

# GRADIENTES Y PERFILES DE DOSIS EN INTERFASES Y CAMPOS CONFORMADOS UTILIZADOS EN RADIOTERAPIA

D. B. Feld

*Comisión Nacional de Energía Atómica, Radiación y Radiología*

E. Singer

*Centro Médico Mevaterapia, Tte. Gral. Perón 3937, Capital Federal*

En los tratamientos radiantes con equipos de teleterapia es importante conocer la distribución de dosis de radiación dentro del paciente. Se estudiaron en particular haces de fotones de sección irregular (campos irregulares) configurados con bloques conformadores para la protección de órganos nobles y regiones que no deben ser irradiadas o sobreirradiadas y haces de fotones de sección cuadrada o rectangular (campos regulares) en el caso en que atraviesan zonas de muy distinta densidad dentro del paciente. Se analiza la distribución de dosis en puntos bajo bloques conformadores, en las zonas de penumbra debido a dichas protecciones y el gradiente de dosis en interfases del paciente por bruscas variaciones de densidad en los tejidos irradiados. Las mediciones se efectuaron con cámaras de ionización y películas radiográficas en fantomas (maniqués) que se comportan frente a la radiación como los diferentes tejidos del cuerpo humano.

El estudio fue realizado con fotones provenientes de un equipo de Co - 60 y de un acelerador lineal de 6 Mv. De los resultados obtenidos experimentalmente se concluye que: a) cuando se configura el haz de radiaciones con bloques conformadores, la dosis dentro del fantoma en zonas protegidas y en zonas en penumbra depende fuertemente del tamaño y posición de los bloques relativos a las dimensiones del campo de irradiación y débilmente de la profundidad; b) en la interfase epidermis-aire se logra evitar la sobredosis epidérmica haciendo más abrupto el gradiente de dosis al conformar los espacios de aire con bloques de plomo; c) en la interfase telgopor-plástico, equivalente a pulmón-músculo, se produce un gradiente de dosis que es distinto para las dos energías estudiadas debido a que el efecto de retrodispersión es más acentuado para la energía de Co - 60 que para la del acelerador lineal.

## INTRODUCCION

El objetivo de la radioterapia es entregar una dosis de radiación ionizante adecuada y uniforme a un volumen determinado de tejido tumoral. En este estudio se analizan las modificaciones en la distribución uniforme de la dosis cuando: a) se utilizan bloques conformadores que protegen zonas tales como ojo, médula ósea, pulmón, laringe; b) la sección transversal del campo de radiación es mayor que la del paciente o fantoma; c) el haz de radiaciones atraviesa interfases debido a heterogeneidades dentro del propio paciente, tales como la interfase pulmón-músculo.

## MATERIAL Y METODOS

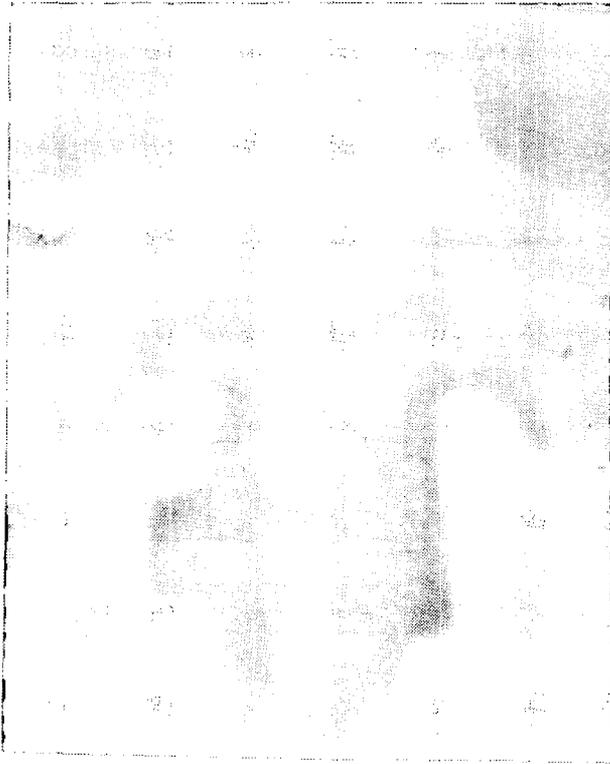
Las mediciones se efectuaron con un equipo de Co - 60 (Th 780) y un acelerador lineal de 6 Mv (Mevatrón 6).

