

# DOSIMETRÍA PARA RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA CON ELECTRONES DE ACELERADOR KDS-2

P.J. Meoli, M. Casal, R.A. Sanchez, C. Chacón y G. González

Departamento de Radioterapia. Instituto Alexander Fleming.  
Cramer 1180, (1426) Buenos Aires.  
e-mail: [radiaf@interprov.com](mailto:radiaf@interprov.com)

La Radioterapia Intraoperatoria (RIO) es una técnica que consiste en irradiar con un haz de electrones un tejido tumoral en forma directa, previa intervención quirúrgica al paciente en la que quedan expuestas las zonas a irradiar. Esta técnica está ampliamente difundida a nivel mundial. El Departamento de Radioterapia del Instituto Alexander Fleming es el único centro en nuestro país con instalaciones diseñadas para efectuar este tipo de tratamientos.

En el presente trabajo se detalla la técnica utilizada para realizar la dosimetría y calibración del haz de radiación. Se estudia la respuesta del mismo al modificar parámetros del sistema colimador, para lograr un haz de electrones con las características adecuadas para este tipo de tratamientos.

Intraoperative Radiotherapy (IORT) is a treatment technique that irradiates a surgically, open tumor site with an electron beam. This technique is widely used around the world. The Radiotherapy Department of Alexander Fleming Institute is the only center in Argentina with specially designed facilities to do this kind of treatments.

In this paper we describe the dosimetry and beam calibration techniques. We also report the studied effects of the collimation system on the beam dosimetric parameters, in order to select the more suitable conditions for this kind of treatments.

## I. INTRODUCCIÓN

Dentro de los métodos para el tratamiento del cáncer, uno de los más efectivos y difundidos es la irradiación de las regiones tumorales con distintos tipos de partículas (Radioterapia). En la radioterapia tradicional o externa, en la que se utilizan rayos X o gamma, es generalmente inevitable la irradiación de tejidos sanos interpuestos entre el haz de irradiación y el tejido tumoral. En consecuencia, las dosis por radiación que pueden alcanzarse por este tipo de tratamientos dependen de la tolerancia del tejido sano circundante al tumor. Muchos pacientes padecen recaídas locales de la enfermedad, aún en casos donde las dosis alcanzadas en el tumor han sido altas. Sería esperable alcanzar un mayor control local si se pudieran suministrar dosis adicionales en el volumen tumoral sin aumentar las dosis en los tejidos circundantes.

La Radioterapia Intraoperatoria (RIO) es una técnica que consiste en irradiar con un haz de electrones el tejido tumoral en forma directa, sin la necesidad de irradiar tejidos sanos. Para ello, previo a la irradiación, el paciente es sometido a una operación quirúrgica en la que quedan expuestas las zonas a irradiar. Se plantean entonces importantes exigencias de infraestructura, ya que se debe trasladar al paciente con una incisión expuesta del quirófano al recinto de irradiación, siendo necesario mantener estériles las zonas por donde se traslada al paciente y el propio recinto de irradiación. Es aconsejable entonces que el quirófano y el recinto de irradiación se encuentren a corta distancia (Fig.1).



Fig.1: Traslado del paciente desde el quirófano a la sala de tratamiento.

Esta técnica se utiliza principalmente en tumores recurrentes (recto, páncreas y sarcomas) y eventualmente en tumores irresecables.

Para determinar las condiciones finales del haz de radiación, se estudió la respuesta del mismo al modificar el sistema de colimación.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

El equipo utilizado para las irradiaciones es un acelerador lineal Siemens KDS-2, con energías de 6 y 15 MV de fotones y 6, 8, 10, 12, 15, y 18 MeV de electrones (Fig. 2). Para colimar el haz de irradiación en RIO, se utilizan aplicadores cilíndricos de acrílico con un sistema adaptador que los integra al cabezal del equipo. También

se utilizan los colimadores primarios propios del equipo, que determinan el llamado tamaño de campo primario de radiación. Un esquema simplificado del sistema de colimación se describe en la figura 3.

