales digitales y para transmitir imágenes digitales, secuencialmente, hacia el ordenador auxiliar. En Fluoroscopia, las imágenes dinámicas se obtienen a una velocidad de hasta 30 imágenes por segundo, correspondiendo a una velocidad de transmisión de datos superior a 1.0 gigabites por segundo.

Comparación de Métodos de Conversión de Rayos-X en imágenes

La diferencia entre el detector plano de conversión directa y otros detectores está en el proceso de conversión de Rayos-X en imágenes (Tabla 1). En sistemas que emplean películas de Rayos-X y películas de cine, los Rayos-X se convierten en luz y se proyectan sobre la película. La imagen analógica final se obtiene revelando la imagen latente de la película. En radiología computerizada (CR), las imágenes de Rayos-X son capturadas en una placa de imagen (IP) de fósforo. La imagen digital se obtiene escaneando el IP con un rayo láser para convertir la imagen latente en señales eléctricas. En un intensificador de imagen (I.I.), las imágenes digitales se obtienen convirtiendo los Rayos-X en señales eléctricas y éstas en luz gracias a una cámara de TV.

Como un nuevo método de detección de Rayos-X, debemos citar el detector plano de conversión indirecta (Fig. 2b), el cual incluye láminas de material fluorescente, fotodiodos y un conjunto TFT. El material fluorescente convierte los Rayos-X en luz, y los fotodiodos convierten, a su vez, ésta en señales eléctricas. Estos detectores de Rayos-X emplean métodos de conversión indirecta, transformando los Rayos-X en luz, y ésta, a su vez en imagen. Una vez que los Rayos-X han sido convertidos en luz, ésta sufre repetidas dispersiones y reflexiones

Tabla 1. Comparación entre diferentes métodos de Rayos X (para convertir Rayos X en imágenes).

Método de detección		Conversión de rayos X en imágenes
Digital	Directo	Detector de panel plano (selenio amorfo)
	Indirecto	Detector de panel plano (material fluorescente + fotodiodo)
		I.I. + Cámara TV
		Detector de imagen
Analógica	Indirecto	I.I. + película
		Pantalla intensificadora + película

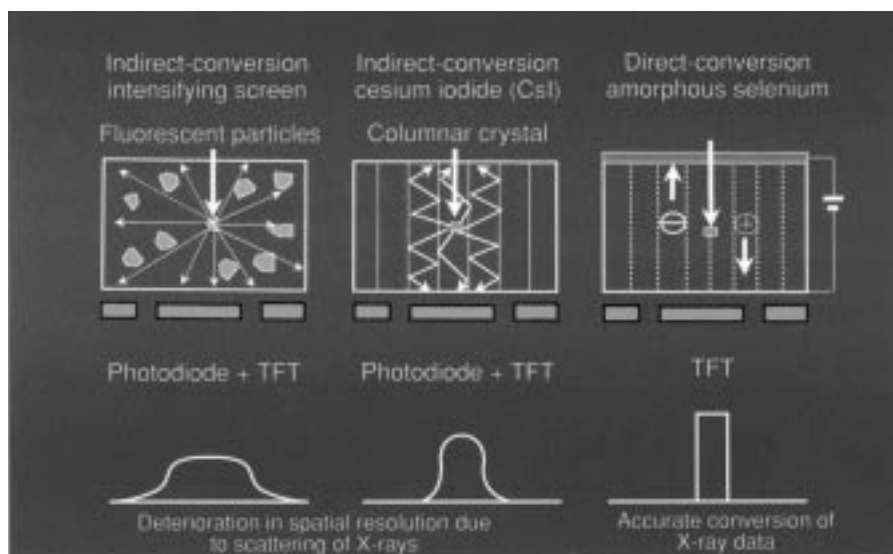


Figura 3. Pérdidas y diseminación de los datos de rayos-X en un detector de pantalla plana de conversión indirecta.

en todas direcciones, con el resultado de una pérdida de datos útiles, reduciendo la sensibilidad a los Rayos X y minimizando la resolución espacial.

En contraposición, el detector plano de conversión directa aprovecha al máximo la fotoconductividad para convertir los Rayos-X directamente en señales eléctricas. Así, los datos válidos de Rayos-X son aprovechados en su totalidad (Fig. 3).

Descripción del Detector Plano para Imágenes Dinámicas

Las especificaciones del detector plano desarrollado recientemente, son las siguientes:

- Campo de visión efectivo: 23 x 23 cm (cuadrado)
- Tamaño del elemento detector: 150 x 150 μm .

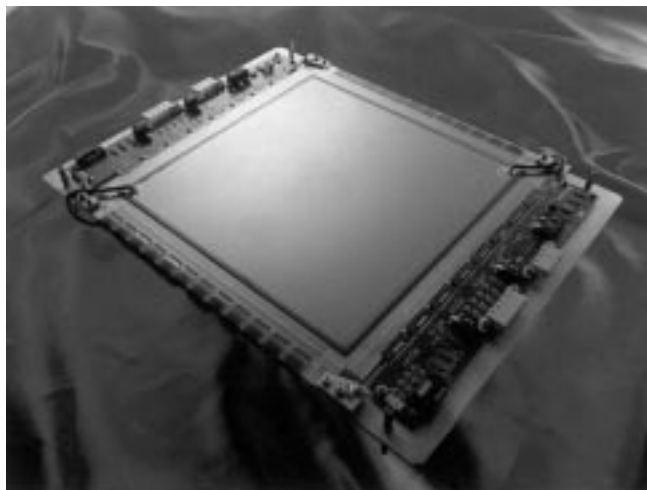


Figura 4. Aspecto externo del detector con pantalla plana para imágenes dinámicas.

- Espesor de selenio: 1000 μm .
- Capacidad de imágenes: radiografía digital y fluoroscopia hasta 30 ips.

La apariencia externa de este detector (Ver Fig. 4) muestra, en su parte central, el campo de visión efectivo de los Rayos-X, que consta de una lámina de selenio amorfo, dispuesta sobre un detector. Las placas del circuito eléctrico situadas a ambos lados son utilizadas para generar las señales de la unidad de procesamiento de alta velocidad. Las placas adicionales de circuitos de la parte trasera son utilizadas para la amplificación de señales en la unidad de proceso de alta velocidad, para la conversión analógico-digital y para la salida de

datos hacia la unidad de transferencia de imagen. Las señales eléctricas son enviadas desde el conjunto de detectores hacia la unidad de procesamiento de alta velocidad a través del conjunto de cables superior e inferior.

Avance Tecnológico

Para conseguir Fluoroscopia con bajo nivel de exposición a los Rayos-X, fue necesario desarrollar una nueva tecnología que convertía los Rayos X en imágenes digitales.

Gran sensibilidad a los Rayos-X

Esta es esencial en Fluoroscopia. La sensibilidad del método de conversión directa está determinada por la eficiencia de absorción de Rayos-X, por parte de la capa de selenio amorfo. Los experimentos preliminares fueron realizados utilizando un detector de campo pequeño para investigar la eficiencia de la absorción de los Rayos-X de capas de selenio amorfo de diferentes grosores: 510, 740 y 1020 μm (Fig. 5). A medida que la eficiencia de absorción de los Rayos-X se incrementa, la inclinación de la línea marcada en el gráfico se hace más pronunciada. La eficiencia de absorción de Rayos-X para un grosor de 1020 μm fue 1,4 veces mayor que la experimentada en una capa de 510 μm , valor que se aproxima bastante a los resultados de los cálculos teóricos. Toshiba ha decidido emplear una capa de 1000 μm de selenio amorfo para Fluoroscopia. Como referencia, se muestra la sensibilidad a los Rayos-X de nuestro prototipo de detector plano de conversión indirecta, que emplea yoduro de cesio (CsI) con un espesor de 400 μm como material fluorescente.

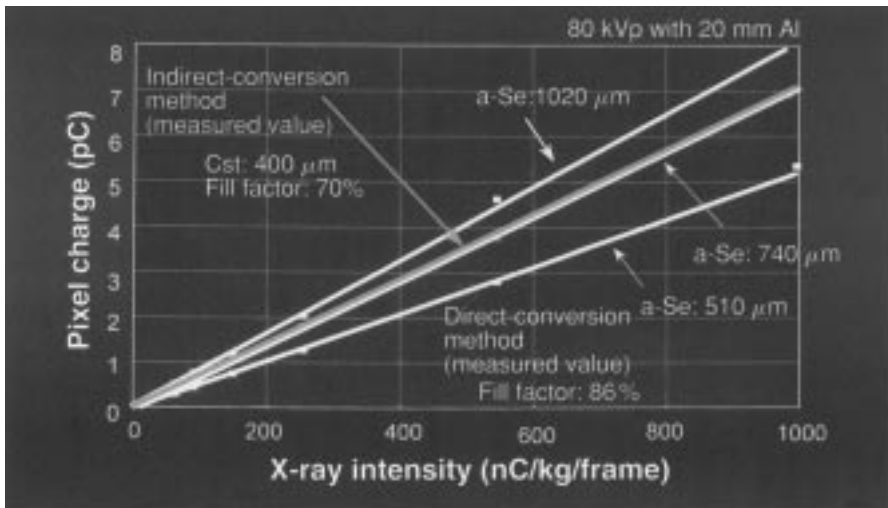


Figura 5. Rasgos de sensibilidad radiológicos (absorción radiológica versus grosor de selenio amorfos).

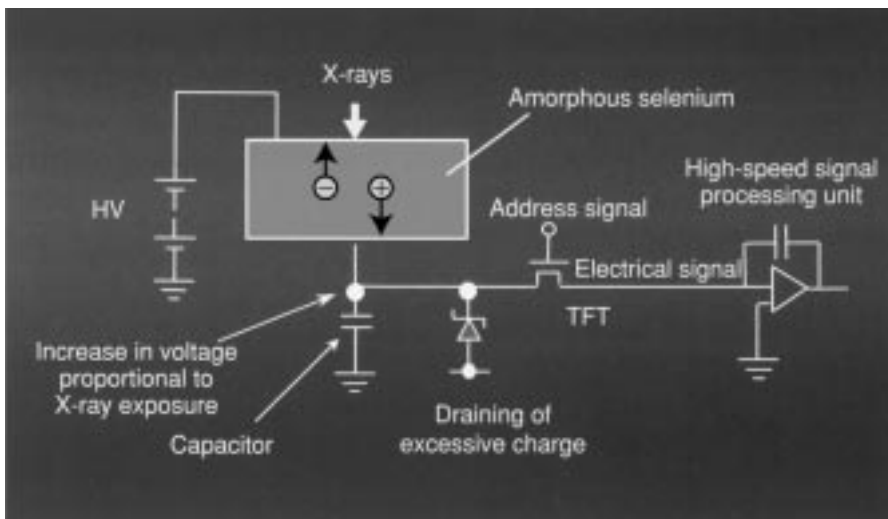


Figura 6. Protección de sobrecarga de los transistores de película fina (TFTs).

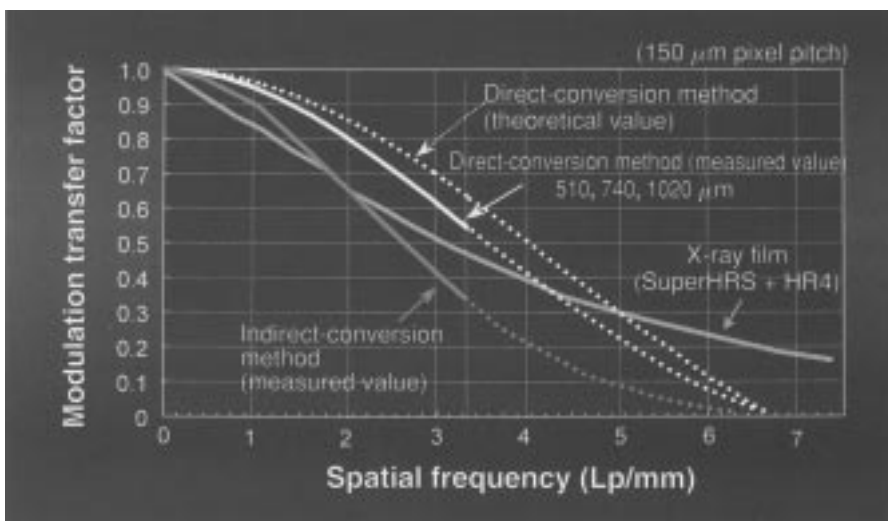


Figura 7. Rasgos de resolución espacial.

Protección contra el exceso de voltaje

Uno de los objetivos prioritarios en el método de conversión directa es proteger el TFT de un exceso de voltaje. Cuando los Rayos-X entran en la capa de selenio amorfo, se genera y se almacena una carga eléctrica en un condensador (Fig. 6). El voltaje en el condensador se incrementa en proporción a la cantidad de carga, pero un TFT conectado a un condensador tiene límites respecto al voltaje aplicado. Si los Rayos-X continúan entrando en la capa de selenio amorfo, el voltaje en el condensador se incrementa excesivamente y el TFT corre el riesgo de sufrir sobrevoltaje. Para evitar esta circunstancia, se ha instalado un circuito especial para drenar el exceso de carga procedente de los elementos del detector, asegurando una imagen estable de alta velocidad, incluso si el detector está sujeto a altos niveles de exposición de Rayos-X. La estructura TFT necesariamente se vuelve más compleja, pero a pesar de este incremento de complejidad, la gran calidad se mantiene en el elemento detector, gracias a la avanzada tecnología de la pantalla de cristal líquido de Toshiba.