La dosimetría se realizó con películas radiográficas de verificación (X - OMATV Ready Pack) leídas en un densitómetro Macbeth y con cámaras de ionización tipo dedal (Farmer de 0,6 cm<sup>3</sup> y PTW Dosimotor de 0,1 cm<sup>3</sup>). Se utilizaron fantomas de agua ( $\delta = 1$ ), sólidos de cera ( $\delta = 0,99$ ) y sólidos de

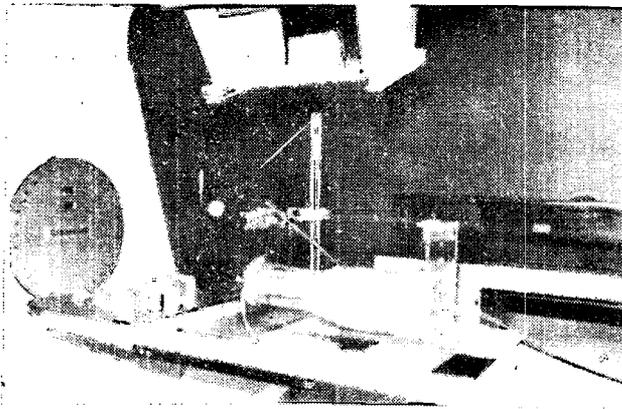
plástico ( $\delta = 1, 2$ ). El material de las conformaciones fue Pb y una aleación de Pb, Cd, Bi y Sn (cerrobend).

A) Se estudiaron configuraciones del haz de fotones para el tratamiento con técnica estática de las áreas supradiafragmáticas a fin de obtener los valores de dosis bajo las protecciones de pulmón y laringe de distinta sección transversal (Figura 1). Las curvas de isodosis para una sola incidencia del haz obtenidas anteriormente<sup>1</sup> se sumaron para obtener las distribuciones de dosis correspondientes a haces opuestos y paralelos. El mismo estudio se efectuó para técnica rotatoria (figura 2) cuando se intenta proteger durante todo el tratamiento un volumen central (hueso, pulmón, médula) e irradiar un casquete externo epidérmico o muscular (lesiones mamarias, enfermedades de Kaposi, etc.).

B) En los casos de interfase tejido epidérmico-aire se intentó aumentar abruptamente el gradiente de dosis para no sobreirradiar la piel por efecto del haz rasante (punto R de la figura 3) manteniendo constante la dosis en áreas ganglionares cercanas (puntos P de la figura 3). El método consistió en conformar la interfase epidermis-aire con bloques



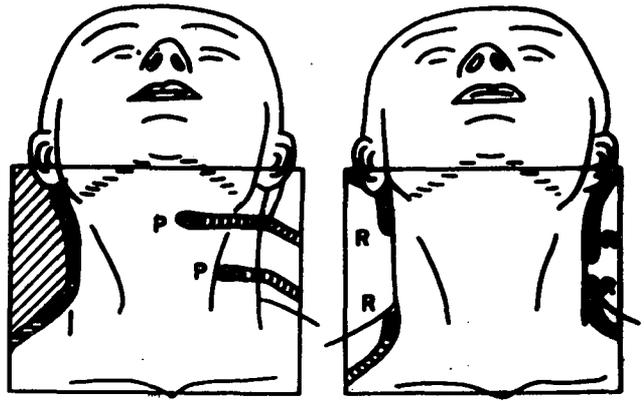
**Figura 1: Radiografías de áreas supradiagmáticas con protección parcial de pulmón (1) y de faringe (2).**