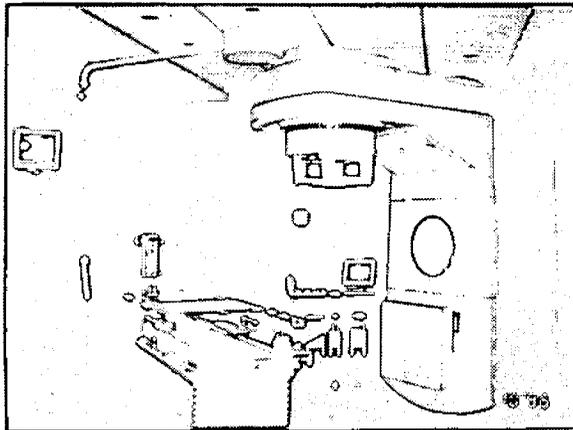


Fig.2: Acelerador lineal dual de fotones y electrones utilizado para la irradiación.

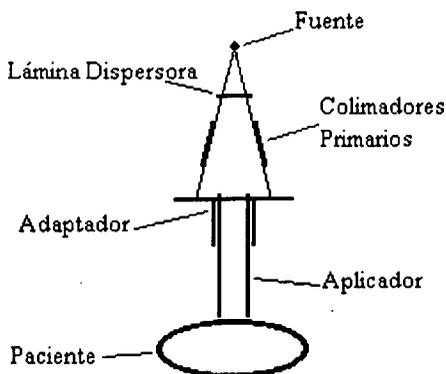


Fig.3: Esquema del sistema de colimación.

En la figura 4 puede verse el equipo con el sistema adaptador que sostiene un aplicador, cuando se los ubica sobre el paciente. Los aplicadores tienen diferentes diámetros internos e inclinaciones (bisel) (Fig.5). Este diseño asegura la mejor adaptación a la zona que se desea irradiar. Los aplicadores y el sistema adaptador deben ser esterilizados para cada intervención.

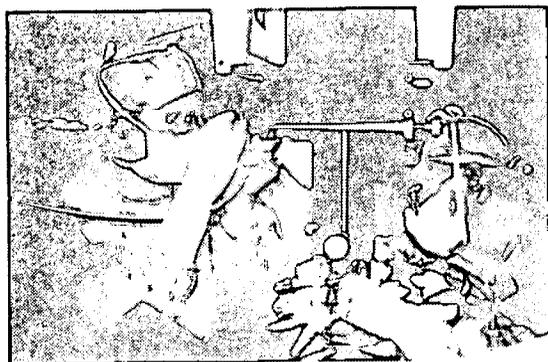


Fig.4: Ubicación del aplicador en el paciente.

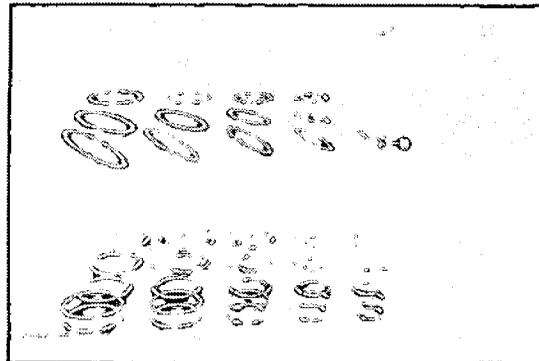


Fig.5: Aplicadores de acrílico utilizados en RIO.

Para observar al paciente y los instrumentos que marcan los signos vitales del mismo durante el tratamiento, se utiliza un sistema de cámaras instalado en el recinto de irradiación.

Se utilizan haces de electrones debido a que su curva de dosis en profundidad limita la dosis entregada hasta una cierta profundidad característica, como se muestra en la figura 6. En ésta, los valores de dosis a mayor profundidades son debido a la contribución de radiación X generada en el medio por efecto bremsstrahlung. Esta zona de la curva es conocida como "cola bremsstrahlung". La energía de electrones utilizada es elegida de tal manera que la profundidad del 90% de salida de la curva coincida con el límite de la lesión a irradiar.

El procedimiento utilizado para la dosimetría consistió en medir la tasa de dosis de radiación en el punto de máxima dosis de la curva en profundidad para cada aplicador en cada energía utilizable. Las mediciones se efectuaron con un fantoma automático Accuscan 2. Para la dosimetría del haz se utilizó una cámara PTW y dosímetro Keithley 35040.