Evaluación de las Prestaciones

Resolución espacial

La figura 7 muestra la resolución espacial, calculada a partir de las imágenes digitales obtenidas. La línea de función ha sido obtenida a partir de una primera imagen dividida, empleándose la transformada de Fourier para calcular la función de transferencia de modulación (MTF). En el gráfico se muestran las características de la resolución espacial del prototipo de detector plano de conversión indirecta y de un sistema de pantalla-película de Rayos-X, junto con los valores teóricos del método de conversión directa, con el mismo tamaño de pixels como refe-

rencia. A frecuencias más altas, la película de Rayos-X tiene una mejor resolución. Aunque, el detector digital de Rayos-X tiene características de frecuencia espacial limi-

tadas, el método de conversión directa es superior a la película de Rayos-X en los valores medios de frecuencia, lo que contribuye en gran medida a la capacidad de diag-

nosticar imágenes. Los valores medidos son muy cercanos a los calculados teóricamente, lo que indica que los datos de Rayos-X son convertidos en imágenes sin dispersiones y con gran precisión.

Linealidad y características de respuesta de los Rayos-X

La Figura 8 nos muestra las características de respuesta de Rayos-X. Las señales eléctricas (expresadas como cargas eléctricas almacenadas en el condensador) correspondientes a la dosis de Rayos-X, han sido medidas en un tubo de voltaje de Rayos-X de 80 KVp con un filtro de aluminio de 20 mm a la salida del tubo. Las señales eléctricas muestran buena linealidad sobre un amplio rango de valores de exposición de Rayos, y alcanza la saturación en el nivel especificado, incluso cuando la exposición de Rayos es excesiva. Estas excelentes características de sensibilidad a los Rayos-X hacen que el detector sea válido para un gran número de aplicaciones, incluyendo Fluoroscopia y Radiología.

Imágenes obtenidas utilizando el detector plano

Se adquirieron imágenes dinámicas a 30 imag/seg, de un fantoma, simulando una mano en rotación, (Fig. 9), en el que ven imágenes de alta definición con bajos niveles de distorsión. La figura 10 nos muestra imágenes de un test de resolución espacial, situado en un ángulo de 45°, obtenido mediante la utilización de un detector plano y de un sistema de Intensificador de Imagen de 9", en el que se utilizó el campo de 6 pulgadas. En las imágenes obtenidas utilizando el detector plano, es posible la visualización de hasta 4.3 pl/mm, que está muy cerca de la resolución límite (3.4 pl/mm x 2), evidenciando una resolución espacial excelente.

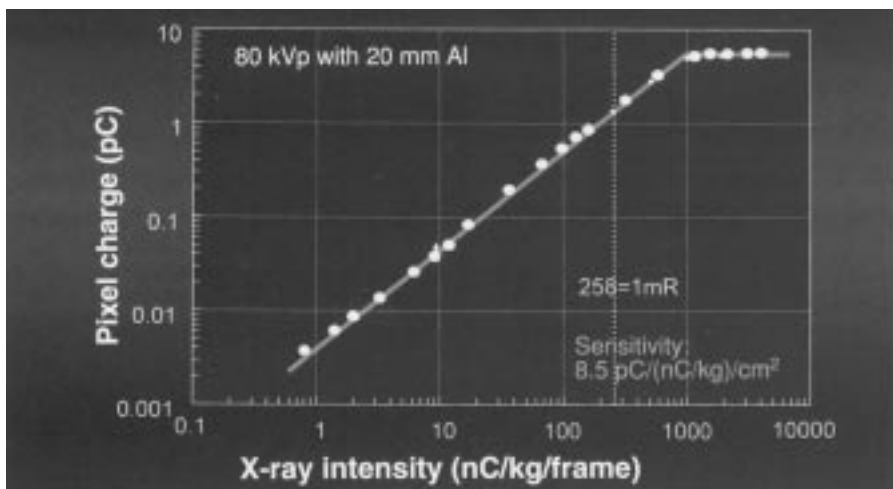


Figura 8. Rasgos de respuestas de los rayos X.

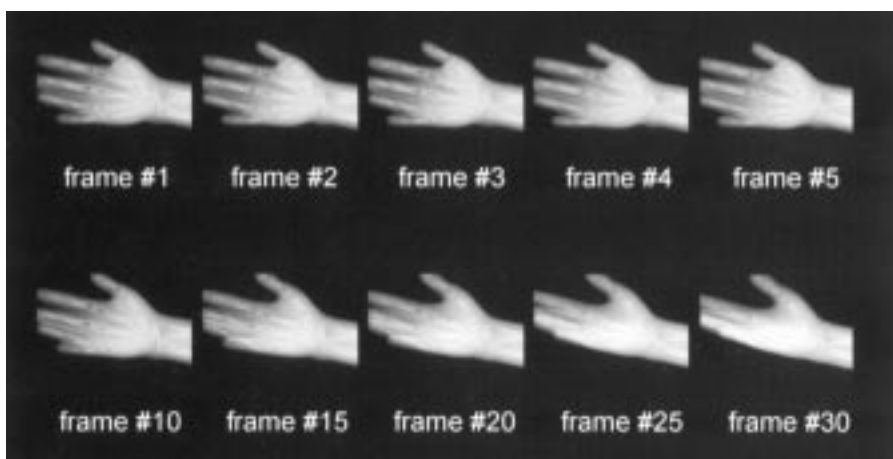


Figura 9. Imágenes dinámicas de un fantoma de mano.

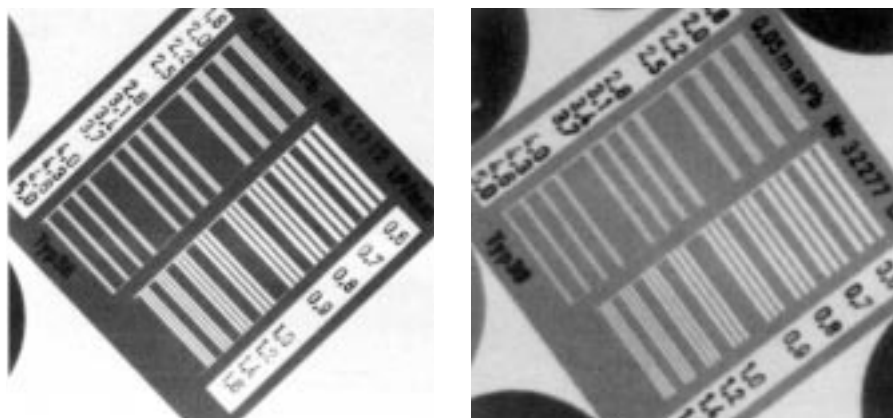


Figura 10. Imágenes de un gráfico de resolución espacial-comparación entre el método de conversión directo y el método de cámara de TV con Intensificador de Imagen (con voltaje de tubo de 80kVp). a) Detector con pantalla plana usando el método de conversión directo. b) Vista de 6" obtenido con un 9" Intensificador de Imagen (I.I.).

Programa de Formación Continuada de los Profesionales (FCP) Especialistas en Radiofísica Hospitalaria

1. Introducción

La Directiva 97/43 EURATOM [1] relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, prevé en su artículo 7 que todos los profesionales implicados en las prácticas radiológicas han de tener una formación teórica y práctica adecuada para poder desempeñar su profesión.

La Federación Europea de Organizaciones de Física Médica [EFOMP], en su documento "Policy Statement nº 9" [2], da respuesta al perfil profesional de la figura del experto en física médica, definiendo la figura del "*Medical Physics Expert*" como el profesional que puede cumplir con las exigencias en la Directiva 97/43 EURATOM [1]. Define sus niveles de competencia en cada una de las áreas en donde se manejan radiaciones ionizantes y el desarrollo curricular de formación específica necesaria para desempeñar su cometido en cada una de ellas. Además, recomienda que cada país instaure prioritariamente un Programa de Formación Continuada de los Profesionales [3], con el fin de garantizar en todo momento un alto nivel de competencia profesional de todos los especialistas.

En nuestro país, desde 1997, los profesionales dedicados a la Física Médica en el ámbito hospitalario, tienen el reconocimiento oficial de una Especialidad Sanitaria propia: la Radiofísica Hospitalaria (RFH) [4], cuyo esquema formativo está plenamente adaptado a las recomendaciones de la EFOMP [2] incluyendo el Registro Nacional de Especialistas [5].

Además, con el fin de asegurar y mantener en todo momento un alto grado de competencia profesional de los especialistas, la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), al igual que otras Sociedades Europeas, se propone instaurar un programa de Formación Continuada de los Profesionales (FCP), con un esquema basado en las recomendaciones de la EFOMP [6].

2. Definición de la FCP

La EFOMP, en sus documentos "Policy Statement" [3] y [6], define la Formación Continuada de los Profesionales (FCP):

a) La FCP es la adquisición planificada de conocimientos, experiencia y habilidades (tanto técnicas como personales) necesarias para el ejercicio de la profesión, durante toda la vida profesional.

b) La FCP es una obligación ética y moral de cada Especialista a lo largo de toda su carrera profesional con el fin de mantener su nivel de competencia en la profesión lo más alto posible.

3. Justificación de la FCP

La FCP es inherente al ideal del Profesionalismo: promueve la excelencia dentro de la profesión y protege a la Profesión y al Público contra la incompetencia. En el campo de la Física Médica, es fundamental para seguir el ritmo de continua evolución tecnológica de las especialidades médicas.

La FCP beneficia de modo individual a cada Especialista manteniendo su nivel de competencia y competitividad, promoviendo satisfacción en su trabajo y expectativas en su carrera profesional. Beneficia también a los pacientes, y al público en general, que son atendidos por profesionales de alto nivel de competencia profesional. Y finalmente, beneficia también a los empresarios que se aseguran profesionales competentes, altamente motivados por su trabajo y que pueden adaptarse fácilmente a nuevas técnicas.

4. Objetivos del programa de FCP

Los objetivos de la instauración del Programa de FCP son los siguientes:

a) Mantener un alto nivel de competencia profesional de los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria, en todas sus áreas de actuación, como medio para garantizar la calidad de los diagnósticos y tratamientos y, en consecuencia, la protección al paciente tal como prevé la Directiva 97/43 EURATOM [1].

b) Acreditar y registrar la formación adquirida, a todos los profesionales inscritos al Programa de FCP, en vistas a su posible utilización curricular.

c) Conseguir la acreditación definitiva por parte del Comité de Registro de la EFOMP [5], del esquema completo de formación y registro de los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria.

5. Creación de la Comisión de Docencia de la SEFM

La Comisión de Docencia (CD) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) se ha creado a instancias de su Junta Directiva con carácter permanente, como órgano asesor de la misma en todos aquellos temas que estén relacionados con la formación de sus miembros. El Acta Fundacional de la CD data de Enero de 2000 y está constituida por los siguientes miembros:

- 1 miembro de la Comisión Nacional de Especialidad de RFH (especialista en RFH).
- El representante actual de la SEFM en el Comité de Educación de la EFOMP.
- El representante anterior de la SEFM en el Comité de Educación de la EFOMP.
- 1 miembro de la actual Junta Directiva de la SEFM.
- 1 representante de las Unidades Docentes de RFH.
- 1 representante de la Universidad.
- 1 miembro de la SEFM propuesto por la Junta Directiva.

La Comisión de Docencia de la SEFM será el órgano encargado de **acreditar** y **registrar** la Formación Continuada de los profesionales inscritos en el Programa de FCP, con la creación y mantenimiento de un **registro** de todas las actividades de FCP de cada uno de ellos.

6. Inscripción al programa

La inscripción al Programa de FCP es de carácter estrictamente voluntario. Sin embargo, la SEFM recomienda fuertemente la inscripción al mismo de todos los profesionales que desempeñen su trabajo en cualquiera de las áreas de la Radiofísica Hospitalaria. Las directrices de la EFOMP [2] y [6] dividen a los especialistas en dos categorías bien diferenciadas en función de la acreditación de FCP. Además, desde 1997, el Ministerio de Sanidad y Consumo [7] acredita oficialmente la Formación Continuada de las Profesiones Sanitarias, entre las que se encuentra la RFH.

a) *Quién puede inscribirse:*

Todos los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria, con titulación oficial.

b) *Normativa para realizar la inscripción:*

Enviar a la Comisión de Docencia de la SEFM el formulario de inscripción al programa de FCP, debidamente cumplimentado. El periodo de inscripción al programa de FCP comenzará en el momento de su publicación.

c) *Formulario de inscripción:*

Podrá solicitarse a la Secretaria de la SEFM por correo convencional, por e-mail: *secretaria.sociedades@medy-*

net.com, y también podrá obtenerse a través de la web de la SEFM: *www.semf.es*

7. Cuantificación de la formación continuada. (Puntuación)

1. Siguiendo las recomendaciones de la EFOMP [6], la cuantificación de la FCP se hace a través de la obtención de los llamados "**puntos de FCP**" (para abreviar, sólo "puntos"), cuya unidad básica equivale a 1 hora lectiva de clase.

