

DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN DE UN SISTEMA DE IMÁGENES PORTALES EN TIEMPO REAL PARA RADIOTERAPIA CON FOTONES DE 1,25 Y 6 MEV

Alfonso Mejía M.*, María Cristina Plazas**

RESUMEN

Introducción: El éxito de los tratamientos en radioterapia con haces de radiación externos consiste en administrar la dosis de radiación prescrita con la mayor exactitud posible al volumen blanco de planificación, minimizando la dosis administrada sobre los tejidos sanos que lo rodean.

Objetivos: El objetivo de este estudio es presentar los resultados preliminares del desempeño de un sistema fluoroscópico para obtener imágenes en tiempo real con fotones de 1,25 y 6 MeV para volúmenes tumorales pequeños.

Materiales, métodos y resultados: Este es un estudio con cegamiento simple realizado en grupos de pacientes con neoplasia de cabeza y cuello, tórax o pelvis, con el fin de determinar el sesgo sistemático en radioterapia relacionado a los errores de localización. Aumentando la frecuencia de verificación de los tratamientos en radioterapia es posible disminuir el error en la localización de los campos de tratamiento y lograr un mejor control de la enfermedad.

Conclusiones: Este estudio muestra una forma efectiva de reducir los errores de localización en los pacientes, al incrementar la frecuencia de verificación del tratamiento con imágenes portales (imágenes obtenidas en la puerta de salida del paciente en el haz de tratamiento).

Palabras clave: Radioterapia, volumen blanco de planificación, imagen portal, fotón, MeV, fotocátodo, fotoelectrón.

ABSTRACT

Introduction: Success in radiotherapy treatments with external beam radiation depends on the accurate delivery of the prescribed dose to the target tumor mass, and on the keeping undamaged of the surrounding tissues.

Objectives: The purpose of this article is to present some preliminary results of the performance of a fluoroscopic system used to produce real-time portal images of small masses with radiotherapy of 1,25 and 6 MeV photons.

Design, methods, and results: We conducted a single blind basic study in different groups of patients with head and neck, thoracic and pelvic neoplasms, to determine systematic bias related to localization errors in external beam radiotherapy. Increasing the frequency of treatment verification we could control systematic errors and bias and improve the response of tumor to external beam radiotherapy.

Conclusions: This study shows an effective way of reducing localization errors to increasing the frequency of treatment verification with portal images.

Key words: Radiotherapy, target tumoral mass, portal images, MeV, photocathode, photoelectron.

* Físico
Universidad
Nacional de
Colombia
Sede Bogotá
Grupo de
Física Médica
Instituto
Nacional de
Cancerología.

** PhD Física
Radiológica y
Médica
Profesora
asociada
Departamento
de Física
Universidad
Nacional
Coordinadora
Grupo Física
Médica,
Instituto
Nacional de
Cancerología.

Recibido el 10 de febrero de 2002 y aceptado para publicación el 2 de julio de 2002.
Correspondencia: Alfonso Mejía M, Grupo de Física Médica INC. e-mail: fimed@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

La verificación de un tratamiento en radioterapia usualmente involucra la comparación de una imagen portal adquirida durante una etapa del tratamiento (el paciente recibe una dosis de radiación, mínima comparada con la dosis total por fracción) con una imagen de referencia generada previamente al inicio del tratamiento.^(1,2) Los errores en la localización del campo de tratamiento ocurren con frecuencia, especialmente en regiones anatómicas irregulares como cabeza y cuello, donde se han reportado errores hasta de un centímetro en la localización de los márgenes del campo con respecto a los planeados.⁽³⁾ Existen algunos factores geométricos que tienden a dificultar la exactitud del tratamiento, tales como:

- Movimiento del paciente respecto al campo de tratamiento, lo que modifica los límites clínicos demarcados en simulación previa y produce, por tanto, variación temporal de la dosis, causada por movimiento o deformación de los órganos durante el tratamiento.
- Imprecisión en la ubicación de bloques para proteger órganos críticos, lo cual trae como consecuencia que se irradian órganos sanos, con los respectivos efectos adversos para el paciente.
- Movimiento de tatuajes colocados sobre la piel del paciente respecto a la anatomía interna.
- Incorrecto alineamiento del haz de tratamiento.
- Problemas de alineamiento mecánico en la máquina de tratamiento.