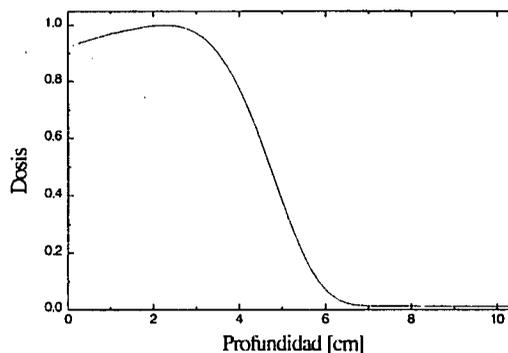


Fig.6: Perfil de dosis en profundidad en agua de un haz de electrones de 12 MeV nominales, aplicador de 63 mm de diámetro interno y campo primario de  $19 \times 19 \text{ cm}^2$ . Normalización en máximo.

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### a) Tasa de dosis

Para minimizar el tiempo efectivo de irradiación, es necesario entregar la mayor cantidad de dosis posible por unidad de tiempo (máxima tasa de dosis). En la figura 7 se grafica la variación de la tasa de dosis respecto al tamaño del campo de radiación delimitado por los colimadores primarios. Se puede observar que la curva tiene una zona creciente (tamaños de campos similares al diámetro del aplicador), y luego una zona donde no se aprecia aumento en la tasa de dosis al aumentar el tamaño de campo primario. Este comportamiento es similar para diversos diámetros de aplicadores y energías.

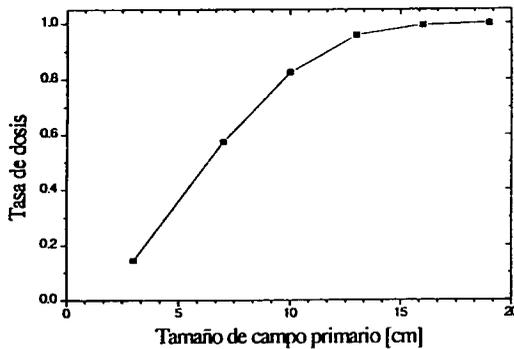


Fig.7: Variación de la tasa de dosis con el tamaño de campo primario. (Aplicador de 63 mm de diámetro interno y haz de 12 MeV energía.). Normalización en máximo.

Para explicar el comportamiento de la variación de la tasa de dosis, hay que tener en cuenta dos efectos. Al aumentar el tamaño de campo primario, aumenta la sección transversal del haz primario que interactúa con el medio irradiado; que a flujo constante implica mayor cantidad de partículas interactuando con el medio. Por otro lado, al aumentar la superficie interna de los bloques colimadores primarios expuestas al haz, aumenta la cantidad de electrones secundarios generados en tales bloques por dicho haz<sup>(1)</sup>. Estos dos efectos incrementan la tasa de dosis en el medio irradiado hasta que la sección transversal del aplicador (en su parte más cercana a la fuente de radiación) queda totalmente expuesta por el tamaño de campo primario, alcanzándose la máxima contribución posible.

#### b) Variación de la curva de dosis en profundidad

Con la variación de los valores de tamaño de campo primario para un determinado aplicador y energía, se producen variaciones en los perfiles de dosis en profundidad. Se han observado pequeños corrimientos de la curva hacia la superficie al aumentar el tamaño de los colimadores primarios. Estos corrimientos son más importantes cuanto mayor es la profundidad.

#### c) Bremsstrahlung

Este es el efecto más notorio junto con el cambio en las tasas de dosis. En la figura 8 se grafican los porcentajes de radiación bremsstrahlung respecto del máximo de ionización para una profundidad de 8 cm y una energía de 12 MeV para diferentes tamaños de campo primario. Existe un fuerte incremento de la componente de radiación X al disminuir el tamaño de los colimadores primarios. Este comportamiento podría deberse al efecto de las hojas dispersoras del acelerador<sup>(1)</sup>. Esta hipótesis se ve reforzada por el hecho de que el efecto es más notorio para mayores energías, donde el espesor de la hoja dispersora es mayor.

Los porcentajes de radiación X para tamaños de campos primarios pequeños (cerca del diámetro del aplicador) son inaceptablemente altos, ya que como se mencionó anteriormente, la finalidad de la terapia con electrones es aprovechar su rango finito para irradiar únicamente hasta la profundidad deseada.

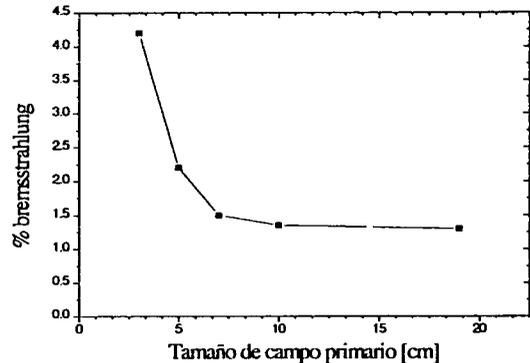


Fig.8: Porcentaje de radiación X del haz de tratamiento para distintos tamaños de campo primario. Profundidad 8 cm, energía 12 MeV.