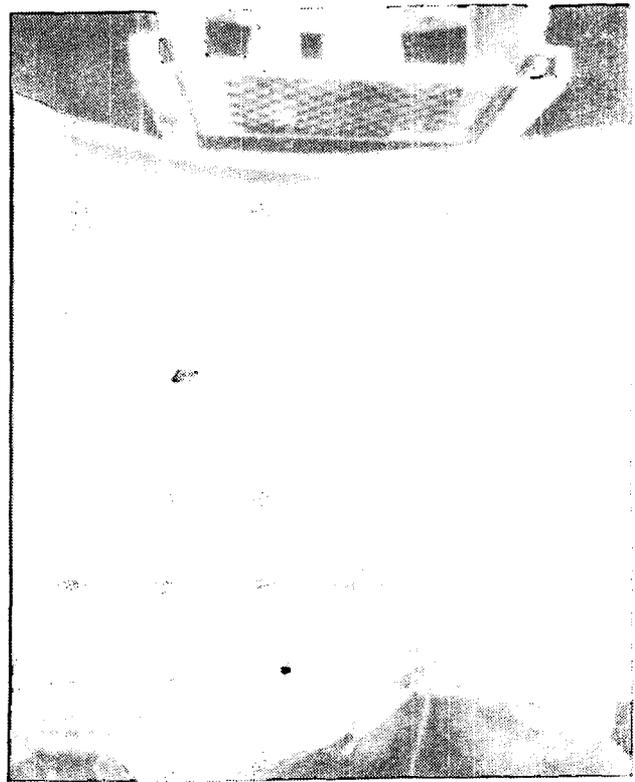
**Figura 2: Fantoma cilíndrico de agua y cera simulando una pierna. Bloques de cerrobend de diferentes tamaños para la protección ósea central.**

de cerrobend. Se efectuaron mediciones ionométricas en varios puntos de un fantoma de cera y en las zonas por donde el haz pasa rasante (figura 4), desplazando lateralmente la posición del bloque de cerrobend.

C) Se estudiaron los casos en que el haz de radiaciones atraviesa la interfase pulmón-músculo, cuando se debe irradiar una lesión contigua al pulmón.



**Figura 3: Irradiación de áreas cervicales.**



**Figura 4: Irradiación de áreas cervicales en mantos supradiagmáticos.**

Las mediciones se realizaron con películas radiográficas de emulsión lenta irradiando primero láminas de plástico, equivalentes a tejido muscular (figura 5a) y luego sustituyendo las láminas superiores por telgopor equivalente a pulmón (figura 5b) para reproducir la interfase pulmón-músculo. De la lectura densitométrica de las películas radiográficas se obtuvo la distribución de dosis en profundidad en ambos fantomas.

