

Dosimetría fotográfica: Distribución de dosis en telecobaltoterapia de laringe

M. P. OLIVARES, R. URBINA y S. PEREZ-MODREGO

R E S U M E N

Los tratamientos telecobaltoterápicos, en general, exigen un cuidadoso planteamiento y un exacto centraje, tanto más correcto cuanto menor es el área del campo.

Los autores tratan en este trabajo del problema del centraje, refiriéndose a los tumores de laringe, que por ser, en general, de pequeño tamaño se tratan con campos también pequeños.

Presentan un trabajo experimental en el que comparan los resultados obtenidos en la distribución de dosis entre tratamientos correctamente realizados, con o sin filtros-cuña, y otros en los que se han cometido errores de centraje por desplazamientos progresivos del eje del haz de irradiación, en sentido convergente o paralelo, según los casos.

Por último exponen el fundamento del método por ellos utilizado para conocer el valor de cualquier isodosis deseada mediante densitometría fotográfica, obteniendo una gráfica en la que se encuentran los valores de la densidad óptica, a restar en cada caso del valor de la misma en el punto considerado como el de cien por cien.

R E S U M E

Les traitements télécobaltothérapeutiques en général, demandent une préparation soignée et un centrage exact, d'autant plus correct que l'aire du terrain est moindre.

Les auteurs traitent dans ce travail, du problème du centrage, en parlant des tumeurs du larynx, lesquels étant en général de petite dimension, ils sont traités avec des terrains petits aussi.

Ils présentent un travail expérimental, dans lequel ils comparent les résultats obtenus dans la distribution de doses entre des traitements correctement réalisés, avec ou sans des filtres-coin et d'autres dont a comis des erreurs de centrage par déplacements progressifs de l'axe du faisceau d'irradiation, en sens convergent ou parallèle selon les cas.

Et pour finir ils exposent la base de la méthode par eux utilisée, pour connaître la valeur de n'importe quelle isodose désirée au moyen d'une densitométrie photographique, en obtenant un graphique dans lequel, on trouve les valeurs de la densité optique à déduire dans chaque cas, de la valeur de la même dans le point considéré comme de cent pour cent.

S U M M A R Y

Telecobaltotherapeutic treatments generally require a careful scheme and an exact centering, so much more correct as smaller the field area is.

The authors deal here with the problem of centering, making reference to larynx tumours which, being generally of small size, are treated with small fields as well.

They introduce an experimental dossier where the results obtained in dose distribution are compared between treatments correctly performed, with or without a wedge-filter, and other where centering mistakes have been made through progressive displacement of the irradiation beam in either a converging or parallel sense, according to the cases.

They lastly exhibit the fundamental of the method utilized by them to find out the value of any desired isodose by means of photographic densitometry. They further obtain a graph where the values of optical density are found, to be subtracted in each case from the value of the latter at the point considered to be as a hundred per cent.

К Р А Т К И Й О Б З О Р

При лечении телекобальтотерапией обычно требуется очень тщательное планирование и точная центровка, которая должна быть тем более точной, чем меньше площадь поля.

В данной работе авторы занимаются проблемой центровки, ссылаясь на опухоли гортани, которые будучи обычно очень маленьких размеров, подвергаются лечению также маленькими полями.

Авторы предлагают экспериментальное исследование, проводя сравнение результатов, полученных при распределении доз при правильно проведенном лечении с применением или не применяя фильтр-клин, с другими, неправильными, с ошибками центровки из-за прогрессивного смещения оси пучка иррадиации то ли в конвергентном, то ли в параллельном смысле, в зависимости от случая.

Наконец авторы излагают основы метода, примененного ими для нахождения значения любой заданной изодозы путем фотографической денситометрии. Авторы в дальнейшем получили график, по которому могут быть найдены значения оптической плотности путем вычитания их значений из значений ее в точке, принимаемой за сто процентов в каждом отдельном из случаев.

1. INTRODUCCION

Las características de la distribución de dosis en un haz de irradiación, con su estrecha penumbra, que delimita en un espacio de pocos centímetros zonas de una gran heterogeneidad de dosis, obligan a un estricto centraje de los campos en el tratamiento de cualquier localización con telecobaltoterapia, induciéndose mayor error cuando las lesiones y, por tanto, los campos de irradiación son de pequeño tamaño. En el caso de los tumores de laringe, en que suelen darse ambas circunstancias, el hacer o no un cuidadoso centraje puede suponer la correcta irradiación de la neoplasia o la irradiación insuficiente de la misma y la producción de puntos calientes o sobredosificados que pueden ocasionar lesiones en los tejidos sanos circundantes.

Presentamos a continuación un estudio experimental de los errores inducidos por un mal centraje en el tratamiento de tumores de laringe con telecobaltoterapia, tanto si se utilizan o no filtros-cuña, comparando los resultados obtenidos.