#### d) Planicidad del haz de radiación

En la figura 9 se grafican los perfiles transversales de dosis a distintas profundidades para un mismo aplicador, con un tamaño de campo primario fijo. A profundidades menores que la del máximo de dosis, se observan "cuernos" en los bordes de las curvas. Estos son producidos por electrones secundarios generados en las paredes internas del aplicador, al incidir en ellas el haz primario de electrones. Es necesario minimizar la magnitud de los mismos para lograr una irradiación uniforme del blanco. Notar que para profundidades mayores a la de máxima dosis, los perfiles transversales tienden a redondearse, perdiendo planicidad. En la figura 10 se grafican los perfiles transversales de dosis para el mismo aplicador, a una profundidad fija, variando los tamaños de campos primarios. Se observa que disminuye la magnitud de los cuernos, pero a costa de reducir la tasa de dosis de aplicación (como se mencionó en el punto IIIa).

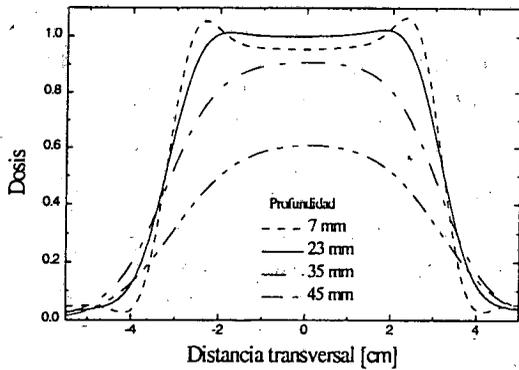


Fig.9: Perfiles transversales de dosis a distintas profundidades con aplicador de 63 mm de diámetro interno, haz de 12 MeV de energía y campo primario de  $13 \times 13 \text{ cm}^2$ . Máximo de curva en 23 mm de profundidad.

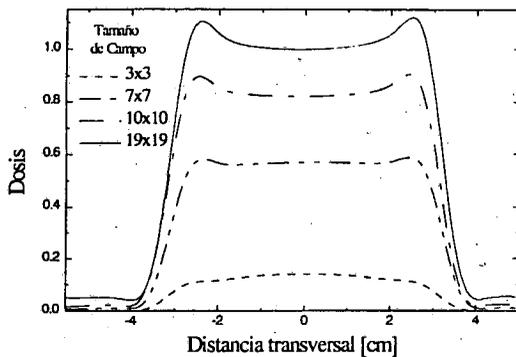


Fig.10: Perfiles transversales de dosis para distintos tamaños de campo primario. Aplicador de 63 mm de diámetro interno, 12 MeV de energía, profundidad 7 mm.

Para equipos en que la tasa de dosis es demasiado baja, y que por lo tanto implica una duración demasiado prolongada de la aplicación, se pueden eliminar los cuernos con la inserción de anillos de metal en las paredes internas del aplicador, que absorban los electrones secundarios generados en el mismo.

Para profundidades de máxima dosis, la planicidad de los perfiles transversales de dosis es prácticamente independiente del tamaño de campo primario.

#### IV. CONCLUSIONES

Los resultados anteriores muestran la importancia de una elección adecuada en el tamaño de campo primario, para cada aplicador y cada energía a utilizar. La elección de éstos para las aplicaciones sobre pacientes será tomada a partir de un compromiso entre la tasa de dosis resultante (determinante del tiempo que el paciente permanece en el recinto de irradiación), la planicidad del haz de radiación (que no debe exceder el 5%) y la componente de radiación X. Los resultados obtenidos son consistentes con lo mencionado en protocolos internacionales<sup>(2,3)</sup>.

#### Referencias

- 1- Biggs, J.P., Epp, E.R., Ling, C.C., Novack, D. y Michaels, H. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 7, 875-884, (1981).
- 2- American Association of Physicists in Medicine, T.G.28. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 33, 725-746, (1995).
- 3- Frass, B.A., Miller, R.W., Kinsella, T.J., Sindelar, W.F., Harrington, F.S., Yeakel, K., Van der Geijin, J., Glatstein, E. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 11, 1299-1311, (1985).