

IRRADIACION SIMULTANEA DE CAMPOS CONTIGUOS CON HACES DE FOTONES.

D.B.Feld

Comisión Nacional de Energía Atómica, Radiación y Radiología, División Dosimetría,
Av. Libertador 8250, 1429 Buenos Aires.

E.Singer

Centro Médico Mevaterapia,
Tte. Gral Perón 3937, Buenos Aires.

Se analiza la uniformidad de dosis en todo el volumen de tratamiento cuando éste se irradia con un haz de fotones único o con haces contiguos. Los parámetros considerados son: energía del haz, distancia-fuente-superficie, tamaño del campo, incidencia oblicua, profundidad, separación entre campos adyacentes y bloques protectores para campo único. Las mediciones se llevaron a cabo en fantasmas con películas radiográficas y con cámaras de ionización. Se construyeron curvas teóricas y experimentales teniendo en cuenta los distintos parámetros mencionados. La concordancia entre ambas está dentro del 5%. Cada una de las variables consideradas introduce un error que, en total, da una diferencia de $\pm 10\%$ en la uniformidad de dosis en un espacio colocado en una zona entre lesiones. Este $\pm 10\%$ no incluye la variación por el posicionamiento del paciente que es mayor cuando el tratamiento se hace con varios campos. De estos resultados, podemos concluir que es altamente recomendable llevar a cabo todo el tratamiento conformando el volumen de irradiación con un único campo para cada entrada.

INTRODUCCION

Cuando se irradian regiones extensas con campos contiguos, la uniformidad de dosis no se logra fácilmente. Se analizan las variaciones de dosis en todo el volumen de tratamiento cuando se lo irradia con un único campo o con campos contiguos, tales como los usados en volúmenes cervicales, supraclaviculares, axilares y mediastinales.

La uniformidad de la dosis depende de los siguientes parámetros: tamaño de campo, penumbra, energía del haz, distancia fuente-superficie (DFS), profundidad, DFS no-nominal y pequeñas variaciones en la separación entre los dos campos contiguos. Estas pequeñas variaciones en la separación son casi inevitables en el posicionamiento diario del paciente y la apertura diaria del haz; aunque las mismas son casi despreciables para campos grandes (tales como mantos supra e infradiagramáticos) en los que la separación tiene aproximadamente 3 cm. de ancho, resultan importantes para campos pequeños donde la separación tiene aproximadamente 1cm. de ancho. El ancho de la separación se calculó mediante una fórmula para triángulos semejantes pero teniendo en cuenta la profundidad y la DFS en la separación y no en el eje central como en la forma habitual para superficies planas (fórmula modificada por R.Keys y P.W.Grigsby) ⁽¹⁾.

Con esta separación así calculada, se sumaron

curvas de isodosis para verificar su validez para el equipamiento utilizado. Para el caso de superficies no planas y diferentes profundidades, las separaciones anterior y posterior pueden ser diferentes. En nuestra experiencia utilizamos la misma separación anterior y posterior entre los campos cervical y mediastinal, para poder tratar al paciente siempre en la misma posición y mantener un único eje central para ambos haces (anterior y posterior) y evitar la introducción de nuevos errores posicionales.

MATERIAL Y METODOS

Las mediciones se realizaron en un acelerador lineal de 6 MV (Siemens-Mevatron 6) y en un equipo de Co-60 (Th 780) con una fuente de diámetro 1.5cm. Se fabricaron 2 fantasmas sólidos con superficies de distinta pendiente (Fig. 1 y Fig.2).

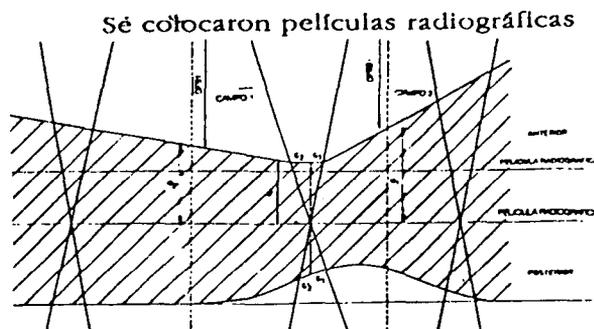


Figura 1:

con fines dosimétricos en dos planos.