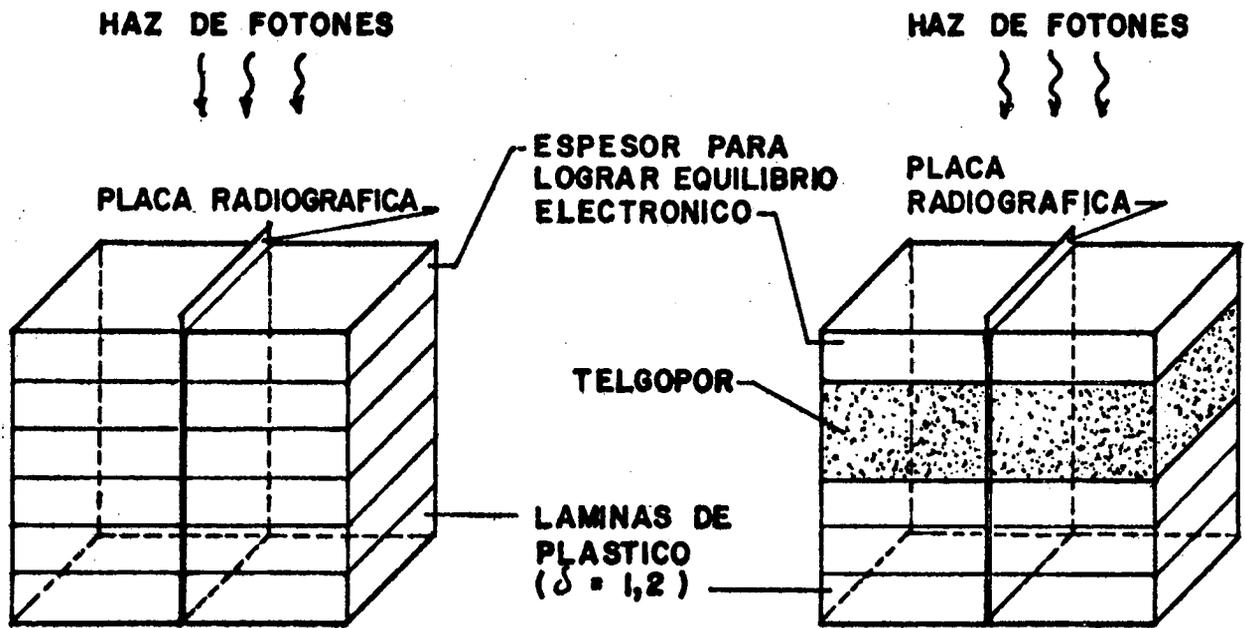


Figura 5a: Placa radiográfica comprimida entre láminas de plástico e irradiada para obtener valores de dosis en un medio equivalente al tejido.

Figura 5b: Placa radiográfica comprimida entre telgopor y láminas de plástico e irradiada para obtener valores de dosis en la interfase.

## RESULTADOS

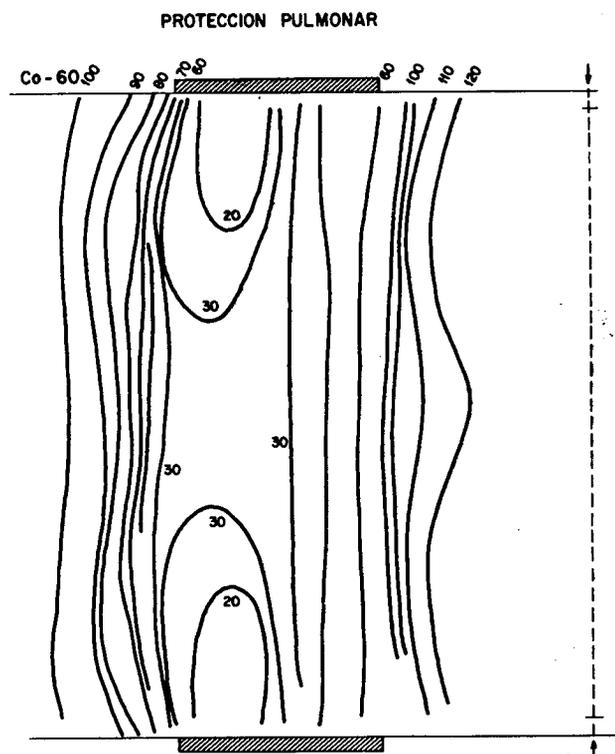
### A) Terapia estática:

Las curvas de isodosis de la figura 6 permiten comparar las dosis bajo las conformaciones en función del ancho de las mismas (región laríngea y región pulmonar) y de la energía del haz. Para Co - 60 se utilizaron bloques de sección recta y para el acelerador lineal se usaron bloques cuyas caras externas acompañan la pendiente del haz de radiaciones.

### Terapia rotatoria:

La inclusión del bloque en el campo de radiación reduce sustancialmente la dosis en el área central protegida, pero se observa también una disminución mucho más importante que en terapia estática de la dosis en las zonas de interés terapéutico que depende de la relación entre el ancho del campo de radiación y el ancho del bloque (figura 7).

B) Las tablas de mediciones corresponden a los campos de radiación de las figuras 3 y 4. La dosis media en los puntos P más profundos y de interés terapéutico no se reduce por la introducción de conformadores mientras que el efecto de reducción de



dosis es importante en los puntos R epidérmicos, más externos, que no queremos sobreirradiar.

Tabla 1: Dosis media (cGy) en puntos P y R para distintos desplazamientos de los bloques conformadores.

a) CAMPO CERVICAL DE 18 cm x 24 cm -Co-60.