1 punto = 1 hora de clase

2. El esquema de FCP se basa en la obtención de un determinado número de puntos en un ciclo de 5 años. El número total de puntos a alcanzar será definido por la Comisión de Docencia después de una valoración de la puntuación media adquirida por los profesionales inscritos al programa, durante el primer año de funcionamiento. La puntuación recomendada por la EFOMP [6] es de 240-300 puntos en cinco años (40-60 puntos/año).

3. Las actividades de FCP se dividen en dos categorías:

Categoría 1 Cursos de formación	Categoría 2 Actividades diversas
<ul style="list-style-type: none"> • Cursos programados y acreditados para FCP de la SEFM. • Cursos patrocinados por Sociedades Científicas de reconocido prestigio tanto nacionales como internacionales. • Workshops • Cursos de refresco. • Reuniones científicas, etc. 	<ul style="list-style-type: none"> • Formación en el propio Hospital: sesiones clínicas, conferencias, etc. • Lectura sistemática de revistas o libros. • Preparación y realización de conferencias, seminarios, etc. • Publicación de artículos en revistas. • Presentaciones a Congresos: comunicaciones orales o pósters • Implementación de nuevas tecnologías • Miembro activo de grupo de trabajo, etc.

4. La totalidad de los puntos ha de obtenerse necesariamente con contribución de ambas categorías.

PUNTUACIÓN PROPUESTA

CATEGORÍA 1: CURSOS DE FORMACIÓN

Asistencia como alumno

Cursos de FCP organizados por la SEFM	
Sin evaluación final	1 punto/hora
Con evaluación final	1,2 punto/hora
Cursos de refresco de congresos de la SEFM	1 punto/hora
Cursos de refresco de congresos internacionales	1 punto/hora
Cursos de FCP de otras sociedades, organismos y/o organizaciones internacionales reconocidas.	
Sin evaluación final	1 punto/hora
Con evaluación final	1,2 punto/hora

Programas de doctorado	1 punto/hora (máx: 25 puntos /año)
------------------------	---------------------------------------

Participación como profesor

Profesor de cualquiera de las categorías de cursos descritas anteriormente:	
La primera vez que se imparten	2 punto/hora
Las demás veces	1 punto/hora
Con un máximo de 100 puntos/año	

CATEGORÍA 2 : ACTIVIDADES DIVERSAS

Asistencia a sesiones de formación en el propio Hospital: seminarios, sesiones clínicas, cursos, etc.	1 punto/sesión o 1 punto/hora de clase
---	--

Lectura sistemática de revistas y/o publicaciones periódicas y/o libros de especialidad	10 puntos/año (máximo)
---	---------------------------

(Esta actividad deberá estar justificada por un superior: Jefe de Servicio, Unidad, etc.)

Preparación e impartición de clases magistrales, seminarios, sesiones clínicas, etc.	
La primera vez	5 puntos
Las otras veces que se repite	3 puntos

Estancias de aprendizaje en otros centros	5 puntos/año
---	--------------

Publicaciones de libros	
Libro entero, autor único	20 puntos
Editor de libro de varios autores	15 puntos
Capítulos libros internacionales	10 puntos
Capítulos libros nacionales	8 puntos
Monografías	5 puntos

Publicaciones de artículos	
En revistas internacionales (con referees)	15 puntos
En revistas nacionales (con referees)	7 puntos
En revistas internacionales (sin referees)	8 puntos
En revistas nacionales (sin referees)	4 puntos

Presentaciones en Congresos	
Conferencia invitada/ponencia	10 puntos/hora
Comunicación oral o poster en Congreso Internacional	6 puntos
Comunicación oral o poster en Congreso Nacional	4 puntos

Miembro de comité organizador/científico de Congreso o director de Curso reconocido de FCP	5 puntos
--	----------

Implementación de nuevas tecnologías	5 puntos/actividad
--------------------------------------	--------------------

Miembro activo de grupo de trabajo / Comisión o Junta Directiva de Sociedad Científica	5 puntos / año
--	----------------

Otras actividades de aprendizaje en otros campos no explícitamente de la especialidad (Idiomas, gestión, etc.)	1 punto/hora
<i>(Siempre bajo la aprobación del comité de FCP)</i>	(máx. 10 puntos/año)

8. Registro y seguimiento de la FCP

La Comisión de Docencia (CD) de la SEFM creará y mantendrá un registro de los profesionales adscritos al Programa de FCP, así como de las actividades de Forma-

ción Continuada que haya realizado de cada uno de ellos, con la puntuación correspondiente.

Cada año, cada profesional inscrito en el programa enviará a la CD la relación de todas las actividades de Formación Continuada que haya realizado, mediante los formularios de "Informe de Actividades" de cada categoría debidamente cumplimentados, y adjuntando los justificantes correspondientes. (Disponibles en la Secretaría de la SEFM o en la página web de la SEFM).

La CD registrará dichas actividades y enviará un certificado de acreditación de puntuación obtenida a cada uno de los miembros inscritos en el Programa.

9. Acreditación de cursos y otras actividades formativas

La CD acreditará para FCP aquellas actividades de formación que cumplan los requisitos necesarios para ello, a criterio de la CD.

En el Anexo I se detalla la normativa que deben cumplir los cursos para que puedan ser considerados de Formación Continuada Profesional de la SEFM, así como el procedimiento a seguir para conseguir la acreditación por la CD. Los datos que se solicitan cumplen también la normativa solicitada para el Ministerio de Sanidad para ser acreditados por dicho organismo.

10. Bibliografía

1. Directiva 97/43 EURATOM DEL CONSEJO de 30 de junio de 1997. Diario oficial de las Comunidades Europeas. Nº L 180/22-27. ES.
2. EFOMP, Policy Statement nº 9: Radiation Protection of the patient in Europe: The training of the Medical Physics Expert in Radiation Physics or Radiation Technology, *Physica Medica* XV (1999) 149 a 153.
3. EFOMP, Policy Statement nº 8: Continuing Professional Development for the Medical Physicist, *Physica Medica* XIV (1998) 81 a 83.
4. 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. BOE nº 52 de 1 de Marzo de 1999.
5. EFOMP, Policy Statement nº 6: Recommended guidelines of National Registration Schemes for Medical Physicists, *Physica Medica* XI 4 (1994) 157 a 159.
6. EFOMP, Policy Statement nº 10: Recommended guidelines of National Schemes for Continuing Professional Development of Medical Physicists.
7. Resolución de 22 de diciembre de 1997, de la Subsecretaría, por la que se da publicidad al Convenio de Conferencia Sectorial del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud sobre Formación Continuada de las profesiones sanitarias. BOE nº 38 de 13 de Febrero de 1998.

Todos los documentos de la EFOMP pueden obtenerse gratuitamente en:

www.efomp.org/policyst.html

ANEXO I

ANEXO I.1. NORMATIVA DE LOS CURSOS DE FORMACIÓN CONTINUADA DE LOS PROFESIONALES (FCP) DE LA SEFM

1. El/los director/res del curso se comprometen a hacer una labor de edición: normalizando léxico, velando por la correcta nomenclatura de la terminología, asegurando la calidad del contenido de todos los temas, etc.

2. Los cursos se realizarán con la base de un texto completo que se entregará a los participantes y que contendrá todos los temas teóricos, más la guía de prácticas (si fuera el caso).

3. El/los director/es del curso confeccionarán una encuesta de evaluación del curso, para ser contestada por los alumnos al final del curso.

4. Al finalizar la actividad, el/los director/es enviarán a la CD un informe global del desarrollo del curso en el que constará:

- Listado de profesores que han intervenido.
- Listado de alumnos que han asistido.
- Resultado y valoración de la encuesta de la evaluación del curso.

- En caso de haberse realizado una prueba de evaluación de conocimientos a los alumnos, incluir el contenido de la misma, y los resultados obtenidos por cada alumno. Indicar también el valor mínimo de puntuación exigido para la obtención de los créditos.

5. Los cursos se identificarán mediante un código asignado a cada uno de ellos.

6. Se publicitarán todos al comienzo del año. La información se hará llegar a todos los socios, además de incluirse en la web de la SEFM.

7. El precio del curso y la inscripción para los socios, serán determinados por la JD de la SEFM, en base al presupuesto previo elaborado por el/los director/es del curso, y las normas generales establecidas para los mismos.

8. Las inscripciones a los cursos se realizarán a través de la Secretaría de la SEFM. El período de inscripción se abrirá dos meses naturales antes de la realización del curso y se cerrará un mes natural antes del inicio. Para hacer efectiva la inscripción, cada participante debe enviar la solicitud de inscripción, obtenida de la página web de la SEFM (www.sefm.es), con la indicación del código del curso juntamente con la fotocopia de la transferencia bancaria.

9. La inscripción al curso se cerrará cuando se llegue al número máximo de participantes establecidos para el curso por riguroso orden de recepción de las inscripciones en la Secretaría Técnica de la SEFM, pudiendo mantenerse en espera el 5% de las plazas para sustitución por causa justificada. No existe devolución de inscripción.

10. Una vez cerrada la inscripción, la secretaria de la SEFM enviará al director/es del curso el listado de participantes.

11. La publicación del texto del curso, es responsabilidad del director/es del curso en cuanto a los contenidos y la presentación de los temas. La portada del curso será normalizada con un diseño de la FCP (Formación Continua Profesional) de la SEFM y el "logo" correspondiente a la acreditación del Ministerio de Sanidad. Se recomienda la encuadernación de los textos con espiral continua (metálica).

12. Cada profesor recibirá de la SEFM la cantidad de 10000 ptas./hora de clase impartida, después de haber recibido del director/es del curso la confirmación de su participación con el número de horas impartidas.

13. El director del curso recibirá de la SEFM la cantidad de 40000 ptas. (En caso de ser dos los directores recibirán la cantidad de 30000 ptas. cada uno)

14. La SEFM pagará todos los gastos de desplazamiento, alojamiento y dietas de los profesores que deban realizarse para impartir las clases, previa presentación de justificantes. Los desplazamientos en coche se pagarán con la tarifa oficial establecida de ptas./km. El alojamiento y dieta está fijado en 16.000 pesetas/día.

15. Todos los demás gastos (impresión, varios) serán abonados por la SEFM al director/es del curso, previa presentación de los justificantes. La impresión de los documentos puede realizarse en Edicomplet.

16. Al finalizar el curso, el director/es enviarán a la SEFM un informe global del mismo, en el que constará:

17. Listado de profesores que han intervenido, con las horas que ha impartido cada uno.

18. Listado de alumnos que han asistido.

19. Resultado y valoración de la encuesta de la evaluación del curso.

La SEFM tramitará la acreditación de Formación Continua de todos los cursos al Ministerio de Sanidad, y para ello es imprescindible cumplimentar la solicitud que debe acompañarse de un informe de cada curso, siguiendo el esquema que a continuación se detalla. El director/es de cada curso debe enviarlo a la CD de la SEFM, en el momento de la solicitud de acreditación del curso.

INFORME DEL CURSO

El informe del curso debe contemplar los siguientes apartados:

1. Información general:

- Título del curso.
- Director/es: Nombre, titulación y lugar de trabajo.
- Población donde se realizará el curso.
- Número mín. y máx. de alumnos.
- Número de horas estimadas.
- Fechas de realización.

2. Objetivos:

- Descripción de los objetivos generales del curso. (Objetivo global del curso).

- Descripción de los objetivos específicos. (Los objetivos que se pretenden conseguir en el proceso del aprendizaje).

3. Programa:

El programa del curso debe contemplar:

- a) Contenidos o temario del curso
- b) Calendario
- c) Recursos humanos:
 - Profesorado con especificación de la cualificación profesional
 - Otros recursos humanos
- d) Recursos materiales
- e) Participantes
 - Nº máximo de participantes
 - Descripción del método de selección /inscripción empleado.

4. Metodología docente:

Descripción de la metodología docente que se utilizará en relación con los objetivos de la actividad.

5. Evaluación:

Explicitar el/los tipos de evaluación empleados (asistencia, participantes, profesorado, actividad, etc.), así co-

mo el medio o sistema empleado, y los requerimientos exigidos para la obtención de créditos.

ANEXO II.2. PROCEDIMIENTO PARA OBTENER LA ACREDITACIÓN DE FCP

1. Enviar a la CD el formulario de solicitud de acreditación de curso de FCP debidamente cumplimentado, al que se adjuntará un informe del curso en el formato indicado para la acreditación del Ministerio de Sanidad y un presupuesto económico del mismo.

2. La CD contesta favorablemente a la acreditación del curso con la puntuación correspondiente.

3. Si la CD emite una respuesta negativa, lo hará con indicación de los aspectos que han de remodelarse para su posterior revisión, o bien lo desestimaré definitivamente. En el primer caso, una vez remodelado el curso, se procederá a su tramitación a la CD, desde el punto 1.