2. MATERIAL Y METODO

2.1. Material

Un maniquí equivalente al tejido, constituido por un ortoedro de plexiglás de

50 × 20 × 30 cm. (altura), lleno de agua, nos permite obtener una impresión del haz de irradiación en una película fotográfica adecuada, que posteriormente nos permite realizar una calibración de densidades ópticas.

Un maniquí de parafina, equivalente al tejido frente a la irradiación con cobalto, reproduciendo la forma anatómica de la región, mediante el cual realizamos el estudio experimental de la distribución de dosis en la misma.

Las películas utilizadas han sido Kodak-M, cuya sensibilidad es la más apropiada para realizar una dosimetría fotográfica con dosis elevadas.

Como fuente de irradiación hemos empleado un aparato de telecobaltoterapia tipo Orbitrón, de rendimiento 42,65 R/m para el área de campo considerado.

La densitometría de las películas se ha realizado con un densitómetro Baldwin, al cual se ha añadido un dispositivo inscriptor en papel.

2.2. Método

2.2.1. Para cuantificar las densidades ópticas hemos irradiado una película fotográfica Kodak-M encerrada en una funda de plástico negro, en forma de petaca, para evitar que se impresione con la luz, colocada

entre dos láminas de plexiglás que la comprimen, manteniéndola rígida y evitando cualquier deformación. El conjunto se ha introducido en un maniquí equivalente de agua (fig. 1) mediante unas guías de plexiglás colocadas con este propósito.

El eje del haz de irradiación coincide con el eje de la película. La distancia fuente-su-

operaciones se realizan en el interior de la cámara oscura.

El conjunto maniquí-película fotográfica se sitúa en el *Orbitrón* en las condiciones clínicas de irradiación, supuesto un pequeño tumor de pared posterior de laringe tratado mediante dos campos de irradiación de 4×10 cm. cuadrados. Esta operación se ha

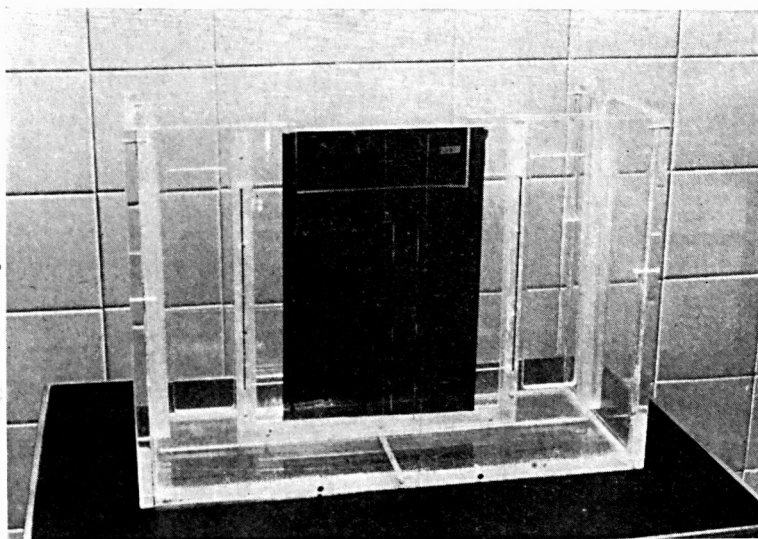


FIG. 1.—Película fotográfica introducida en el maniquí equivalente, dispuesto para su irradiación. De esta forma conseguimos la impresión del haz de irradiación.

perficie del agua es de 65 cm. El área del campo de irradiación empleado es de 4×10 cm. y la dosis de irradiación de 28,4 R., con un tiempo de cuarenta segundos.

2.2.2. El maniquí que reproduce la región anatómica de la laringe se ha recubierto con papel negro opaco, perfectamente adherido a la parafina, para evitar las posibles impresiones de la película por la luz.

La película fotográfica, desnuda, cortada en la misma forma de la región anatómica que representa, se coloca entre dos secciones del maniquí, cubriendo la sección con cinta adhesiva opaca (fig. 2). Todas estas

repetido en cada una de las pruebas realizadas, siendo la dosis de irradiación de 28,4 R/T. En todos los casos hemos realizado la irradiación mediante dos campos, enviando el 50 por 100 de la dosis total por cada campo.