Las figuras 1A y 1B ilustran algunas de las afirmaciones hechas anteriormente. En la figura 1A se muestra una placa de simulación para el caso de un tratamiento sobre la pelvis, tomada con fotones de baja energía (en el orden de los keV), donde se observa simetría de los bordes laterales del campo planeado respecto a una estructura anatómica de referencia y un alto contraste en la imagen. En la figura 1B se muestra la respectiva localización en la máquina de tratamiento para el mismo paciente: se registra un desplazamiento de los bordes del campo tratado con respecto a los simulados, resaltando el bajo contraste de la imagen, obtenida con fotones de 6 MeV.⁽⁴⁾ Existen dos métodos de verificación: las películas radiográficas portales en tiempo diferido y los sistemas electrónicos de imágenes portales (SEIP) en tiempo real. Este trabajo se refiere al segundo método, en el cual se utiliza un sistema fluoroscópico que se ha estudiado y adaptado para obtener imágenes

con fotones de las energías tratadas en este estudio. La verificación con imágenes portales electrónicas en tiempo real presenta ventajas de ahorro de tiempo, el cual es valioso a la hora de controlar el parámetro, número de pacientes/día/máquina, ya que permite corregir errores de localización antes de liberar la dosis prescrita, y facilita un mejor control sobre la dosis que toleran los tejidos sanos fuera de los márgenes del campo.⁽⁵⁾

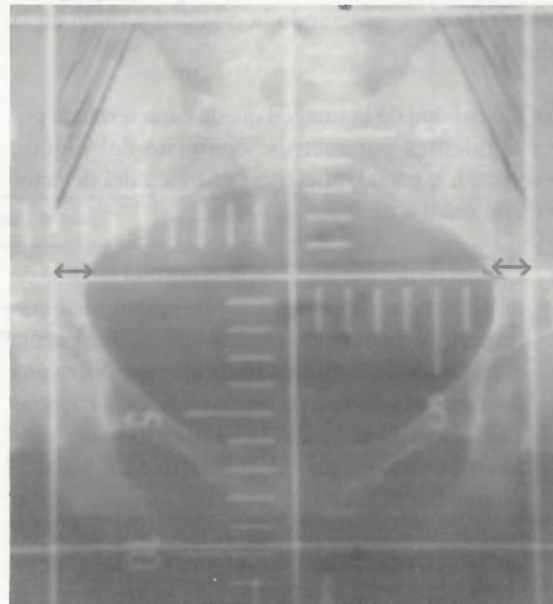


Figura 1A. Placa radiográfica de pelvis: simulación de un campo de tratamiento.

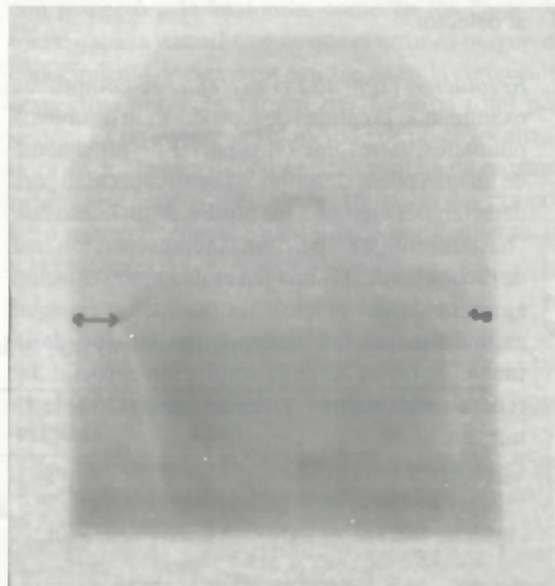


Figura 1B. Verificación del campo simulado con fotones de energía de 6 MeV.