4. Antes de tres meses del inicio previsto del curso, se mandará a la CD el texto completo del curso, más la guía de prácticas si las hubiere, más la encuesta de evaluación de los alumnos. Así mismo, si el curso tuviera evaluación final (muy deseable), modelo de preguntas que servirán para efectuar dicha evaluación, y número de ellas.

¿SPECT o SPET?

La respuesta es: depende. En efecto, una rápida búsqueda en *Medline* nos informa que de 2773 trabajos, en 2431 de ellos aparecían las siglas SPECT mientras que SPET sólo lo hacía en 342 artículos. Es importante señalar que prácticamente ninguno de estos 342 trabajos ha sido publicado en Estados Unidos de lo que se infiere que el uso de SPET parece restringido al ámbito europeo.

Como casi siempre, hay argumentos a favor y en contra de ambas grafías. De forma estricta, la "C" de "SPECT" significa que es una técnica en la que obligatoriamente se emplea un "Computador" para obtener imágenes tomográficas, cosa totalmente cierta. Según esto "SPECT" gana.

Por otro lado, ya que actualmente no hay en Medicina Nuclear ninguna técnica tomográfica que no haga uso de la computación, se puede omitir la "C" ya que no aporta mayor información. Por lo tanto "SPET" gana.

En vista de ello y a falta de un libro de estilo generalizado, si se intenta publicar en USA, emplear SPECT; si es en Europa SPECT o SPET. En España, SPECT o PET, primero por ser Europa y segundo para que la duda no sea obstáculo para publicar.

Rafael Puchal Añe

*Servicio de Medicina Nuclear.
Hospital Bellvitge*

Erratas en "Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM" [Revista de Física Médica 2000; 1(0): 1-49]

1. Dirección del e-mail indicado en Correspondencia debe ser: Jose.Perez-Calatayud@uv.es
2. La expresión [1.5.1] en la página 13 debe ser:

$$(A_w N_K)_{Ir} = \frac{1}{2} \{ (A_w N_K)_{RayosX} + (A_w N_K)_{Cs} \}$$

En vez de la que ha aparecido originalmente en el texto.

3. En la Tabla 2.2.7 de la página 27 hay una errata recientemente publicada por el primer autor^a del trabajo del que se ha tomado. El valor para $y = 0.75 \text{ cm}$ y $z = 0.75 \text{ cm}$ es 0,963 en vez de 0,693.

^a Daskalov G. *Erratum: "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source" [Med. Phys. 25, 2200-2208 (1998)]* Med. Phys. 2000; 27: 1999

Cálculo de blindajes para instalaciones de radiodiagnóstico y aceleradores lineales de electrones

A partir de la metodología y los datos propuestos por la Guía 5.11 del Consejo de Seguridad Nuclear "Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico", se ha preparado una hoja de cálculo que permite obtener el espesor de blindaje necesario (en diferentes materiales) para radiación primaria, dispersa y de fuga.

También se ha preparado otra hoja para el cálculo de blindajes en aceleradores lineales de electrones siguiendo la metodología de la norma DIN 6847 parte 2 "Instalaciones de aceleradores electrónicos lineales para uso médico".

Las aplicaciones se han realizado en la Hoja de Cálculo de Microsoft Excel para PC y están a disposición de aquellas personas que lo deseen pidiéndolo a nuestra dirección de correo electrónico: fpro@hcu-lblesa.es, a la atención de Pedro Ruiz o M^a Angeles Rivas.

**Workshop on IMRT Treatment Planning and Dosimetry. Junio 22-24 2000.
Departments of Medical Physics and Radiation Oncology
Memorial Sloan Kettering Cancer Center.
1275 York Avenue
New York.**

Se ha celebrado recientemente el primer curso sobre planificación, dosimetría y control de calidad en radioterapia con modulación de intensidad en el Memorial Sloan Kettering Cancer Center (MSKCC) de New York.

El programa del curso comprende:

- Bases clínicas de IMRT.
- Planificación.
- Principios básicos del cálculo de dosis en planificación inversa.
- Dosimetría y control de calidad del multiláminas dinámico.
- Inmovilización, control de movimientos de órganos.
- Verificación de campos de IMRT mediante EPID.
- Respiratory Gating.
- NTCP/TCP para tratamiento.
- Aspectos avanzados del cálculo de dosis, cálculo paralelo de UM, smoothing.
- Introducción a Cadplan/Helios.
- Laboratorio de DMLC y Helios.

Aunque el curso está dirigido básicamente a físicos involucrados en la implantación de modulación de intensidad mediante multiláminas dinámico, en él también se desgranar aspectos clínicos en un hospital pionero en el desarrollo de sistemas de cálculo, control de calidad e implementación clínica de la IMRT que pese a lo novedoso de la técnica ya cuenta con una experiencia de 5 años en el tratamiento en distintas localizaciones con modulación de intensidad.

Es destacable el elenco de profesores entre los que están Howard Amols, Chandra Burman, Jenghwa Chang, Chen Chui, Margie Hunt, Clifton Ling, Michael Lovelock, Tom LoSasso Andrew Jackson y Gig Mageras, que han desarrollado los algoritmos de optimización, procedimientos de control de calidad de los multiláminas dinámicos y sistemas de control de posición y verificación de tratamiento. Por parte del departamento de oncología radioterápica, colaboran Steven Leibel y Suzanne Wolden. También participa como representante de Varian Corey Zankowsy que muestra las características básicas de Cadplan/Helios cuya parte de planificación inversa ha sido desarrollada en base al método de gradiente interactivo desarrollado en el MSKCC por algunos de los profesores de este curso.

En resumen, un más que recomendable curso para todo aquel interesado tanto en las bases, implementación y la práctica de rutina de la IMRT y mucho más específicamente a los usuarios de DMLC y sistema de simulación virtual y planificación inversa Soma/Helios/Cadplan.

La información que tengo en el momento de escribir esta reseña es la que se nos dio en el momento de realizar el curso; en principio se repetirá de forma más o menos periódica estando programado el siguiente para enero de 2001.

Feliciano García Vicente

*Sección Radiofísica, Servicio de Radioterapia.
Hospital Universitario La Princesa.
Madrid*

Curso “Dose & Monitor Calculations for High Photons Beams”

Hace poco he tenido la suerte de poder disfrutar de una ayuda (75.000 ptas.) concedida por la Sociedad para asistir al Curso organizado por la ESTRO “Dose & Monitor Calculations for High Photons Beams” Santorini (Grecia), 7-11, Mayo 2000.

El motivo de esta nota es comentar brevemente mis impresiones sobre el mismo para que pueda servir a los miembros de la Sociedad a animarse a asistir a dichos cursos.

Dejando a un lado el marco escogido para celebrar dicho Curso (una isla del mar Egeo), que por supuesto también forma parte de los alicientes, comentar que el contenido científico del Curso es sumamente interesante, ya que está relacionado con las nuevas tendencias que se tratan de establecer para el cálculo de U.M., sus ventajas, inconvenientes y viabilidad práctica.

Por otra parte este tipo de acontecimientos sirven para entrar en contacto con radiofísicos de diferentes países (había representación de veintiocho países diferentes), lo cual supone un intercambio de ideas y experiencias sobre la forma de actuar en la rutina diaria de cada uno, que puede ser de utilidad práctica a la vuelta del Curso. A la vez siempre es enriquecedor conocer gente de otros países, por lo que supone de experiencia personal para cada uno y practicar un poco de turismo.

Por lo tanto sólo me queda animar a todos los miembros, y en particular a los residentes para los que yo creo que es muy útil para su formación, a solicitar este tipo de ayudas que concede anualmente la Sociedad que hacen posible la participación en estos cursos.

Rodrigo Lope Lope

*Residente de Radiofísica. Servicio de Física
y Protección Radiológica.
Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa”.
Zaragoza*

Curso de Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz del Cáncer de Mama

Santiago de Compostela ha sido el lugar escogido para celebrar durante los días 18, 19 y 20 de octubre el "Curso de Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz del Cáncer de Mama" organizado por el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario de Santiago.

El curso presentaba una parte teórica donde se describían los parámetros técnicos que deben ser controlados periódicamente en un equipo mamográfico y una parte

práctica en la que se mostraban las técnicas de medida. Así mismo, se comentaron y discutieron los diversos protocolos y guías de Control de Calidad que actualmente se encuentran en uso.

La experiencia de los responsables del Programa Gallego de Detección Precoz del Cáncer de Mama, al igual que la de los ponentes que han intervenido en el curso, ha mostrado los problemas tanto a nivel organizativo como funcional que surgen cuando se implanta un programa de este tipo.

El objetivo del curso creo que se cumple a todos los niveles y desde aquí animo a la organización para realizar un segundo curso.

Por último agradecer a la SEFM la ayuda económica para participar en este evento.

Curso de Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz de Cáncer de Mama

Recientemente, he tenido ocasión de asistir al Curso de Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz de Cáncer de Mama, impartido en Santiago de Compostela durante los días 18, 19 y 20 de Octubre.

En mi opinión, considero muy aprovechable y exhaustivo el contenido del mismo, dada la entrada en vigor del RD1976/1999, con los requerimientos de revisión y actualización de protocolos que ello implica y la necesidad de ofertar a la sociedad una cobertura de calidad.

En relación a esto, se comentaron diferentes protocolos existentes, en particular el Protocolo Europeo en Mamografía, aplicado en la mayoría de las Comunidades Autónomas y los resultados de la situación de los programas de cribado de cada comunidad durante los últimos años.

Las prácticas (visita a la unidad móviles para cribado mamográfico y medidas del Control de Calidad del CAE e imagen mamográfica), en grupos pequeños de personas, supusieron un complemento muy adecuado, pues se pusieron en común dudas y cómo resolverlas así como valoraciones basadas en las experiencias sobre material para medidas.

Quizá hubiera sido interesante alterar el orden de algunas ponencias, por ejemplo, situando al principio del Curso los módulos de *Física de la Mamografía, características especiales de los equipos de Rayos X para Mamografía y Receptor y procesado de la imagen*, para servir de introducción a neófitos o para refrescar conceptos.

En cuanto a la mamografía digital, los módulos de *diagnósticos asistido por ordenador y nuevos parámetros en calidad de imagen digital* fueron de agradecer debido a lo innovador y desconocido que es este campo y el gran futuro que tiene.

Por último, agradecer la hospitalidad y cordialidad con que fuimos recibidos los asistentes y también la gastronomía gallega, que no es poco.

David Martínez Barrio

Residente del Hospital Vall d'Hebron. Barcelona

Curso Teórico-Práctico PET



He asistido al I Curso Teórico-Práctico P.E.T., celebrado en la Clínica Universitaria de Navarra entre los días 19 y 22 de octubre, con gran ilusión y he regresado muy satisfecho. El curso ha estado muy bien organizado y hemos podido compartir experiencias durante 3 días completos, médicos nucleares, radiofarmacéuticos y radiofísicos.

La docencia se ha desarrollado en 22 sesiones teóricas que han abarcado desde la producción y síntesis de los radionúclidos específicos del PET, al funcionamiento del tomógrafo así como los controles de calidad del equipo, la protección radiológica, la cuantificación de imagen y las aplicaciones médicas en las siguientes áreas: oncología, PET cerebral, neurología y cardiología.

Las sesiones prácticas se dividieron en dos partes, una general común a todos los alumnos y otras específicas en las que no separamos en grupos por especialidad. Para los radiofísicos se desarrollaron en detalle la protección radiológica en un Centro PET y las características físicas del tomógrafo y el ciclotron.

Este Curso está acreditado con 3,95 créditos por la Comisión de Formación Continuada de la Facultad de Medicina de la Universidad de Navarra, para el Curso 2000-2001.

Nos entregaron como documentación dos libros, uno con la parte teórica y otro con las prácticas. Los que estén interesados en obtenerlos se pueden poner en contacto con Josep Marti Climent en el Servicio de Medicina Nuclear de la C.U.N. e-mail: jmmartic@unav.es.

Natividad Ferrer

Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica

II Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear

Entre los días 9 y 11 de noviembre se ha celebrado en la Academia de Ciencias Médicas de Cataluña y Baleares, en Barcelona, el II Curso de Instrumentación y Control de Calidad en Medicina Nuclear.

El Curso se dividió en dos partes bien diferenciadas. Los dos primeros días se impartieron clases de teoría y el último hubo una sesión opcional de prácticas. Las clases de teoría comenzaron con un reposo a los fundamentos teóricos y la instrumentación básica utilizada en Medicina Nuclear, donde se incluían conceptos de detectores, formación de la imagen y los parámetros de caracterización de un sistema detector. Seguidamente se trató la tomografía computerizada por emisión de fotón único (SPECT), presentándose la caracterización de un sistema SPECT, los métodos de reconstrucción tomográfica y las diversas correcciones necesarias para la optimización de las imágenes obtenidas con esta técnica. El tomógrafo por emisión de positrones (PET) fue el objetivo de los siguientes temas, en los cuales se explicaron fundamentos de detección, correcciones necesarias para la obtención de imágenes y el funcionamiento básico de un ciclotrón. La última parte de teoría se centró en la garantía y el control de calidad de los equipos implicados en la Medicina Nuclear, así como en la adquisición de imágenes y procesado.