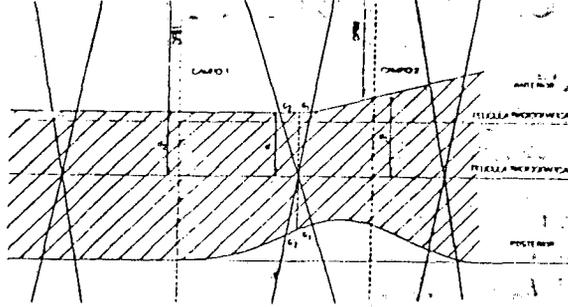


Figura 2:

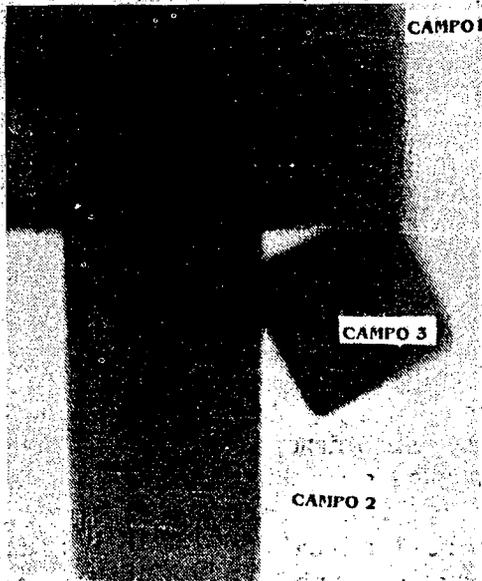


Figura 3A: 6 MV



Fig. 3B: CO-60: En estas películas se observan los 3 campos de radiación utilizados.

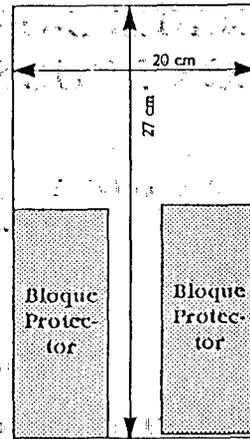


Figura 4: Campo irregular. La comparación se hace con un único campo de 27 cm x 20 cm irregularmente conformado, teniendo en cuenta sólo la separación entre los campos 1 y 2 (Fig. 3A y Fig. 3B)

Se colocaron películas radiográficas con fines dosimétricos en dos planos.

- Campo 1: cérico-supraclavicular (10 cm x 20 cm)
- Campo 2: mediastinal (16 cm x 8 cm)
- Campo 3: axilar (7 cm x 7 cm)

Para el acelerador lineal de 6Mv, DFS = 100 cm y para la unidad de Co-60, DFS = 80 cm. La separación se ubicó entre los campos 1 y 2, en una región plana de la superficie anterior para evitar errores adicionales. La fórmula para calcular la separación G, modificada por DFS y profundidad en la zona de separación, es la siguiente⁽¹⁾:

$$G_c = G_1 + G_2 = \frac{d'}{2} \left(\frac{L_1}{DFS_1} + \frac{L_2}{DFS_2} \right)$$

En el primer fantoma (Fig.1) se tomaron 3 valores para el ancho de la separación que oscilan en ±2,5 mm alrededor del valor calculado. En el segundo fantoma (Fig.2) se calculó el promedio G de las separaciones para los campos anteriores y posteriores y se midió la dosis tomando 2 separaciones que oscilan en ±1,25 mm respecto de G.

La dosis que recibe cada región irradiada se ve incrementada por la contribución debida a la penumbra y a la radiación secundaria de los otros haces. Esta contribución se midió con fantoma de agua y cámara de ionización en la unidad de Co-60 donde estos defectos son más importantes y a lo largo del eje longitudinal del campo 2 y en

puntos del campo 3 cuando se irradiaba el campo 1 (Tablas 1 y 2).

RADIACION DISPERSA Y PENUMBRA Co-60

Dosis en el campo no irradiado (D)/Dosis en el centro del campo irradiado (D₀).