FUNDAMENTOS Y TEORÍA

La imagen de una estructura anatómica se forma justo en la sombra que proyecta el haz de radiación sobre el detector. Las imágenes obtenidas con fotones de energía en el rango de los MeV son de bajo contraste radiográfico, debido al efecto Compton, que genera una alta cantidad de fotones y electrones dispersos que llevan información de la estructura anatómica hacia fuera de la sombra que ésta proyecta sobre el sensor, generando borrosidad y ruido en la imagen.⁽⁶⁾

La calidad de la imagen queda caracterizada por los siguientes parámetros: contraste del objeto, resolución espacial, eficiencia cuántica del detector y razón señal a ruido.^(7, 8)

- a. *Contraste del paciente:* representa una medida de la diferencia de una estructura anatómica con respecto al medio que la rodea, teniendo en cuenta el resultado de la diferencia de atenuación; es una función de la energía de los rayos X. Para energías en el rango diagnóstico (10–120 keV) se presenta buen contraste, de tal forma que se pueden diferenciar estructuras como por ejemplo, hueso o aire sumergidos en agua; por otro lado, las imágenes generadas con fotones de alta energía (1,25 y 6 MeV) son de bajo contraste, como se observa en la figura 1B. El contraste es una función de las características del objeto, de la energía y del número de los rayos X que alcanzan al detector.
- b. *Resolución espacial del detector:* se comprueba examinando la calidad de reproducción de objetos puntuales; la resolución espacial de un sistema de imagen puede describirse por su capacidad para detectar, por ejemplo, los bordes de un hueso con “bastante nitidez”, pero sin la representación real de dichos bordes (la imagen es una representación aproximada del objeto). La resolución espacial es una función que depende del tamaño de la fuente de rayos X, de la resolución espacial del receptor de imagen y de la ampliación de la imagen.

- c. *Eficiencia cuántica del detector (EC):* determina la fracción de rayos X que se convierte en imagen; en la práctica, la EC de los sistemas de imágenes portales con fotones de alta energía es muy baja (del orden del 1%).

- d. *Razón señal a ruido:* la formación de una imagen es un proceso estadístico que involucra la detección de rayos X y donde existe incertidumbre (moteado cuántico) en cuanto al número de fotones que inciden sobre el detector de imagen; la detección de la imagen depende no solamente de la diferencia de atenuación entre el objeto y el medio que lo rodea, sino también de la diferencia entre la señal y la incertidumbre de la misma.⁽⁹⁾

SISTEMA IMPLEMENTADO

El sistema de imágenes portales implementado para este trabajo se describe a continuación.⁽¹⁰⁾

En la figura 2 se esquematiza el sistema de imágenes portales (imágenes obtenidas en la puerta de salida del paciente en el haz de tratamiento). La cadena de imagen está conformada por un sistema intensificador que consta de: pantalla fluorescente de entrada de yoduro de cesio activado con talio CsI(Tl), la cual, con intervención de un fotocátodo, convierte la imagen de rayos X en una imagen de fotoelectrones que son acelerados y enfocados sobre la pantalla de salida del intensificador, donde gran parte de ellos se convierten en una imagen luminosa, la cual se enfoca sobre una cámara de video con ayuda de una óptica a 45° para sacar la imagen del campo directo del haz de rayos X y evitar así deterioro, por radiación, de los componentes electrónicos. La señal de la cámara de video se despliega en un monitor especial de fluoroscopia o en una computadora provista de una tarjeta de adquisición de video, donde las imágenes son almacenadas en medio magnético.^(11,12)

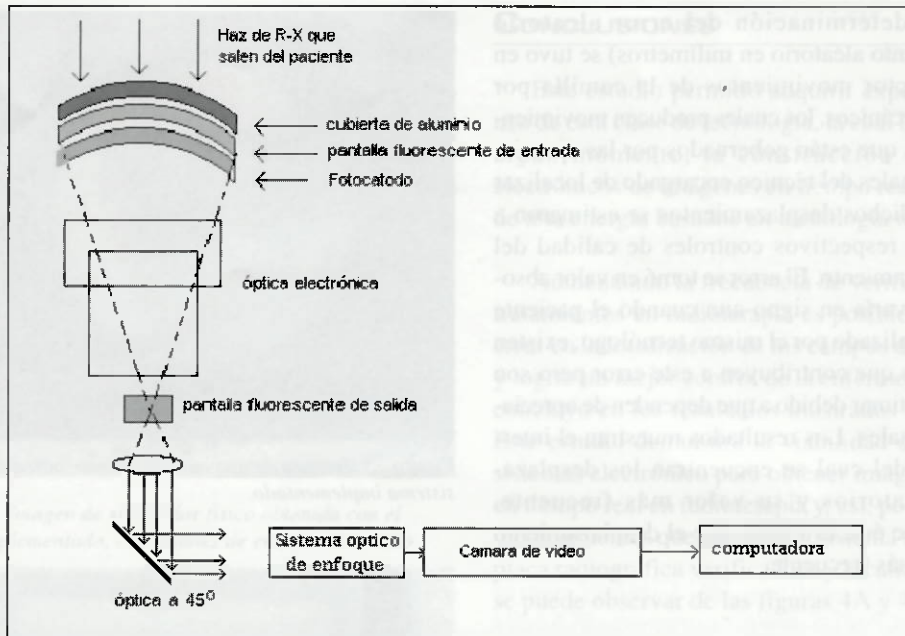


Figura 2. Sistema electrónico para la obtención de imágenes portales.