La sesión opcional de prácticas se celebró en la última mañana del curso, y se centró en los controles de calidad de gammacámaras y activímetros. En imágenes de video digital, pues de otro modo no hubiera sido posible abarcar todos los controles en un período relativamente corto de tiempo y con un grupo elevado de personas, se fueron mostrando uno por uno todos los controles que exigía el RD. En algunos controles se mostraban dispositivos de diseño "casero" para la optimización en la realización de los mismos. El curso concluyó con un coloquio sobre control de calidad, donde los ponentes pusieron al servicio de los alumnos su dilatada experiencia en el campo de la Medicina Nuclear.

La valoración del curso fue bastante positivo por parte de todos los asistentes, a pesar de que había profesiona-

les de distintas especialidades, como radiofísicos, médicos y técnicos de Medicina Nuclear.

Carlos Martín Rincón

Residente del Hospital de la Princesa. Madrid

Cursos de Física Médica de la E.S.I.-E.F.O.M.P.

Cada año, entre finales de noviembre y principios de diciembre, la E.S.I. en colaboración con la E.F.O.M.P. organiza una serie de cursos de una semana de duración cada uno. Este año los cursos programados han sido:

1. "Conformal Radiotherapy".
2. "Medical Imaging: Principles, Ultrasounds and Magnetic Resonance".
3. "Medical Imaging with Ionising Radiations".

Señalamos el alto nivel científico de las clases, donde la colaboración y el debate entre estudiantes y ponentes son la clave del buen desarrollo de las mismas. Destacamos las áreas de QA de la imagen en física médica, las nuevas técnicas en detección y tratamiento de imágenes y conformación del haz en radioterapia. También se realizaron visitas al hospital cantonal de Ginebra y al C.E.R.N. (experimento DELPHI y generación de radioisótopos).

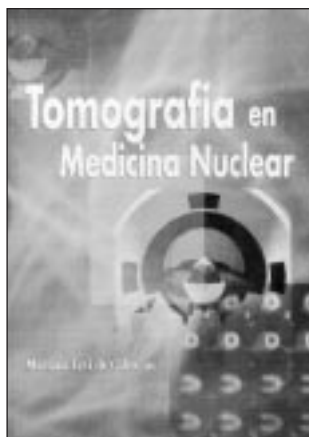
Los contenidos de los cursos nos han resultado de utilidad, tanto para nuestra formación como para nuestra práctica profesional presente y futura. Asistimos estudiantes de tercer ciclo, radiofísicos y radioterapeutas en formación, ofreciéndonos una oportunidad para el intercambio de ideas y experiencias profesionales.

Agradecemos al Prof. Yves Leomigne la cálida acogida y el esfuerzo que realiza cada año en la organización de la escuela, así como a la S.E.F.M. por la beca concedida. Queremos animaros a que acudáis a estos cursos y a solicitar las ayudas que la S.E.F.M. provee para estos eventos porque realmente merece la pena.

José Ramón Sendón del Río, Julio Fco. Almansa

Residentes de Radiofísica.

Hospital Universitario de Valladolid



**TOMOGRAFIA EN
MEDICINA NUCLEAR.**
Mariana Levi de Cabrejas.
Buenos Aires 1999.
(ISBN 987-43-1317-X)

Texto de 247 páginas, estructurado en 10 capítulos. Repasa aspectos generales de la formación de imágenes en gammacámaras, con capítulos dedicados a computadoras en Medicina Nuclear, adquisición y procesamiento,

cuantificaciones de las imágenes de SPECT y tomografía de positrones con SPECT y un capítulo dedicado a PET. El texto se completa con un capítulo muy extenso dedicado a los radiofármacos y otro a protocolos de técnicas clínicas con SPECT.

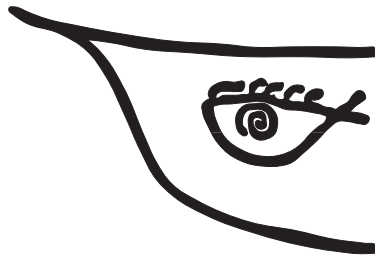
La autora, Mariana Levi de Cabrejas, con una amplia experiencia profesional en este campo del control de calidad en Medicina Nuclear, tiene también una gran experiencia docente y es una de las responsables de la Maes-

tría en Física Médica de la Universidad de Buenos Aires. En este libro incorpora a su anterior texto¹ la tomografía por PET. Repasa los fundamentos de la obtención de imágenes y su procesado. Incide especialmente en los procedimientos de control de calidad. Ha contado con una excelente selección de físicos médicos y profesores argentinos como coautores de los diferentes capítulos así como con el Prof. Bergmann, de Viena.

Libro altamente recomendable para una didáctica introducción a este campo que sin duda será de enorme utilidad para nuestros Residentes en Radiofísica, y de referencia rápida para los que trabajan en la Medicina Nuclear diagnóstica (especialmente útil para residentes médicos y técnicos de Medicina Nuclear). Complementa la escasa literatura en español sobre esta área, que se añade a la reciente Monografía "*Filtros en Medicina Nuclear*", escrita por nuestro compañero Rafael Puchal en 1997 (ISBN 84-89115-07-9).

Bonifacio Tobarra

¹ SPECT, una guía práctica. Mariana Levi de Cabrejas, Amalia M. Pérez, Carlos Giannone, Silvia Vázquez, Guillermo Marrero. Buenos Aires, 1992.



13 sefm
málaga 2001

13 Congreso Nacional de Física Médica Málaga, 26-29 Junio 2001

<http://www.sefm.com>
malaga2001@hch.sas.cica.es

Información general

El XIII Congreso Nacional de Física Médica, de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), se celebrará durante los días 26 a 29 de Junio de 2001 en la ciudad de Málaga (España). En este Congreso se tratarán temas sobre la aplicación de los métodos propios de la Física a la prevención, diagnóstico y tratamiento de patologías, investigación biomédica y optimización de algunas actividades sanitarias; sin olvidar las funciones de docencia y formación de post-graduados y especialistas en Radiofísica Hospitalaria y en el ámbito médico.

En todos estos conceptos serán bien recibidos trabajos de toda la comunidad científica, así como de todos aquellos aspectos legales, organizativos, de opinión o profesionales que puedan ser de interés para la comunidad.

Programa científico

Las sesiones científicas se celebrarán durante los días 27 a 29 de Junio en jornada de mañana y tarde, y contará con conferencias plenarias y sesiones de mesas de trabajo sobre las comunicaciones presentadas según su actualidad, impacto y participación de las mismas.

Los trabajos se agruparán en los siguientes apartados:

- Dosimetría
- Formación
- Protección Radiológica
- Medicina Nuclear
- Radiodiagnóstico
- Radioterapia
- Radiobiología, Monte-Carlo, Ambiental, Electromagnetismo, ...

y podrán ser admitidos trabajos sobre cuestiones profesionales y de gestión.

Conferencias Invitadas

- Conferencia Inaugural con posterior coloquio y debate.
- Conferencias sobre temas de actualidad e innovaciones técnicas.

Sesiones de comunicaciones

Mesas de trabajo sobre las comunicaciones presentadas de especial relevancia e interés a criterio del comité científico y organizador.

Mesas redondas

Participación de diversos oradores con posterior debate sobre:

- Aspectos científicos y profesionales.
- Aspectos legislativos.
- Docencia en Radiofísica Hospitalaria, formación continuada y de postgrado.
- Docencia en Física Médica y Protección Radiológica para otros profesionales.

Sesiones de carteles

Todos los trabajos admitidos por el Comité Científico serán expuestos en carteles.

Agrupados por temas homogéneos, se participará en todas las cuestiones surgidas en el estudio de los trabajos expuestos.

Cursos

Se celebrarán cursos de especial interés, en el marco del Congreso, durante la tarde del día 26 de Junio en las dependencias de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Málaga.

Remisión de comunicaciones

Los trabajos serán remitidos completos, siguiendo las normas establecidas en la dirección de Internet del Congreso, antes del día **15 de Enero de 2001**.

El envío se realizará, tanto por correo electrónico o postal, a la dirección de la Secretaría Técnica, y se emitirá una comunicación de recepción del mismo y código asignado.

Resumen de normas de presentación

– Presentación en formato Word97® con extensión máxima de 5 páginas DIN A4, y presentación similar a los artículos publicados en *Medical Physics*.

– Número máximo de firmantes: 6.

– Valoración por tres miembros del Comité Científico.

– Todos los trabajos admitidos serán expuestos en carteles (84x120 cm²).

– Envío por correo electrónico (asunto: *13sefm-comunicación*) o postal en disquete de 3¹/₂.

– Los cinco trabajos mejor valorados por el Comité Científico pasarán al Comité Editorial de la Revista Física Médica para su publicación como artículo.

– Los trabajos se publicarán en un suplemento de la Revista Física Médica y en el CD-ROM del Congreso.

Comunicación

Se cuenta con una página en Internet donde se actualiza toda la información relativa al Congreso: presentación, programa científico, programa social, normas, envío y estado de las comunicaciones, inscripciones, alojamiento e información local.

Se completará con un Congreso Virtual en el que se incluirá un paseo virtual por la sala de carteles, grupo de noticias, mensajería, *chat* y biblioteca, que estará activo a partir del inicio de las sesiones del Congreso.

Se editará un CD-ROM del Congreso con todos los trabajos admitidos y el paseo virtual por los carteles.

Para que los carteles puedan aparecer en el Congreso Virtual, deben ser remitidos a la Secretaría Técnica en formato *.ppt o *.pdf (asunto: *13sefm-cartel*) y antes del **1 de Abril de 2001** para aparecer en el CD-ROM.

Para recibir puntualmente la información sobre el Congreso, debe enviar su dirección de correo electrónico a **malaga2001@hch.sas.cica.es**.

Programa social

Está previsto un programa social para los congresistas de conocimiento de la ciudad y su cultura y de implicación social de las actividades del congreso.

Para los acompañantes se diseña también un programa de visitas a Málaga y su provincia, conociendo parte de la cultura de la región, así como un programa facultativo de excursiones y visitas.

Comité organizador

Antonio Díez de los Ríos Delgado	<i>Presidente de Honor</i>
Pedro Galán Montenegro	<i>Presidente</i>
Francisco Góngora Ariza	<i>Vicepresidente</i>
José Luis Carrasco Rodríguez	<i>Secretario</i>
Coral Bodineau Gil	<i>Tesorera</i>
Rafael Ruiz Cruces	<i>Coordinador</i>
	<i>Comité Científico</i>
José Macías Jaén	<i>Secretario</i>
	<i>Comité Científico</i>
Soffa Escalera Castillo	<i>Vocal</i>
Juan Carlos Mateos Pérez	<i>Vocal</i>
Isabel Tort Ausina	<i>Vocal</i>
Jaime Velasco Román	<i>Vocal</i>

Tel.: (+34) 95 264 5845

Fax: (+34) 95 264 5851

malaga2001@hch.sas.cica.es

Secretaría técnica

Será la encargada de todos los aspectos técnicos de organización, recepción y gestión de participantes, así como toda la gestión de comunicación y alojamiento. Toda la información que se necesite sobre alojamientos, visitas, ampliación de estancias, etc., puede ser solicitada de la Secretaría Técnica.

INSUR TRAVEL, S.A.

Rincón Dorado, 1

Torremolinos

29620 Málaga

Tel.: (+34) 95 238 9566

Fax: (+34) 95 238 5369

mrueda@insurtravel.com

Fechas a recordar

Recepción de trabajos: 15 Enero 2001.

Recepción carteles para CD-ROM: 1 Abril 2001.

Cursos: 26 Junio 2001.

Sesiones: 27-29 Junio 2001.

PRESENTACIÓN DE NUEVAS ENTIDADES ASOCIADAS

Marconi Medical Systems España

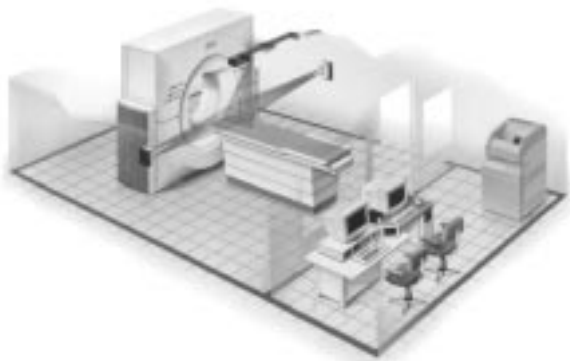
Marconi Medical Systems España es una sociedad filial y con capital de Marconi Medical Systems International que integra las actividades de TAC, MR, MN y Oncología, tanto en red comercial como de servicio técnico, que previamente realizaban las empresas Picker Imaging España y Picker Medical International España.

Con oficinas en Barcelona y Madrid tiene sucursales y puntos de venta en todo el territorio español, pilotando también las actividades de Portugal.

La compañía está dirigida, desde el pasado 1 de octubre, por Manuel Miras Gómez, Ingeniero de Telecomunicaciones con amplia experiencia en el Sector Electromédico.