Dosis media (cgy) en puntos P				
Puntos	Campo no conformado	Campo con conformadores		
		desplaz. de los conformadores		
		0 mm	3 mm	6 mm
P1	47.73 100%	47.73 100%	47.54 99.6%	47.51 99.5%
P2	51.65 100%	51.83 100.4%	51.87 100.4%	51.92 100.6%

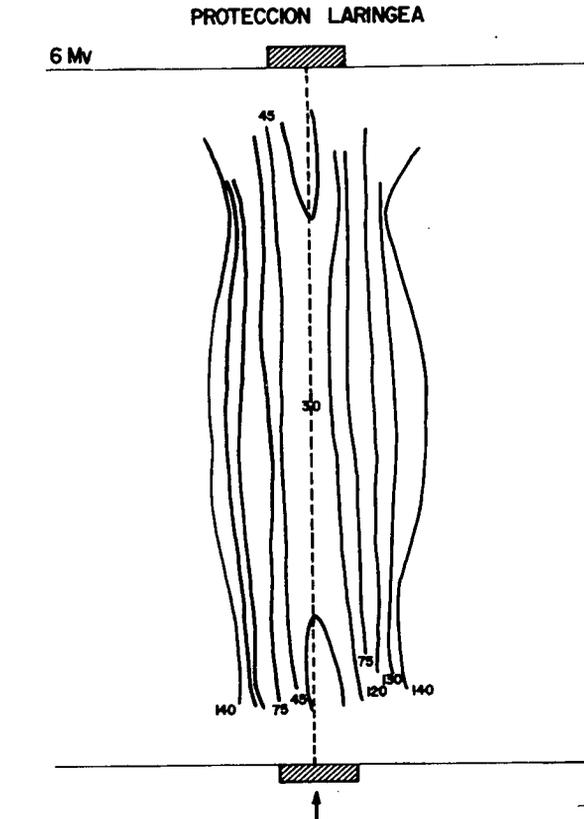
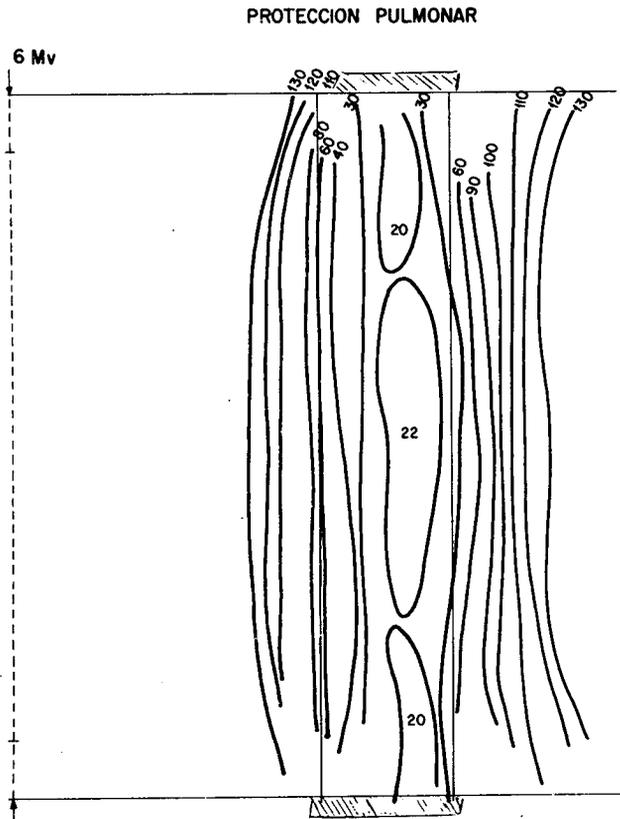
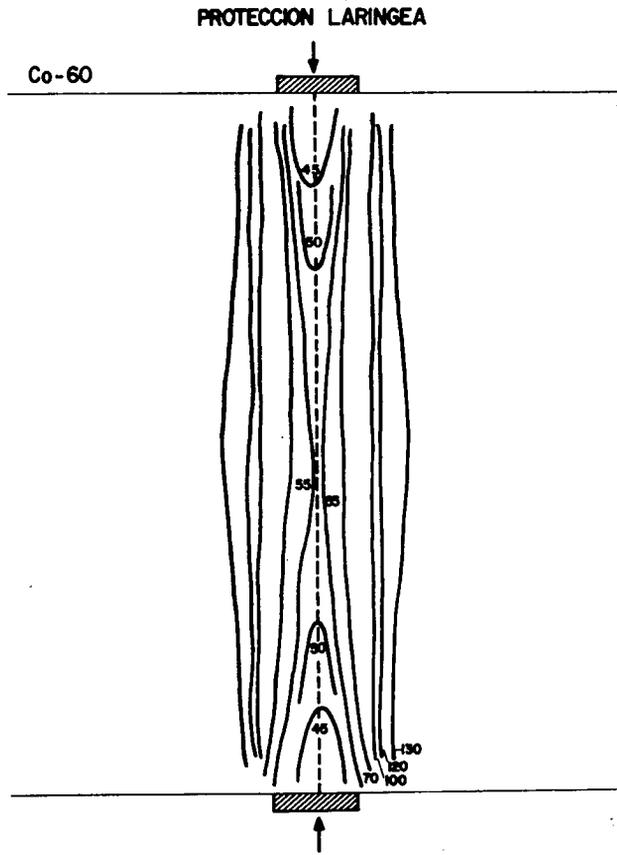