RESULTADOS

Valores relativos de dosis (D) obtenidos por Densitometría respecto de la dosis en el centro del campo (D_c) con diferentes valores de G

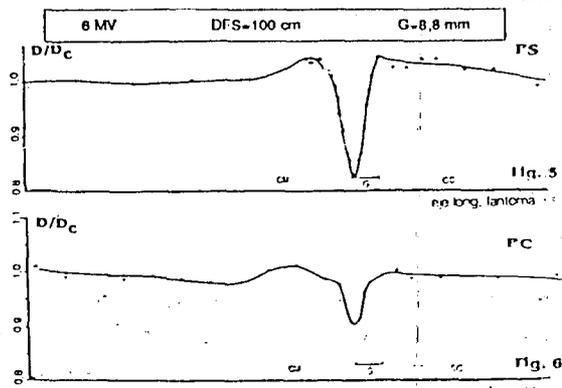
FANTOMA SOLIDO DE LA FIG. 1

Campo irradiado		Campo no irradiado - Eje central					
		1		2		3	
1	profundidad (cm)	—	5	10	15	3	6
	$\frac{D}{D_0} \times 100$	—	2,1	2,1	2,0	1,9	1,9
2	profundidad (cm)	5	10	—	—	—	3
	$\frac{D}{D_0} \times 100$	2,9	2,9	—	—	—	3,8
3	profundidad (cm)	5	10	5	10	—	—
	$\frac{D}{D_0} \times 100$	2,0	1,3	3,3	2,7	—	—

Tabla 1

Distancia desde el centro del campo cervical irradiado (cm)	D/D ₀ a lo largo del eje del campo mediastinal no irradiado
8,8	10,2
6,0	14,8
7,0	7,7
8,0	8,0
11,0	3,0
banda a campo 3 13,8	2,1

Tabla 2



Figuras 5 y 6: G = G_c;

en la zona de separación aparece una disminución del 10% en la dosis para el plano central (PC) y del 17% para el plano superior (PS), posiblemente debido a que se utilizó la separación calculada para el campo anterior solamente, siendo menor la calculada para el campo posterior. La forma de la curva de dosis corresponde a la curva de aplanamiento para este acelerador lineal.

CM: Campo mediastinal CC: campo cervical

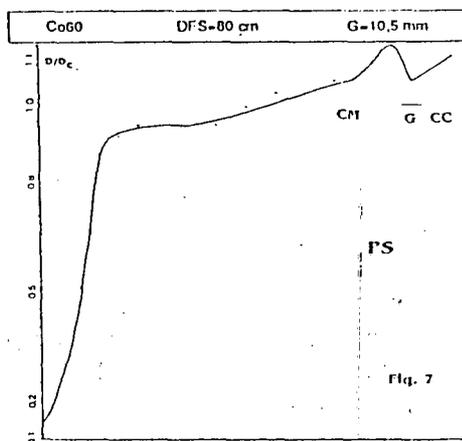


Figura 7

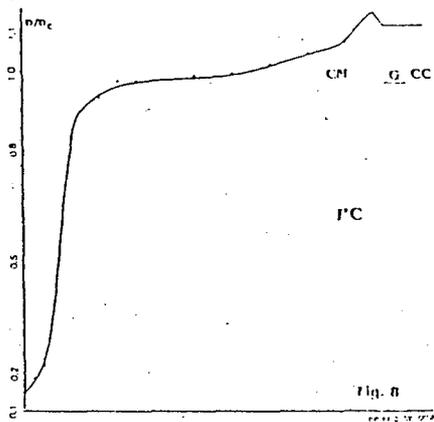


Figura 8
Figuras 7 y 8: $G = G_c$;

en el campo de mediastino las mediciones se hicieron a lo largo de todo el eje longitudinal. Se observa un gradiente positivo en el hemicampo próximo a la región cervical. En el PC del campo cervical se obtiene un plateau pero con valores mayores que la dosis en el eje central. Para el plano superior la variación de dosis en la región de la separación es mayor que en el PC. La irradiación mediastinal influye aumentando la dosis que se entrega a la región cervical. El aumento es menor para el campo mediastinal porque está inversamente relacionado con la logitud de cada campo.