2.2.3. La película fotográfica imagen del haz y el conjunto de las obtenidas en los distintos centrajes se han revelado simultáneamente bajo las siguientes condiciones:

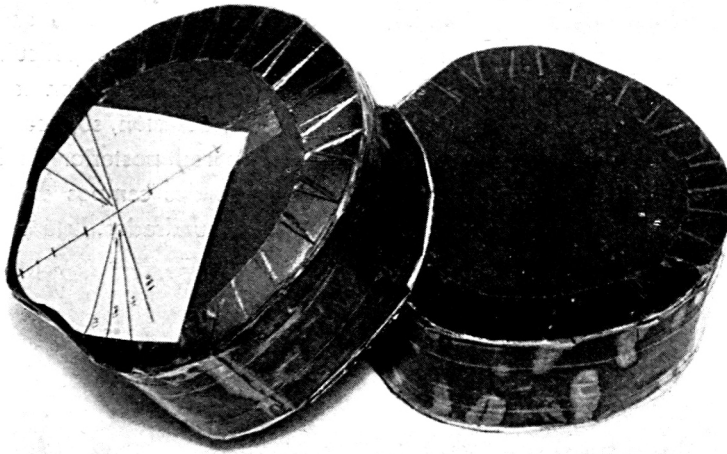
Revelador: *Phenisol*.

Fijador: *Hypan*.

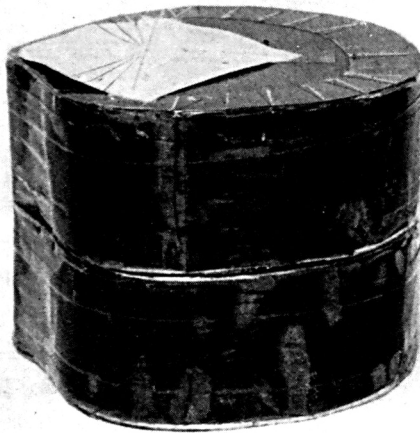
Tiempo de revelado: cinco minutos.

Tiempo de fijado: diez minutos.

Temperatura de las soluciones: 20° C.



A



B

FIG. 2.—Maniquí equivalente que representa la región anatómica a tratar. La película fotográfica se introduce entre las dos secciones para su irradiación.

2.2.4. Una vez procesadas, las películas se han explorado densitométricamente. En primer lugar hemos realizado una calibración de densidades ópticas y porcentaje de dosis midiendo sobre el eje de la película fotográfica, que nos da la imagen del haz,

densidades ópticas a profundidades conocidas, correspondientes a tantos por ciento prefijados de antemano.

Teniendo en cuenta que la densidad óptica es, por definición, $D = \lg_{10} I_0/I$, hemos hallado la densidad óptica correspondiente

a diferentes tantos por ciento. Hemos res-
tado a la densidad óptica correspondiente
al 100 por 100 de dosis (D_{100}) los valores
correspondientes a los distintos tantos por
ciento, D_i ($i = 90, 80 \dots 10$), obteniendo
la siguiente relación:

$$D_{100} - D_i = \lg_{10} \frac{I_0}{I_{100}} - \lg_{10} \frac{I_0}{I_{10}} =$$

$$= \lg_{10} \left[\frac{I_0/I_{100}}{I_0/I_{10}} \right] = \lg_{10} \frac{I_{10}}{I_{100}}$$

Los resultados obtenidos se presentan en
la gráfica 1, la cual nos permite, conocida
la densidad óptica correspondiente al 100
por 100 de dosis, que nosotros hemos situa-
do siempre en el centro teórico del tumor,
obtener las densidades ópticas correspon-
dientes a los diferentes tantos por ciento.

El sistema de exploración de la película
está representado en la figura 3. Esencial-
mente consta de un densitómetro, sobre cu-
ya unidad de transmisión se apoya un tecní-

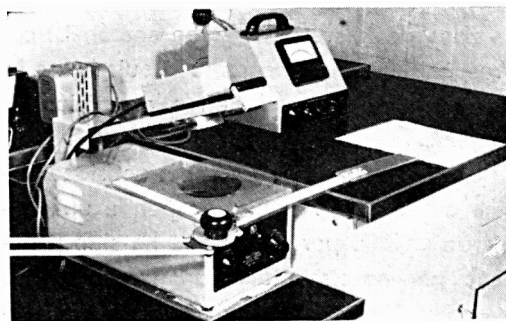
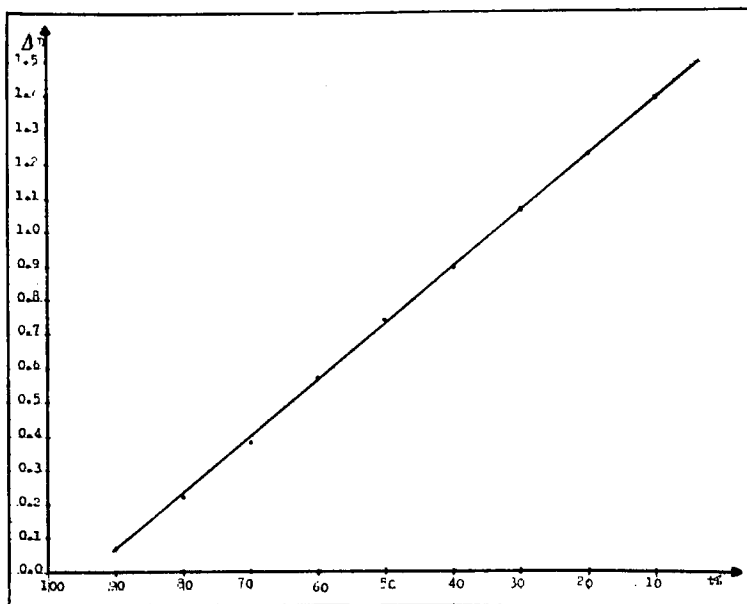