Figura 6a y 6b: curvas de isodosis resultantes para la protección pulmonar en Co-60 y 6 Mv, respectivamente.

Figura 6c y 6d: Curvas de isodosis resultantes para la protección laríngea en Co-60 y 6 Mv, respectivamente.

Dosis media (cgy) en puntos R				
Puntos	Campo no conformado	Campo con conformadores		
		desplaz. de los conformadores		
		0 mm	3 mm	6 mm
R1	55,72 100%	50,88 91,3	53,77 96,2%	36,77 66,0%
R2	74,12 100%	64,68 87,3%	36,77 49,6%	30,0 40,5%
R3	55,7 100%	51,07 91,7%	-	34,40 61,7%
R4	69,97 100%	52,70 75,3%	-	14,75 21,1%

b) MANTO SUPRADIAGRAMATICO DE 36 cm x 42 cm -6Mv.

Dosis media (cgy) en puntos P				
Puntos	Campo no conformado	Campo con conformadores		
		desplaz. de los conformadores		
		0 mm	3 mm	6 mm
P 1	70,18 100%	69,89 99,6%	70,0 99,7%	70,1 99,9%
P 2	73,72 100%	73,57 99,8%	74,0 100,4%	74,10 100,5%

Dosis media (cgy) en puntos P				
Puntos	Campo no conformado	Campo con conformadores		
		desplaz. de los conformadores		
		0 mm	3 mm	6 mm
R 1	66,65 100%	58,05 87,1%	56,51 84,8%	-
R 2	67,15 100%	66,57 99,1%	54,61 81,3%	-
R3	73,35 100%	65,55 96,9%	49,4 73,0%	26,7 39,5%
R4	75,07 100%	58,4 77,8%	27,5 36,6%	10,7 14,3%

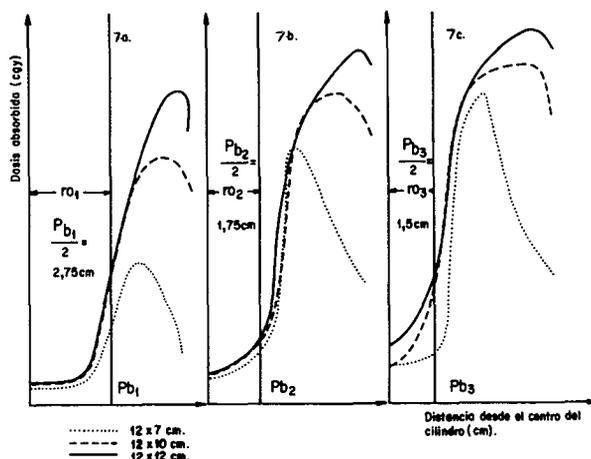


Figura 7: Dosis absorbida en función de la distancia desde el centro del cilindro para tres tamaños de campo y tres anchos de bloque.  $r_0$ : semiancho del bloque de cerrobend a la distancia del radio de giro del equipo.

C) La figura 8 muestra la variación de la dosis con la profundidad en la interfase telgopor-plástico para las dos energías estudiadas (trazo lleno) y su comparación con la variación en profundidad para un fantoma homogéneo de plástico (trazo discontinuo).

Se observa que habiendo irradiado con el mismo tiempo (Co - 60) y con las mismas unidades de monitor (6Mv) ambos fantomas, el máximo para la parte de plástico y telgopor no es el mismo por ser mucho menor la retrodispersión en este último, lo que explica también que la curva medida en telgopor esté por debajo de la medida en plástico.