JUSTIFICACIÓN PARA REALIZAR VERIFICACIÓN DIARIA A LOS PACIENTES DE RADIOTERAPIA

Se realizó un estudio en grupos de 10, 5 y 10 pacientes para las regiones de cabeza y cuello, tórax y pelvis, respectivamente. La muestra se obtuvo de tal forma que el personal técnico encargado de localizar a los pacientes en los equipos de tratamiento no se enterara, con el fin de evitar el sesgo en los resultados.

El error sistemático (desplazamiento sistemático en milímetros) se determinó a partir de la comparación de la placa de simulación con la placa radiográfica localizadora de doble exposición, midiendo el desplazamiento de los bordes del campo respecto a

estructuras anatómicas de referencia en la placa localizadora y asumiendo como valor de referencia la imagen de simulación. Los resultados muestran el intervalo dentro del cual se encontraron errores y el valor más frecuente, donde se muestran desplazamientos de los bordes del campo tratado, respecto a los simulados, desde 1 mm hasta 6 mm. En regiones donde se dificulta la alineación del haz de tratamiento con respecto a la anatomía, como en los casos de tórax, cabeza y cuello, se ve que el error es mayor; el conocimiento de este error permite hacer la corrección respectiva antes de administrar la dosis total por sesión. Es de anotar que el método de placa localizadora de doble exposición tiene la ventaja de mostrar rasgos anatómicos fuera de las fronteras del campo, pero su uso frecuente está limitado por la tolerancia a la radiación de los tejidos sanos.⁽¹³⁾

Tabla 1. Persistencia del error en radioterapia

Localización del campo	No. de estudios	No. de pacientes	No. de imágenes	Error sistemático (mm)	Error Aleatorio (mm)
Cabeza y cuello	1	10	20	3,4 1,0-5,0	1,9 1,0-3,2
Tórax	1	5	10	4,4 3,8-5,2	3,3 1,2-5,7
Pelvis	1	10	20	2,9 1,7-6,0	2,5 1,2-6,0

Para la determinación del error aleatorio (desplazamiento aleatorio en milímetros) se tuvo en cuenta el factor movimientos de la camilla por desajustes mecánicos, los cuales producen movimientos aleatorios que están gobernados por las apreciaciones personales del técnico encargado de localizar al paciente; dichos desplazamientos se estimaron a partir de los respectivos controles de calidad del equipo de tratamiento. El error se tomó en valor absoluto, ya que varía en signo aun cuando el paciente haya sido localizado por el mismo tecnólogo; existen otros factores que contribuyen a este error pero son difíciles de estimar debido a que dependen de apreciaciones personales. Los resultados muestran el intervalo dentro del cual se encuentran los desplazamientos aleatorios y su valor más frecuente, notándose que éste es menor que el desplazamiento sistemático más frecuente.

DESEMPEÑO DEL SISTEMA PRELIMINAR IMPLEMENTADO

La figura 3A muestra la imagen de una cuña de plomo, obtenida con el sistema implementado, en la que se observa buena definición de los bordes del objeto. En la figura 3B se muestra la misma imagen, obtenida mediante el sistema tradicional de placa radiográfica: la definición de los bordes del objeto es similar al de la imagen 3A. Las condiciones y la geometría del haz fueron: energía de 1,25 MeV, distancia fuente detector de radiación 95 cm, tamaño de campo a 80 cm de la fuente 12 cm x 12 cm, para ambas imágenes.