– Las oficinas principales de *Marconi Medical Systems España* están en:

- C/ Gobelos, 13 -La Florida (Madrid)
Telf.: 91 372 94 77
- C/ Tuset, 5 - (Barcelona)
Telf.: 93 209 21 99



Kretztechnik Ibérica, S.A.

KRETZ IBERICA es una sociedad española, creada para la comercialización, instalación y mantenimiento de todos los sistemas ecográficos de la firma austriaca Kretztechnik.

Dispone de toda la gama de productos de Ecografía, siendo los más significativos los de Ecografía Tridimensional, donde es líder mundial, con productos únicos en este campo.

Una línea de productos adicionales es la de Endoscopia, cuya actividad comienza en este momento suministrando todas las gamas de Endoscopia Rígida, así como los Trocares desechables.

Está dirigida por Hans Feichtenschlager desde su comienzo en julio de este año, disponiendo de oficinas en Madrid, y próximamente en Barcelona, así como Delegaciones en todo el territorio español.

Las oficinas principales de KRETZ IBERICA están en:

- Ronda de Poniente, 8 bajo - Tres Cantos (Madrid)
Telf.: 91 806 30 91 - Fax.: 91 804 39 09



Agenda

Cursos SEFM

RADIOCIRUGÍA

CÓDIGO: C01-SEFM/00

DIRECTOR: Luís Núñez Martín. Dr. en C. Físicas. Jefe de Sección. Servicio de Radiofísica. Hospital Puerta de Hierro.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Baeza, Jaén. 5-8 Febrero 2001

OBJETIVO DEL CURSO: Capacitar a los Especialistas en Radiofísica Hospitalaria para la realización, dirección y desarrollo de los procedimientos radioquirúrgicos.

TEMARIO:

Introducción

1. Introducción. El objeto y el proceso de la Radiocirugía (RC). Organización y coste de una Unidad de RC.

Aspectos clínicos

2. Patologías tratadas con RC I: problemas que presentan el tratamiento con técnicas de sesión única y con fraccionamientos. Resultados de los diferentes grupos.

Radiobiología

3. Principios radiobiológicos básicos aplicables en Radiocirugía craneal y extracraneal.
4. Especificaciones de dosis en función de las patologías. Requerimientos documentales dosimétricos (dosis marginal, dosis máxima, dosis media, volumen de cubrimiento, HDV,...).
5. Modelos radiobiológicos: TCP y NTCP.

Modalidades de tratamiento. Dosimetría clínica. Experiencia.

6. Ventajas y limitaciones de los haces de radiación utilizados en RC: fotones, RX y partículas pesadas.
7. Las técnicas de RC basadas en LINAC I: campos ciclopendulares circulares y campos irregulares.
8. Las técnicas de RC basadas en LINAC II: los MMLC y la tomoterapia para modulación de intensidad.
9. La RC con Gamma Unit.
10. Radioterapia estereotáxica extracraneal.

Dosimetría física y planificación

11. Dosimetría física: procedimientos y problemas dosimétricos.
12. Algoritmos estándar de cálculo en la planificación radioquirúrgica.
13. Planificación inversa en RC.
14. Modulación de Intensidad (MI) e implementación de la MI.
15. Monte Carlo en RC.
16. Teleplanificación y comunicaciones.

Imágenes en RC

17. Características de las imágenes digitales utilizadas en RC: Distorsión y correcciones.
18. La correlación y fusión de imágenes multimodalidad.

Instrumentación específica de RC

19. La instrumentación específica de RC y su adaptación en los LINAC radioterápicos (portacolimadores, colimadores, fijaciones, localizadores, máscaras, etc.).

Control de calidad

20. Bases del control de calidad en RC y cumplimiento del RD de CC en RT.

PRÁCTICAS

21. Visita a una instalación de Radiocirugía.
22. Sistemas de fijación y referenciación. Exhibición técnica de los fabricantes de equipos de RC.
23. Simulación mediante Montecarlo.
24. Planificación.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 39.6 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 50

GARANTIA DE CALIDAD EN TC

CÓDIGO: C02-SEFM/00

DIRECTORES: Alfonso Calzado Cantera. Doctor en Ciencias Físicas. Universidad Complutense.

Bonifacio Tobarra González. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital Virgen de la Arrixaca.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Universidad Rovira y Virgili. Reus.
21 al 24 de Febrero de 2001

OBJETIVO DEL CURSO:

Proporcionar los conocimientos teórico-prácticos necesarios para que los asistentes aprendan a: Identificar los componentes, los modos de adquisición, los modos de reconstrucción y representación de las imágenes en los equipos de última generación de TC. Distinguir entre las diferentes aplicaciones diagnósticas y no diagnósticas de la técnica de TC. Evaluar las dosis de radiación asociadas con el funcionamiento del equipo de TC. Evaluar la calidad de las imágenes mediante la medida de parámetros físicos sobre objetos de prueba. Contrastar los efectos de las características del equipo, de los diferentes modos de adquisición (y de reconstrucción) sobre la calidad de las imágenes y sobre las dosis. Establecer programas para disminuir las dosis impartidas sin pérdida de la calidad de imagen. Aplicar protocolos no invasivos de control de calidad para la verificación del estado de los equipos de TC y proponer medidas correctoras en caso de anomalías en los resultados. Examinar (en representación del comprador) los resultados de las pruebas de aceptación de un equipo nuevo.

TEMARIO:

1. Historia y principios de la exploración con TC.
 - 1.1. Esquema general de la TC.
 - 1.2. Evolución por generaciones de los equipos.
 - 1.3. Definiciones básicas. Elementos de volumen y elemento de imagen.
 - 1.4. Definiciones básicas. Número de TC y escala Hounsfield. Valores característicos.
 - 1.5. Evolución según modos de operación (convencional, helicoidal y multicorte).
 - 1.6. Equipos de TC de haz de electrones.
2. Componentes.
 - 2.1. Túnel de irradiación. Generador, tubo, detectores y sistemas de colimación y compensación.
 - 2.2. Geometría de irradiación. Camilla. DFI y DFD.
 - 2.3. Tubo de RX.
 - 2.4. Detectores. Tipos y características.
 - 2.5. Ordenador.
 - 2.6. Sistemas de visualización.
 - 2.7. Transmisión de datos.
3. Adquisición de datos.
 - 3.1. Introducción.
 - 3.2. Colimación. FOV y filtros de forma.
 - 3.3. Detectores de referencia.
 - 3.4. Muestreo y calibración de los detectores.

- 3.5. Técnicas específicas: geometría asimétrica, desplazamiento de los detectores, *foco dinámico*, haz dual.
- 3.6. Parámetros de barrido.
- 3.7. Muestreo y proyecciones.
4. Reconstrucción de imagen.
 - 4.1. Consideraciones generales: transformada de Radon, proyecciones y datos brutos.
 - 4.2. Reconstrucción mediante métodos iterativos y de Fourier.
 - 4.3. Reconstrucción mediante retroproyección filtrada.
 - 4.4. Filtros de reconstrucción.
 - 4.5. Parámetros de reconstrucción.
 - 4.6. Interpolación en z (espiral).
 - 4.7. Interpolación en multicorte.
5. Artefactos.
 - 5.1. Introducción y definición.
 - 5.2. Clasificación.
 - 5.3. Artefactos de rayas (*streak*): causas y corrección.
 - 5.4. Artefactos de sombreado (*shading*): causas y corrección.
 - 5.5. Artefactos de anillos y bandas: causas y corrección.
 - 5.6. Artefactos específicos de TC espiral.
 - 5.7. Otros.
6. Evolución de la TC desde el punto de vista clínico.
 - 6.1. Evolución histórica de la TC.
 - 6.2. Ventajas clínicas de la TC Helicoidal.
 - 6.3. Desarrollo actual del Hardware en TC.
 - 6.4. Desarrollo actual del Software en TC: Reconstrucciones tridimensionales (3D).
 - 6.5. Nuevas aplicaciones de la TC.
7. Calidad de la imagen.
 - 7.1. Parámetros característicos de la calidad de la imagen.
 - 7.2. Factores que afectan a la calidad de la imagen.
 - 7.3. Ruido. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación.
 - 7.4. Escala de contraste. Definición y medida.
 - 7.5. Linealidad. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación.
 - 7.6. Uniformidad del n.º de TC. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación.
 - 7.7. Resolución a alto contraste. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación.
 - 7.8. Resolución a bajo contraste. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación y de reconstrucción de la imagen.
 - 7.9. Perfiles de sensibilidad de corte. Definición, medida y dependencia con los parámetros de operación.

- 7.10. Definición de parámetros para expresar la calidad de la imagen. Factor Q. Calidad en imágenes clínicas.
8. Dosimetría I.
 - 8.1. Introducción.
 - 8.2. Magnitudes dosimétricas específicas de TC: CTDI, MSAD y DLP.
 - 8.3. Dosis efectiva.
 - 8.4. Tipos de medidas de dosis: pruebas de aceptación, control de calidad, comparaciones de equipos, asociadas a protocolos, específicas para pacientes individuales o grupos.
 - 8.5. Instrumentación.
 - 8.6. Reducción de dosis: factores asociados al diseño y propiedades del equipo.
 - 8.7. Reducción de dosis: factores asociados a los parámetros de barrido.
9. Dosimetría II (con pacientes).
 - 9.1. Introducción: medidas directas e indirectas.
 - 9.2. Medidas de dosis en superficie y en órganos del paciente: magnitudes asociadas.
 - 9.3. Factores que afectan a los valores relativos de dosis en pacientes.
 - 9.4. Cálculo de dosis en pacientes: magnitudes apropiadas.
 - 9.5. Cálculo de dosis en pacientes: modelos de equipo y protocolos de exploración.
 - 9.6. Estimación de las dosis en órganos y de la dosis efectiva: modelos y programas.
 - 9.7. Protocolo ImPACT. Comparación de equipos.
10. Especificaciones de compra y pruebas de aceptación.
 - 10.1. Introducción.
 - 10.2. Requisitos de la instalación (electromecánicos, físicos y de protección radiológica).
 - 10.3. Características de adquisición de datos del equipo (generador, tubo RX, filtración, colimación, diámetro del túnel, detectores, angulación, localizador de luz, camilla, etc.).
 - 10.4. Características de reconstrucción (utilización de datos brutos, tiempo de reconstrucción, opciones de filtros de reconstrucción, sistemas de archivo, formatos de almacenamiento de datos, etc.).
 - 10.5. Características de visualización y transmisión de las imágenes (monitor, información alfanumérica del examen, opciones de análisis en la imagen, ampliación, representaciones tridimensionales, etc.).
 - 10.6. Características de impresora.
 - 10.7. Características de calidad de la imagen y dosis para varios tipos de examen y de operación.
 - 10.8. Pruebas de aceptación.
 - 10.9. Maniqués para verificar las especificaciones.
11. Garantía de calidad. Protocolos.
 - 11.1. Parámetros a verificar, instrumentos o maniqués y tolerancias.
 - 11.2. Protocolo USA.
 - 11.3. Normas IEC.
 - 11.4. Protocolo IPPEM.
 - 11.5. EUR 16262.
 - 11.6. Protocolos españoles (antiguo y moderno).
12. TC en Radioterapia. Otras aplicaciones.
 - 12.1. Requisitos de la TC para la planificación de RT.
 - 12.2. Utilidad de la información de TC para la RT.
 - 12.3. Corrección por heterogeneidad.
 - 12.4. Calibración de la densidad electrónica relativa.
 - 12.5. Ajustes para materiales biológicos de bajo número atómico.
 - 12.6. Comunicación entre equipos: TC vs PRT. Transferencias de imágenes.
 - 12.7. El TC como simulador virtual. La DRR.
 - 12.8. Los protocolos DICOM y DICOM RT.

PRÁCTICAS.

Práctica I. Descripción y manejo de un TC.

Identificación de los diferentes componentes del equipo. Revisión práctica de los parámetros de adquisición, de reconstrucción y de visualización.

Práctica II. Calidad de la imagen.

Medida de los parámetros que definen la calidad de la imagen de un equipo de TC. Maniqués y métodos de evaluación. Resultados globales.

Práctica III. Dosimetría.

Medida de dosis con maniqués y equipos específicos para TC. Estimación de los valores de magnitudes dosimétricas específicas de TC. Aplicación a un protocolo clínico.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 28.8 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 25

PARTICIPACIÓN DOCENTE DE:

GENERAL ELECTRICA, MARCONI, PHILIPS, SIEMENS y TOSHIBA.

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA EXTERNA CON HACES DE FOTONES Y ELECTRONES

CÓDIGO: C03-SEFM/00

DIRECTORES: A. Hernández Vitoria. Dra. en Ciencias Físicas. Profa. Titular de la Facultad de Medicina de Zara-

goza (Area Radiología y Medicina Física). Jefa de Sección del Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza. *M. Cruz Lizuain Arroyo*. Lda. En Ciencias Físicas. Jefe del Servicio de Física y Protección Radiológica del Institut Català d'Oncologia. Barcelona.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Institut Català d'Oncologia (Barcelona)
10, 11 y 12 de Mayo de 2001

OBJETIVO DEL CURSO:

Repasar los conceptos necesarios y los procedimientos a seguir para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia en radioterapia externa con fotones y electrones, utilizando las recomendaciones más recientes (IAEA, ESTRO) y teniendo en cuenta los distintos modos en que se puede establecer el factor de calibración de las cámaras de ionización (en aire o en agua).