## CONCLUSIONES

A) Del análisis de los resultados obtenidos tanto para terapia estática como para terapia rotatoria, se concluye que: a) los valores de dosis en áreas protegidas son muy dependientes del tamaño y posición de los bloques relativos a las dimensiones del campo de irradiación y poco dependientes de la profundidad; b) cuanto menor es la sección transversal del bloque, más abrupto es el gradiente de dosis en el límite entre tejidos protegidos y no protegidos y mayor es la dosis en áreas protegidas respecto de un punto de referencia T (fig. 1). Por lo tanto, se requiere especial cuidado cuando se deben irradiar lesiones contiguas a zonas protegidas con bloques angostos; c) para los campos conformados con bloques no centrales en terapia estática, los valores de dosis en áreas protegidas son fuertemente dependientes de la posición de los mismos dentro del cam-

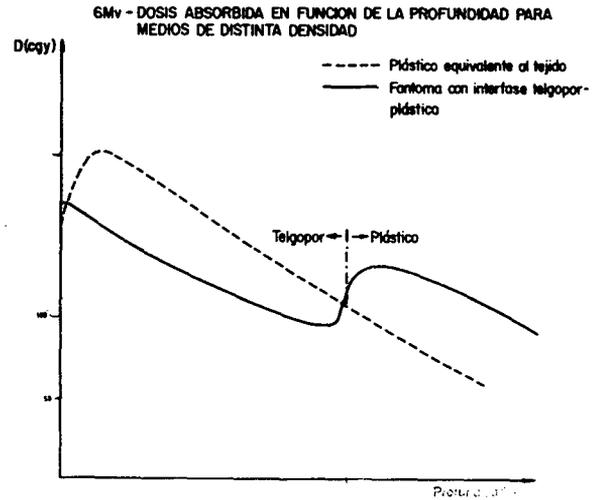
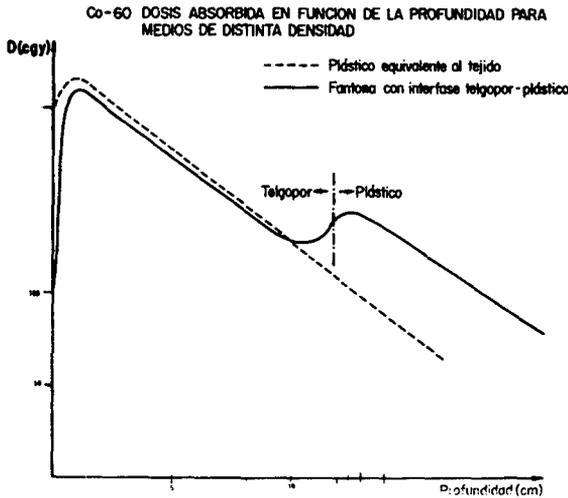


Figura 8a y 8b: Dosis obtenida con el fantoma homogéneo:..... y con el fantoma con interfase:\_\_\_\_(Ver Fig. 5a y 5b).

po de irradiación.

B) El gradiente de dosis en zonas epidérmicas varía abruptamente y la dosis absoluta disminuye cuando los espacios de aire se conforman con bloques de Pb. Es por lo tanto aconsejable esta conformación para evitar la sobredosis epidérmica.

C) Las curvas correspondientes a la interfase telgopor-plástico (trazo lleno de las fig. 8a y 8b) muestran que: a) el cambio en la pendiente se produce para la energía de Co-60 antes de producirse el cambio de medio (telgopor-plástico); este efecto no es tan acentuado para 6 Mv por ser menor la retrodispersión para esta energía y en consecuencia el gradiente de dosis es más pronunciado en este ca-

so; b) el valor máximo de la dosis en el plástico después de la interfase se alcanza para ambas energías a profundidades cercanas a las del equilibrio electrónico correspondiente. De modo que la región que queda subdosada en el plástico contiguo a la interfase es ligeramente mayor para la energía del acelerador lineal que para la energía de Co-60.

## REFERENCIAS

1. "Perfiles de dosis para campos irregulares usados en Radioterapia", C. M. L. de Gómez; D. B. Feld; E. Singer; R. González. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, San Antonio, Texas, August 6-12, 1988.