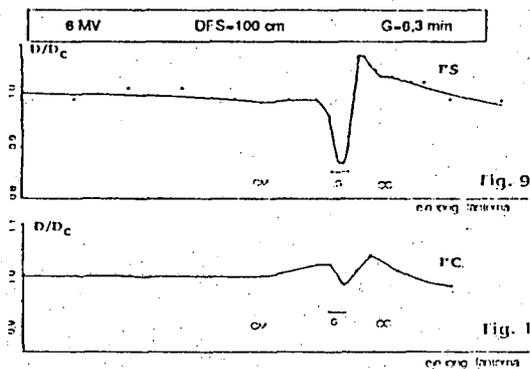


Figura 9 y 10: $G < G_c$;
todavía aparece una disminución de la dosis relativa del 3% en el PC y del 13% en el PS. Hacia el final del CM y el comienzo del CC se observa la contribución de la radiación dispersa, especialmente en el CC debido a la mayor divergencia del CM.

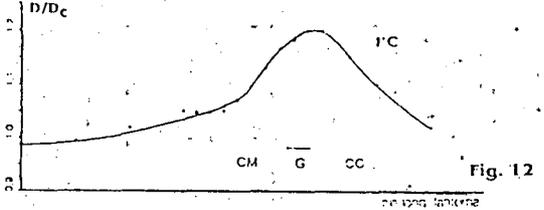
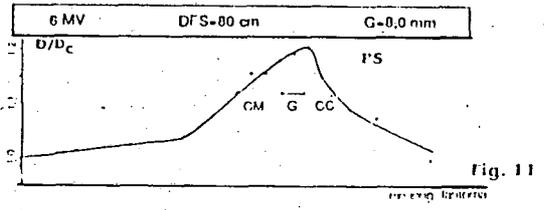
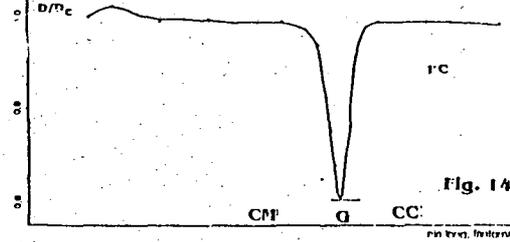
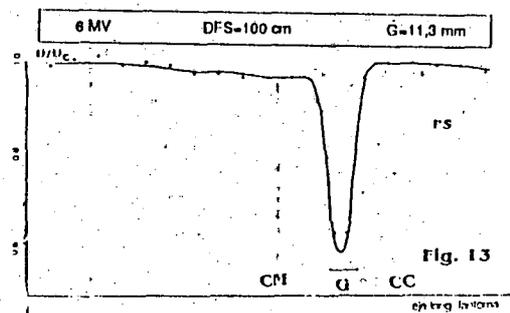


Figura 11 y 12: $G < G_c$;
la penumbra y la radiación secundaria incrementan la dosis en un 20% y ensanchan la región de alta dosis.



Figuras 13 y 14: $G > G_c$;
la dosis disminuye en la zona de separación hasta 0,6 del valor en el eje central. Las pequeñas variaciones en la dosis fuera de la zona de separación se deben a la pendiente del fantoma.

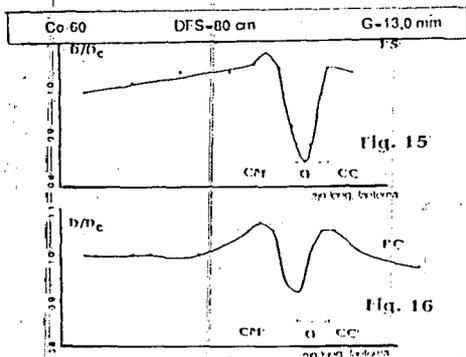


Figura 15 y 16: $G > G_c$;

el aumento de la separación mejoró la uniformidad que se obtuvo con $G=G_c$; la dosis relativa disminuye en un 8% en el PC y en un 14% en el PS. Se redujo la contribución por radiación secundaria pero no se logró una uniformidad suficiente siendo más desfavorable en el PS.