Se estimó la resolución del sistema de imagen midiendo la definición de los bordes de la cuña, a partir de la densidad óptica sobre la placa radiográfica (figura 3B), con densitómetro manual, y para la figura 3A se midió directamente con fotómetro sobre la pantalla del fluoroscopio. Se tomó como referencia el borde interno de la cuña para comparar los valores numéricos a cada lado de éste: para el caso del sistema fluoroscópico se obtuvo una relación de 0,92 y, para el caso de la placa radiográfica, de 0,89. El caso ideal es tener una diferencia de densidades ópticas a cada lado del borde de la cuña lo más grande posible, haciendo que la relación anterior disminuya (para que el sistema pueda diferenciar pequeños cambios de densidad de masa en una estructura anatómica).

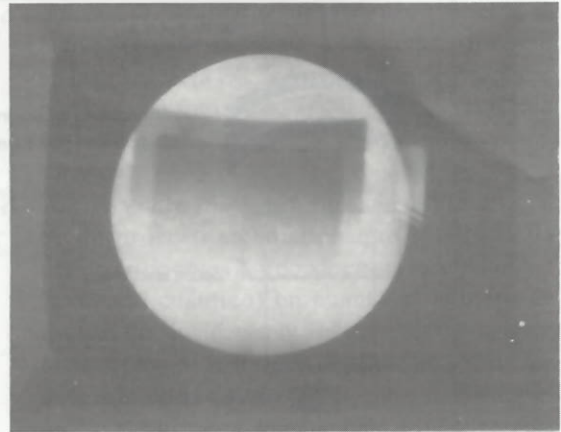


Figura 3A. Imagen de una cuña de plomo, obtenida con el sistema implementado.

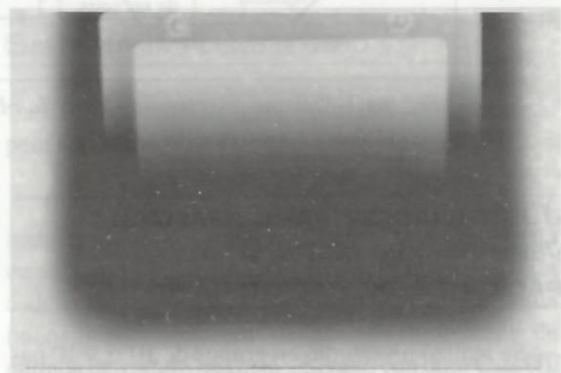


Figura 3B. Imagen de cuña de plomo obtenida mediante el sistema de placa radiográfica.

La figura 4A muestra el desempeño del sistema preliminar implementado para este trabajo; la imagen formada con fotones de energía promedio de 1,25 MeV corresponde a un simulador físico antropomórfico donde se diferencia la estructura ósea del tejido blando. No se observan los límites de los campos de radiación, ya que la intención de estas pruebas es evaluar el desempeño del sistema en cuanto a su capacidad para formar imagen con energía del orden de los MeV. Las condiciones del arreglo experimental bajo las cuales se obtuvo la imagen fueron: una distancia fuente / detector de 90 cm, tamaño del campo en isocentro 12 cm x 12 cm, lámina de plomo de 1 milímetro de espesor, colocada directamente sobre la pantalla de CsI:TI y que sirvió de convertidor de fotones a electrones los cuales contribuyen a la formación de la imagen y un simulador físico colocado directamente sobre la lámina de plomo.

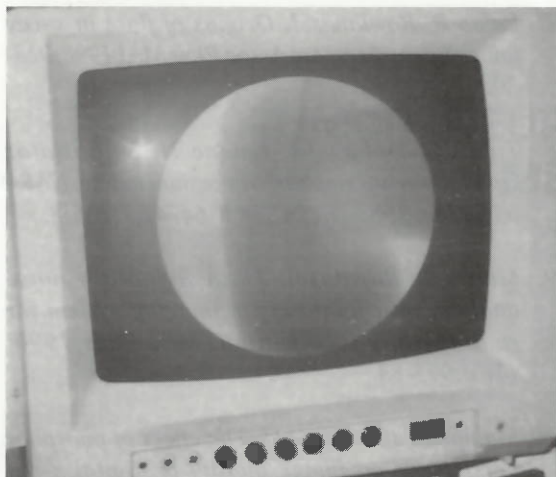


Figura 4A. Imagen de simulador físico obtenida con el sistema implementado, con fotones de energía promedio 1.25Me.

La figura 4B, muestra la imagen de un simulador físico antropomórfico en la que es difícil diferenciar estructuras óseas del tejido blando, como resultado de la no agregación de la lámina de plomo sobre el sensor de CsI:TI; las demás condiciones fueron idénticas a las de la figura 3A.