Exponer los conceptos necesarios y los procedimientos a seguir para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de no-referencia (incluyendo medidas de distribuciones de dosis, factores de colimación y cuñas) y para la determinación de las unidades de monitor.

TEMARIO:

1. Algunos aspectos del diseño de los equipos de radioterapia que afectan a las características del haz: Fuente de radiación, colimación, modificadores del haz. Características físicas y dosimétricas del haz.
2. Especificación de la calidad de haces de radiación de fotones y electrones de alta energía.
3. Equipo de medida: cámara de ionización, electrómetro. Maniqués. Factores de corrección de la respuesta de la cámara. Posicionamiento de la cámara. Equipo para medidas relativas. Calibración de cámaras de ionización en kerma ($N_{K,aire}$) y en dosis absorbida en agua ($N_{D,agua}$) por el laboratorio nacional. Trazabilidad. Incertidumbres.
4. Protocolos basados en $N_{K,aire}$: Fundamentos para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia. Factor de cámara $N_{D,aire}$ de cámaras cilíndricas y plano-paralelas.
5. Protocolos basados en $N_{D,agua}$: Fundamentos para la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.
6. Calibración de un haz de fotones: dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.
7. Calibración de un haz de electrones: dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.
8. Incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.
9. Haces de fotones: Medidas en condiciones distintas a las de referencia: distribuciones de dosis en el eje central, factores de corrección en función del tamaño del haz. Influencia del tipo de colima-

ción (mandíbulas, multiláminas) y del tipo de cuñas (físicas, virtuales). Uso de un minimaniqué. Campos cuadrados equivalentes.

10. Cálculo de dosis y unidades de monitor en haces de fotones abiertos y modificados con cuñas.
11. Haces de electrones: Medidas en condiciones distintas a las de referencia: distribuciones de dosis en el eje central, factores de corrección en función del tamaño del haz.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 24 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 30

ANÁLISIS Y VALORACIÓN DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA

CÓDIGO: C04-SEFM/00

DIRECTORES: *Belén Fernández*. Jefe de Servicio Radiofísica. Hospital Gral de Asturias.

Eduardo Guibelalde. Prof. Titular de Física Médica. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Salamanca.
11 al 14 de Julio de 2001

OBJETIVO DEL CURSO:

El curso se presenta en cuatro días en los que se tratarán los siguientes tópicos: Descripción de la película radiográfica, métodos de análisis físicos, la información diagnóstica y patologías más comunes a visualizar por exploraciones y legislación y control de calidad.

TEMARIO:

- T0. Introducción al Curso. Presentación de los objetivos
- T1.1. Caracterización del sistema de registro radiográfico: Características físicas y químicas de la película radiográfica. Características de la cartulina de refuerzo. Características físicas de los chasis radiográficos
- T1.2. Caracterización del procesado radiográfico: Descripción de las procesadoras automáticas. Tipos de procesadoras. Química del revelado.
- T1.3. Sensitometría: Definición, Densidad Óptica, Velo, Velocidad, Contraste, la sensitometría en el control de calidad, Instrumentación para sensitometría. Comparación de distintos equipos.
- T1.4. Diseño y requisitos de cuartos oscuros y almacenamiento

- T2.1. Métodos objetivos para el análisis de películas radiográficas I: Curva característica. Determinación de valores absolutos de gamma. Determinación de la velocidad de la película radiográfica en presencia y en ausencia de radiación dispersa. Respuesta de la película a distintas energías. Fallos en la ley de la reciprocidad.
- T2.2. Métodos objetivos para el análisis de películas radiográficas II: Determinación de la MTF de la película radiográfica. MTF de la combinación cartulina película. Espectro de ruido.
- T2.3. Métodos subjetivos para el análisis de películas radiográficas: Límite de Resolución espacial. Umbral a la sensibilidad de altos contrastes. Umbral a la sensibilidad de bajos contrastes. Distintos tipos de objetos de test para el análisis de la imagen.
- T2.4. Presentación comparativa de análisis de diferentes combinaciones cartulinas películas.
- T3.1. Criterios de imagen anatómicos. Generalidades sobre los criterios de imagen anatómicos de la CE. Resultados de los programas de la CE.
- T3.2. Tórax (Sesión impartida por un radiólogo).
- T3.3. Pediatría (Sesión impartida por un radiólogo pediátrico).
- T3.4. Mamografía (Sesión impartida por un radiólogo).
- T4.1. Parámetros de control de calidad incluidos en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico.
- T4.2. Normas EN, CEI y UNE relacionadas con la película radiográfica.
- C1. Conferencia invitada: Tecnología de fabricación de emulsiones y controles de calidad en la fabricación.
- C2. Conferencia invitada: Control de calidad sensitométrico.
- C3. Conferencia invitada: Radiografía dental.

PRÁCTICAS

- P1. Seminario práctico: Artefactos de la película radiográfica.
- P2. Seminario práctico: Resolución de problemas con ayuda de sensitometría diaria.
- P3. Seminario práctico: Control de calidad de la imagen mamográfica.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 28.8 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 20

PARTICIPACIÓN DOCENTE DE:

AGFA-GEVAERT, FUJIFILM, KODAK y KONICA.

RADIOLOGÍA DIGITAL

CÓDIGO: C05-SEFM/00

DIRECTORES: *Ignacio Hernando González*. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital del Río Hortega. Valladolid.
Manuel Alonso Díaz. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital Marqués de Valdecilla. Santander.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Valladolid: Hospitales Universitarios "del Río Hortega" y "Clínico". 6 al 9 de Febrero 2002

OBJETIVO DEL CURSO:

Ofrecer una visión global y coherente del estado actual de la tecnología digital disponible para la obtención, tratamiento, análisis y gestión de imágenes en radiología. Facilitar elementos para la planificación de sistemas de radiología digital en centros de tamaño y características diversos. Presentar modelos para la elaboración de especificaciones y para la realización de pruebas de aceptación en el área de la radiología digital. Proponer procedimientos básicos de control de calidad de parámetros físico-técnicos en radiología digital.

TEMARIO:

1. Conceptos básicos en radiología digital.
2. Sistemas de adquisición de imagen digital: Los sistemas digitales clásicos: TC y RM. Digitalización con cámaras CCD. Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR). Sistemas de radiología directa (DR). Digitalización de imágenes sobre película radiográfica.
3. Sistemas de procesamiento de la imagen digital: Algoritmos y filtros. Estaciones de trabajo.
4. Visualización de la imagen digital: Monitores de diagnóstico y de visualización. Impresoras láser húmedas y secas. Sistemas alternativos. Impresión sobre papel.
5. Archivo de imágenes digitales: Sistemas de archivo masivo. Sistemas auxiliares de archivo. Compresión de imágenes.
6. Sistemas de gestión integral de imágenes: Conectividad. El estándar DICOM. Sistemas de comunicación y archivo de imágenes (PACS). Integración del PACS y los sistemas de información generales (RIS y HIS). Telerradiología.
7. Evaluación de imágenes digitales: Parámetros descriptivos de las características de una imagen. Resolución. Contraste. Eficiencia de detección cuántica (DQE). Ficheros de imagen.
8. Implantación de un sistema de radiología digital: Definición de necesidades. Especificaciones técnicas. Criterios de implantación de equipos. Pruebas de aceptación.
9. Control de calidad en radiología digital: Control de calidad de sistemas de adquisición de imágenes.

nes. Control de calidad de sistemas de sistemas de visualización y presentación. Control de calidad de sistemas de transmisión y gestión de imágenes. Evaluación de imágenes clínicas. La dosis a pacientes en sistemas de radiología digital.

10. Desarrollos basados en la radiología digital: Diagnóstico asistido por ordenador. Desarrollos en investigación y docencia.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 30 ó 36 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 30

PARTICIPACIÓN DOCENTE DE:

AGFA, FUJIFILM, GENERAL ELECTRICA, I.R.E., KODAK, KONICA, MARCONI, PHILIPS, SIEMENS y TOSHIBA.

DOSIMETRIA IN VIVO EN RADIOTERAPIA EXTERNA

CÓDIGO: C06-SEFM/00

DIRECTOR: *Montserrat Ribas Morales*. Dra. en Ciencias Físicas. Jefe del Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Barcelona. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. 8 al 11 de Mayo de 2002.

OBJETIVO DEL CURSO:

Indicar los conceptos necesarios así como los procedimientos a seguir para implementar la dosimetría in vivo en un programa de garantía de calidad en RT.

- Exponer detalladamente los sistemas de medida más habituales: diodos y TL.
- Familiarizarse a nivel práctico en el manejo y calibración de diodos.

TEMARIO:

1. Finalidad de la dosimetría in vivo. Principales modalidades de la realización de las medidas in vivo. Problemas planteados.
2. Principios físicos de la dosimetría por termoluminiscencia (TL). Curva de emisión TL. Aplicación de la dosimetría TL en dosimetría in vivo.
3. Equipos de medida y principales materiales termoluminiscentes.
4. Propiedades de los semiconductores. Modelo de bandas. Semiconductor intrínseco. Semiconductor extrínseco.
5. El semiconductor como detector de radiación (diodo). Detector de semiconductor de unión. Su aplicación en dosimetría in vivo.

6. Equipo de medida y tipos de diodos comercializados.
7. Test de aceptación de diodos.
8. Calibración de diodos. Calibración a la entrada. Calibración a la salida. Determinación de los factores de corrección. Incertidumbre en la determinación de la dosis.
9. Calibración de dosímetros TL para dosimetría in vivo. Incertidumbre en la determinación de la dosis.
10. Implementación de la dosimetría in vivo en la práctica clínica.
11. Algoritmos de cálculo.
12. Interpretación de resultados en pacientes. Nivel de tolerancia. Nivel de acción. Errores detectados.
13. Otros detectores para dosimetría in vivo: centelleadores de plástico, analinas, MOSFET, EPIDs, etc.

PRÁCTICAS

Práctica 1: Calibración de diodos.

Práctica 2: Correlación de datos entre sistema de planificación y algoritmo de cálculo.

Práctica 3: Medida de la dosis y evaluación de resultados.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 24 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 35

CURSO BÁSICO DE ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA PARA RADIOFÍSICOS

CÓDIGO: C07-SEFM/00

DIRECTOR: *Juan Carlos Mateos Pérez*. Prof. Titular Física Médica. Radiofísico Hospital Duques del Infantado. HU Virgen del Rocío.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla. Junio 2002

OBJETIVO DEL CURSO:

Este curso se enmarca dentro del Programa de Formación Continuada de la SEFM y se corresponde con un Curso de Postgrado de la Universidad de Sevilla. El objetivo fundamental es suministrar formación básica en anatomía y fisiología humanas, al mismo tiempo que analizar desde un punto de vista anatómico-fisiológico distintas patologías oncológicas utilizando imágenes isotópicas, imágenes de tomografía computarizada y tomografía por emisión de positrones. Este curso está dirigido a especialistas en radiofísica hospitalaria.

TEMARIO:**ANATOMÍA:**

1. Conceptos generales de anatomía.
2. Anatomía de cabeza y cuello.
3. Piel.
4. Anatomía del tronco y de la columna vertebral.
5. Anatomía de las extremidades.

PRÁCTICAS

Observación de preparaciones anatómicas en sala de disección

FISIOLOGÍA:

1. Sangre y aparato circulatorio.
2. Aparato respiratorio.
3. Aparato digestivo.
4. Aparato urinario.
5. Sistema endocrino y reproducción.
6. Sistema nervioso.

Estudio anatómo-fisiológico de una planificación radioterápica de cabeza y cuello.

Estudio anatómo-fisiológico de una planificación radioterápica de pulmón.

Estudio anatómo-fisiológico de una planificación radioterápica de mama.

Estudio anatómo-fisiológico de una planificación radioterápica de abdomen.

Radioisótopos de afinidad tumoral: bases anatómo-fisiológicas.

Cardiología nuclear mediante PET y gammagrafía convencional: bases anatómo-fisiológicas.

GUIÓN PARA LOS TEMAS APLICATIVOS DE RADIODIOTERAPIA

1. Descripción anatómica de las imágenes.
2. Localización tumoral más frecuente.
3. Vías de diseminación.
4. Definición de volúmenes.
5. Órganos críticos o de interés.
6. Respuesta de los tejidos a la radiación; tolerancia, toxicidad.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 30 puntos (1 punto/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 20

DOSIMETRÍA EN BRAQUITERAPIA

CÓDIGO: C08-SEFM/00

DIRECTOR: J. Pérez-Calatayud. Dr. Ciencias Físicas. Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital La Fe. Valencia

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Burjassot-Valencia. Septiembre 2002.

OBJETIVO DEL CURSO:

El objetivo global del curso es la actualización en los aspectos de dosimetría física y clínica en Braquiterapia.

Objetivos específicos:

- Especificación de fuentes.
- Calibración de fuentes.
- Cálculo en Sistemas de Planificación.
- Garantía de calidad en fuentes, aplicadores y equipos.
- Nuevas líneas de Braquiterapia.