FANTOMA SOLIDO DE LA FIGURA 2

Los valores de G oscilan alrededor de

$$G = \frac{G_c^{ant} + G_c^{post}}{2}$$

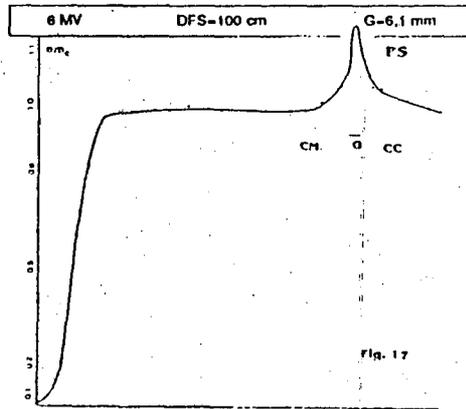


Figura 17 : $G < G_c$;

la dosis relativa sufre un incremento del 22% en el PC y 27% en el PS en la zona de separación. En la superficie plana mediastinal se observa claramente que el campo cervical no aporta radiación secundaria y sólo observa un aumento de la dosis en el borde del campo.

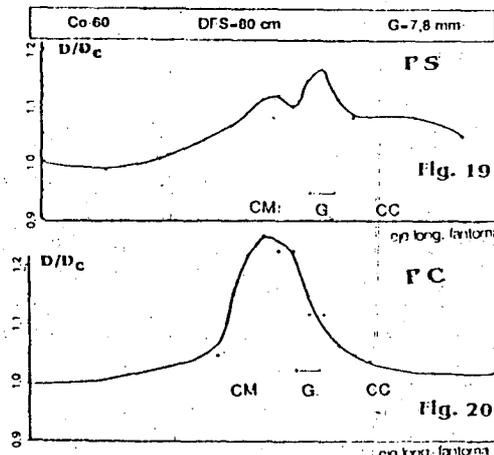


Figura 19 y 20: $G < G_c$;

la dosis varía alrededor del 20% en ambos planos y se puede observar la contribución por radiación dispersa en los hemicampos próximos a la región de separación y especialmente en la superficie plana mediastinal, como también se observa en la tablas 1 y 2. En ambos planos hay ensanchamiento de la región de dosis alta.

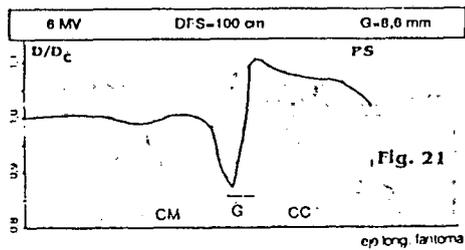


Fig. 21

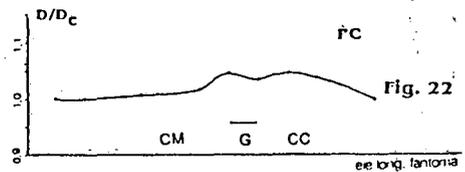


Fig. 22

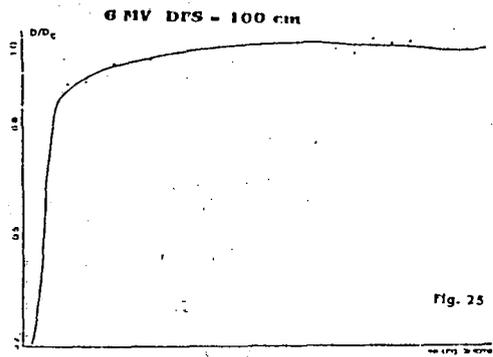


Fig. 25

Figuras 21 y 22: $G > G_c$;

la uniformidad de dosis en el PC mejora con respecto al caso de un fantoma con dos pendientes (Fig. 13 y 14), pero se mantiene en el PS.

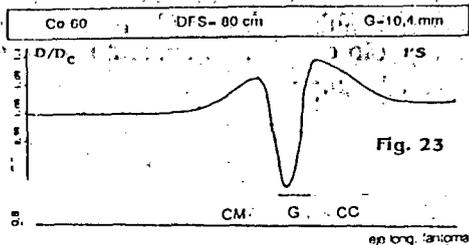


Fig. 23

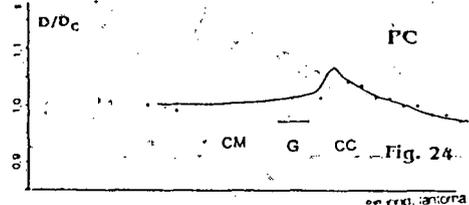


Fig. 24

Figura 23 y 24: $G > G_c$;

el incremento de la dosis relativa es inferior al 5% en el PC, pero no se obtiene una dosis uniforme del PS.