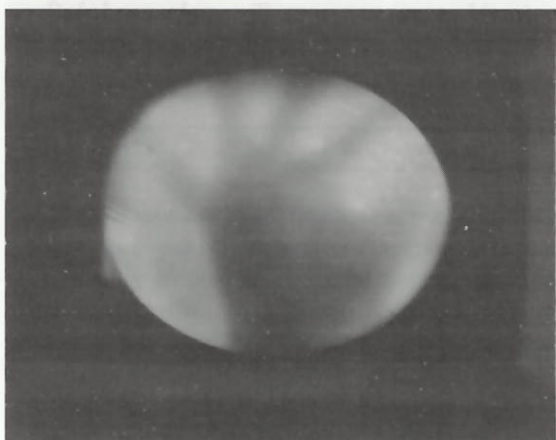


Figura 4B. Imagen de simulador físico antropomórfico obtenidas con una modificación del sistema implementado

CONCLUSIONES

Este estudio permitió adquirir experiencia en el uso de esta clase de tecnología, la cual hará viable en algún momento, la construcción de sistemas electrónicos de imágenes en tiempo real con fotones de alta energía basados en tecnología nacional.

Aumentando la frecuencia de verificación de los tratamientos en radioterapia es posible disminuir el error en la localización de los campos de tratamiento y lograr un mejor control de la enfermedad, como se concluyo en los resultados mostrados en la tabla 1. Este estudio demuestra la viabilidad del uso de un sistema electrónico para obtener imágenes portales en tiempo real en radioterapia y, así, poder salvar los inconvenientes que presenta el sistema tradicional de placa radiográfica verificadora y localizadora; como se puede observar de las figuras 4A y 4B.

La resolución en la imagen se ha estimado por comparación, en la definición de bordes en las figuras 3A y B proporcionando una diferencia del 3% entre los dos sistemas a favor del sistema de placa radiográfica. Se busca que el sistema implementado pueda distinguir objetos de un tamaño mayor de 5 mm, característica que es suficiente para realizar localizaciones portales en la mayoría de los campos de tratamiento usados en radioterapia.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Instituto Nacional de Cancerología el soporte técnico y el préstamo de los equipos para la realización de este trabajo. También al departamento de Física de la Universidad Nacional por el apoyo académico. Al ingeniero Jaime Nieto, del Royal Mardsden Hospital, Inglaterra, quien proporcionó parte de la bibliografía y de la información técnica necesaria. A Gustavo Sarmiento, de la Kodak, por el aporte de materiales a este trabajo.

REFERENCIAS

1. Comisión Internacional de unidades y Medidas de Radiación (ICRU 50). Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones, 1999.
2. Di Yan N, Lockman D. Organ/Patient geometric variation in external beam radiotherapy. *Med Phys* 2001; 28(4):593-9.
3. American Association of physicists in Medicine (US), "Radiotherapy portal Imaging Quality", Report 24 Dec 1987. p. 2-14.
4. Instituto Nacional de Cancerología. Col, Archivo Radioterapia. Año 1999.
5. Herman MG, Jaffray JM. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys* 2001;28(5):712-34.
6. Evans M. Rapid portal imaging with a high-efficiency, large field-of-view detector. *Med Phys* 1998;25(12): 843-48.
7. Luhta R, Rowlands J. Origins of flare in x-ray image intensifiers. *Am Assoc Phys Med* 1990;913-20.
8. Tidd JL, Dabbs JR, Levine N. Scintillator Handbook with emphasis on cesium iodine. NASA tech Mem 1983;NASA TM X-64741,7:165-8.
9. Munro P, Rawlinson JA. A Signal-to-noise analysis of a fluoroscopic imaging system for radiotherapy localization. *Med Phys* 1990; 17(5):975-83.
10. Mainprize JG, Yaffe MJ. The effect of phosphor persistence on image quality in digital x-ray scanning systems. *Med Phys* 1998;25(12):2440-51.
11. Westwood M. Hilger Analytical Limited, UK 1993; Private communication.
12. NE Technology Limited, Sighthill, Edinburgh, UK 1993; Private communication.
13. Instituto Nacional de Cancerología. Col, Archivo Radioterapia, 2000.