TEMARIO:

- I. Tipos y Especificación de fuentes en Braquiterapia. Recomendaciones para su calibración.
- II. Calibración de fuentes mediante detectores pozo.
- III. Calibración de ^{192}Ir de Tasa Alta y Pulsada por el método interpolativo en aire.
- IV. Dosimetría física en Braquiterapia. Método Monte Carlo.
- V. Sistemas de Planificación I: Reconstrucción, cálculo y limitaciones.
- VI. Sistemas de Planificación II: Matrices de dosis, formalismo TG43, aseguramiento calidad en Sistemas Planificación.
- VII. Equipos de carga diferida automática en Braquiterapia.
- VIII. Garantía de calidad de las fuentes.
- IX. Garantía de calidad de los aplicadores.
- X. Garantía de calidad de los equipos de Baja Tasa.
- XI. Garantía de calidad de los equipos de Tasa Alta y Pulsada.
- XII. Equipamiento necesario en Braquiterapia. Aplicación del RD 1566/1998.
- XIII. Sistemas de Implantación. Especificación de la dosis en Braquiterapia.
- XIV. Dosimetría clínica en Alta Tasa y Pulsada. Optimización.
- XV. Procedimientos y planificación en implantes permanentes. Braquiterapia intravascular.
- XVI. Desarrollos actuales y tendencias de la Braquiterapia. Implantes guiados. Nuevas fuentes. Radiobiología.

PRÁCTICAS

Práctica 1. (Realizada en el Hospital La Fe).

Dosimetría clínica de: implante intersticial con hilos ^{192}Ir en disposición fija, implante con bucles de ^{192}Ir , implante uterino con tubos ^{137}Cs , implante vaginal mixto ^{137}Cs - ^{192}Ir .

Detectores pozo.

Garantía de Calidad de fuentes Baja Tasa (Tubos ^{137}Cs e hilos ^{192}Ir).

Garantía de Calidad en aplicadores Baja Tasa con carga diferida manual.

Práctica 2. (Realizada en Hospital IVO).

Dosimetría clínica con ^{192}Ir de Alta Tasa en implante intersticial en disposición fija, implante con bucles, implante uterino, otros.

Medida con detector pozo en Alta Tasa. Uso de inserto especial para control de TKRA, posición y tiempo en Alta Tasa y Pulsada.

Medida con cámara cilíndrica de TKRA por el método interpolativo en aire.

Garantía de Calidad en equipos de Alta Tasa.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 24 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 40

PARTICIPACIÓN DOCENTE DE:
DEXTRO MEDICA y NUCLETRON.

CONTROL DE CALIDAD DE LOS PROGRAMAS DE DETECCIÓN DEL CÁNCER DE MAMA

CÓDIGO: C09-SEFM/00

DIRECTOR: Miguel Pombar Cameán. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Santiago de Compostela. 23 al 26 de Octubre de 2002

OBJETIVOS DEL CURSO:

Conocer las bases físicas y radiológicas de la mamografía.

Conocer los fundamentos y la organización de los programas de garantía de calidad.

Conocer y manejar el protocolo europeo de control de calidad.

Conocer y manejar el protocolo europeo de dosimetría.

Realizar los controles de calidad del equipamiento mamográfico.

Determinar la dosis recibida por las pacientes.

Conocer los principios físicos de la mamografía digital.

Realizar los controles de calidad de la mamografía digital.

Analizar los resultados de los programas de garantía de calidad.

TEMARIO:

Tema 1. Programas de Garantía de Calidad.

Tema 2. Protocolos de Control de Calidad de los aspectos físicos y técnicos del cribado mamográfico

Tema 3. Protocolo Europeo de Dosimetría

Tema 4. Anatomía radiológica de la mama.

Tema 5. Criterios de calidad de la imagen mamográfica.

Punto de vista del radiólogo.

Tema 6. Diagnóstico asistido por ordenador

Tema 7. Física de la mamografía

Tema 8. Kerma y Dosis Glandular.

Tema 9. Características especiales de los equipos de rayos X para mamografía

Tema 10. Generación y control de los rayos X

Tema 11. Receptor de la imagen. Procesado

Tema 12. Control de calidad de 1º nivel. Punto de vista de las TER

Tema 13. Calidad de la imagen

Tema 14. Condiciones de visualización

Tema 15. Principios Físicos de la Mamografía Digital.

Tema 16. Control de calidad de la Mamografía Digital: Nuevos parámetros de calidad de imagen

Tema 17. Resultados del Control de calidad y la dosis en los programas de cribado mamográfico.

Tema 18. Los Programas de Detección Precoz del Cáncer de mama en España.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 36 puntos (1,2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 50

PARTICIPACIÓN DOCENTE DE:

AGFA, FUJIFILM, GENERAL ELECTRICA, I.R.E., KODAK, KONICA, PHILIPS, SIEMENS y TOSHIBA.

METROLOGÍA Y CALIBRACIÓN EN RADIACIONES IONIZANTES Y EN EL ÁREA DE LA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

CÓDIGO: C10-SEFM/00

DIRECTOR: Antonio Brosed Serreta. Ldo. en Ciencias Físicas. Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT. Responsable de Metrología en niveles de radioterapia.

FECHA Y LUGAR DE CELEBRACIÓN: Madrid. Del 11 al 15 de Noviembre de 2002

OBJETIVO DEL CURSO:

Formación básica en aspectos de metrología y calibración para los profesionales implicados en el área de radiofísica.

- Conocimiento de la estructura metrológica en España y de los laboratorios de calibración existentes.

- Asignación de incertidumbres a las medidas de las magnitudes físicas en las áreas de la radioterapia, radiodiagnóstico, radioprotección y medicina nuclear.
- Perfeccionar el cumplimiento de los Reales Decretos sobre criterios de calidad.

TEMARIO:

1. Metrología: Conceptos básicos y objetivos. La metrología en España. Organización y estructura. El Centro Español de Metrología.
2. Metrología científica y legal: organizaciones internacionales y europeas. Organismos españoles AENOR y ENAC.
3. Sistema internacional de unidades. Unidades básicas y derivadas. Magnitudes y unidades de la radiación en las distintas áreas de la Radiofísica.
4. Laboratorios de calibración: Patrones de medida, trazabilidad, cadena de trazabilidad. Magnitudes de influencia. Intercomparaciones. Norma UNE-EN-ISO-17025
5. Laboratorios de calibración. Procedimientos. Certificados de calibración. Certificados de comprobación y de conformidad.
6. Concepto de incertidumbre. Causas. Tipos de incertidumbre. Distribuciones de probabilidad. Evaluación de incertidumbres. Incertidumbre combinada y expandida. Componentes típicas de incertidumbre en la medida de una magnitud con un instrumento de medida. Tolerancia y nivel de acción.
7. Calibración. Verificación. Homologación. Condiciones de referencia y condiciones normalizadas.
8. Radioterapia. Patrones primarios. Patrones nacionales. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Ser-

vicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración.

9. Radiodiagnóstico. Patrones secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración.
10. Radioprotección en haces externos (radiación X, gamma y beta). Patrones secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Monitores portátiles y de área. Dosímetros personales. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración.
11. Medicina Nuclear. Patrones primarios, nacionales y de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España: Diagnóstico de la situación. Servicios de calibración disponibles.
12. Monitores de contaminación: Patrones de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles.

NÚMERO DE PUNTOS DE FCP: 33.6 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)

Número máximo de plazas: 25

La hoja para inscribirse en los cursos se puede obtener en la página web de la SEFM. Las fechas de inscripción para cada curso comienza dos meses antes de su inicio y termina un mes antes de su comienzo. La recepción de la hoja de inscripción y copia del documento de pago para el curso está centralizado en la secretaría técnica en EDICOMPLET. La inscripción es por riguroso orden de recepción.

Otras convocatorias

Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica Intervencionista, Medicina Nuclear y Radioterapia

25-30 Marzo 2001. Palacio de Exposiciones y Congresos de Torremolinos (Málaga).
Información: www.pruma.uma.es

5th International Stereotactic Radiosurgery Society Congress

4-7 Junio 2001. Jerusalem (Israel).
Información: congs@internationaltc.co.il
www.isrs-jerusalem.com

6th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy

18-23 Septiembre 2001. Sevilla.
Información: info@estro.be

European School of Medical Physics. Fourth Session

8-11 Diciembre 2001. Centre Universitaire de Formation et de Recherche. Archamps (Francia).
Información: www.cur-Archamps.fr/esi
Info@esi.cur-archamps.fr

Listado de publicaciones

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 Ptas., 20 dólares; no socios 6.000 Ptas., 30 dólares.*

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 Ptas., 20 dólares; no socios 6.000 Ptas., 30 dólares.*

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 Ptas., 10 dólares; no socios 4.000 Ptas., 20 dólares.*

SEFM, 3/1989 "Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)". 1989. *Socios 1.000 Ptas., 5 dólares; no socios 1.500 Ptas., 8 dólares.*

SEFM, 1/1991 "Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de diciembre de 1990". Junio 1991. *Socios 500 Ptas., 3 dólares; no socios 1.000 Ptas., 5 dólares.*

SEFM, 1994 "Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente", 1994. *Socios 1.800 Ptas., 9 dólares; no socios 2.500 Ptas., 13 dólares.*

SEFM/SEPR, 1996 "Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 1996. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 6.000 Ptas., 30 dólares.*

SEFM, 1999. Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50". Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones. 1999. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 6.000 Ptas. 30 dólares.*

SEFM/ SEMN/ SEPR, 1999. Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. 1999. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 6.000 Ptas., 30 dólares.*

SEFM, 2000. "Medios Humanos y Materiales Necesarios en la Unidad de Radiofísica para la Garantía de Calidad en Radioterapia. 2000. *Socios 500 Ptas, 3 dólares; no socios 1.500 Ptas., 8 dólares.*

Libros de ponencias y trabajos presentados en los Congresos Españoles de la Sociedad Española de Física Médica.

Libro de ponencias II Congreso SEFM (1 vol.). Jaca 1979. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias III Congreso SEFM (libro resúmenes). Sitges 1981. *Socios 2.000 Ptas., 10 dólares; no socios 3.500 Ptas., 18 dólares.*

Libro de ponencias IV Congreso SEFM (2 vol.). San Sebastián 1983. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias V Congreso SEFM (3 vol.). El Escorial 1985. *Socios 3.000 Ptas., 23 dólares; no socios 4.500 Ptas., 15 dólares.*

Libro de ponencias VI Congreso SEFM (1 vol.). Badajoz 1987. *Socios 3.000 Ptas., 23 dólares; no socios 4.500 Ptas., 15 dólares.*

Libro de Conferencias invitadas al VI Congreso: P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. 1987. *Socios 2.000 Ptas., 10 dólares; no socios 3.000 Ptas., 15 dólares.*

Libro de ponencias del VII Congreso SEFM (1 vol.). Oviedo 1989. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias del VIII Congreso SEFM (1 vol.). Sevilla 1991. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias del Congreso SEFM/SFPH. Biarritz 1992. (1 vol. libro de resúmenes). *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias del IX Congreso SEFM (2 vol. libro de resúmenes). Tenerife 1993. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias del X Congreso SEFM (1 vol.). Salamanca 1995. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares.*

Libro de ponencias del XI Congreso Nacional de Física Médica (1 vol.). Valencia 1997. *Socios 3.000 Ptas., 15 dólares; no socios 4.500 Ptas., 23 dólares; Soporte CD: socios 1.500 Ptas., 8 dólares; no socios 2.500 Ptas., 13 dólares.*

Libro de Comunicaciones del XII Congreso Nacional de SEFM. Santander 1999. *Soporte CD: socios 1.500 Ptas., 8 dólares; no socios 2.500 Ptas., 13 dólares.*

Libros de Talleres del X Congreso SEFM. Salamanca 1995. Cada uno de los talleres socios 1.800 Ptas., 9 dólares; no socios 2.500 Ptas., 13 dólares.

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).

Cursos

Precio de cada curso y tomo. *Socios 1.500 Ptas., 13 dólares; no socios 2.500 Ptas., 8 dólares.*

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 la Universidad de Zaragoza. SEFM. Zaragoza 1995.

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia clínica". Instituto Oncológico AERO/SEFM. San Sebastián 1995.

Curso "Control de calidad de instrumentación en Medicina Nuclear". Hospitales Universitarios La Paz y Ramón y Cajal. Madrid 1996 (Fascículos).

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia". Valladolid 1997.

Curso "Incertidumbre y tolerancias en la dosimetría en Radioterapia". Oviedo 1997. página web: <http://med.unex.es/FisMed/sefm/cursoincertidumbres/titulo.html>

"I Curso de Introducción a las técnicas de Monte Carlo en Física Médica". Barcelona 1997.

Curso "Planificación 3D". Cádiz 1997.

"Small Field Dosimetry in Radiosurgery" Baeza. 1999.

"III Curso sobre Física de las Radiaciones Aplicadas a la Radioterapia Clínica". AERO/ SEFM Barcelona. 1999.