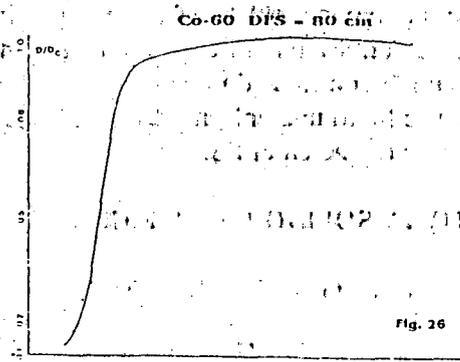


Fig. 26

Figura 25 y 26:

Con un único campo irregular la uniformidad de dosis es adecuada para los dos fantomas y ambos equipos de tratamiento.

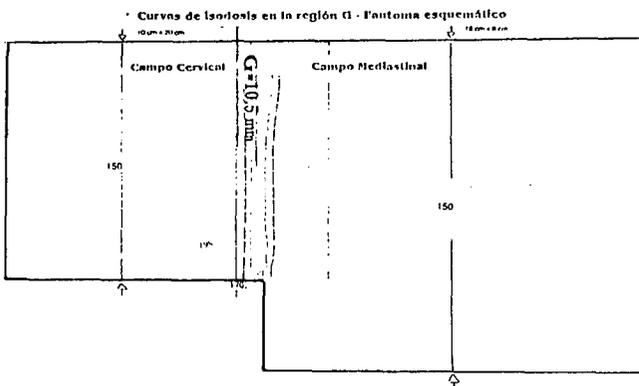


Figura 27: Suma de curvas de isodosias para los 4 campos esquematizados correspondientes a la unidad de Co-60 utilizado.

CONCLUSIONES

Cuando se efectúan tratamientos radiantes con haces contiguos de fotones, se producen zonas subdosadas o sobredosadas como consecuencia de las pequeñas oscilaciones inevitables en el ancho de la separación, así como el hecho de tener diferentes DFS y diámetros anteroposteriores. Los resultados son mejores para los fantomas con superficies de menor pendiente.

Si se toma en cuenta el valor de G calculado mediante la fórmula modificada, los resultados son diferentes para los 2 equipos de tratamientos considerados. Las fuentes de Co-60 dan mayor penumbra que los aceleradores y la radiación dispersa de un campo aumenta la dosis en el otro hemicampo.

Este incremento es mayor en la región cervical debido a la mayor divergencia del campo mediastinal. La mayoría de las unidades utilizan fuentes de 2 cm de diámetro. En este caso se utilizó una fuente de 1.5cm de diámetro. Si se utiliza el acelerador lineal de 6MV, aparece una región subdosada pero en cambio los valores de dosis fuera de la zona de la separación no se ven afectados porque la zona de penumbra es más angosta y la radiación dispersa es menor. La planicidad de los campos en cada equipo también afecta la uniformidad resultante. El gradiente de dosis es mayor en profundidades distintas a la usada para el cálculo de G.

Una dosis uniforme es casi imposible de lograr en todos los planos al mismo tiempo. Esto sí se obtiene con un único campo irregular. Las mediciones con películas radiográficas (Fig.7 y 8) dan resultados similares a los obtenidos sumando curvas de isodosias (Fig.27).

De nuestros resultados podemos concluir que pequeñas variaciones en G resultan en grandes variaciones de las dosis en y alrededor de la zona de la separación. Estas variaciones de G son casi inevitables al posicionar diariamente al paciente y los haces de radiación. Los valores de G para estos campos (~10mm) son pequeños comparados con los valores que se usan en los mantos o campos extensos donde $G > 25\text{mm}$; en consecuencia una variación de 1mm ó 2mm en G no tiene tanta influencia en la uniformidad de dosis como sucede en campos más pequeños. Siempre que sea posible, se deben utilizar campos para tratamiento radiante extensos e irregularmente conformados.

REFERENCIA

1. R.Keys, P.W.Grigsby. Int.J.Radiat.Oncol. Biol. Phys. Vol. 18, pp.1183-1190.