FIG. 3.—Dispositivo de exploración densitométrica. En la mesa de la derecha se pueden observar las curvas de isodosis dibujadas por el sistema inscriptor.

grafo que se mantiene adosado a la pared. A las regletas del tecnógrafo, ligeramente modificadas, hemos adaptado un sistema de inscripción en papel que reproduce la posición de los puntos explorados en la película sobre una hoja de papel fija en una mesa que se encuentra en el mismo plano de movimiento del tecnógrafo. La correspondencia de los puntos es biunívoca, dándonos una información exacta de la dosis absorbida por



GRAFICA 1.—Incremento de densidad óptica con el t % de dosis.

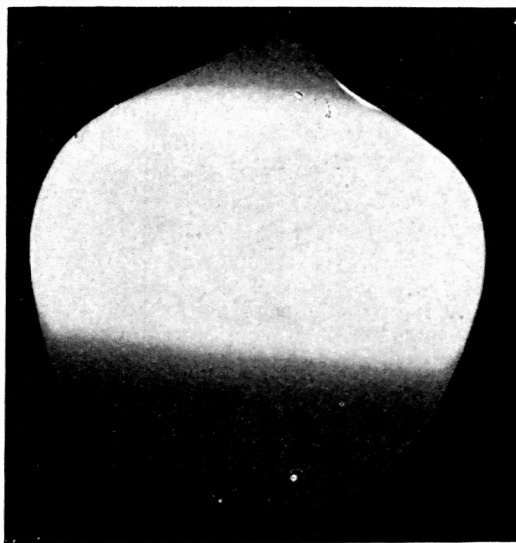
la zona de interés. La región anatómica correspondiente se encuentra dibujada en la hoja de papel, reproduciendo la posición de la película bajo el spot luminoso.

Sobre la película medimos la densidad óptica del punto al cual corresponde una dosis de un 100 por 100 y que ha sido prefijado por nosotros teniendo en cuenta las características del tumor teórico que pretendemos tratar. Al valor de dicha densidad óptica, D_{100} , vamos restando la diferencia existente entre ella y la densidad óptica D_i de la isodosis correspondiente a un tanto por ciento t_i que pretendemos encontrar. Esta diferencia la obtenemos de la gráfica 1. Una vez obtenida la densidad D_i , exploramos la película buscando puntos que tengan dicha densidad óptica. Cada uno de ellos se marca en el papel mediante el sistema inscriptor. La unión de todos estos puntos nos da la curva de isodosis correspondiente a un tanto por ciento t_i que pretendemos obtener. De esta forma hemos obtenido un sis-

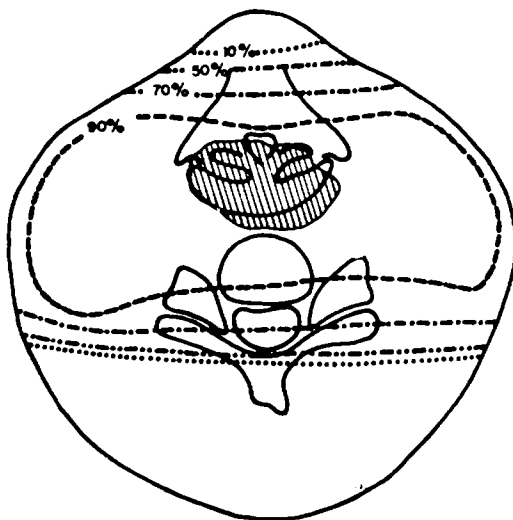
tema de curvas de isodosis con intervalos de 20 por 100 para cada uno de los casos estudiados. Estos intervalos pueden reducirse o ampliarse, según las necesidades de cada caso.

3. VARIACION DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS CON LA UTILIZACION DE FILTROS-CUÑA

En las figuras 4 y 5 se representan las isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos y coincidentes, en la primera sin filtro y en la segunda con un filtro-cuña de 45° . Podemos observar que en ambas el tumor se encuentra comprendido dentro de la isodosis del 90 por 100. Sin embargo, la distribución de dosis es terapéuticamente mejor en la figura 5, puesto que el tanto por ciento de dosis que llega a la médula espinal es inferior al 10 por 100, mientras que en el esquema de tratamiento

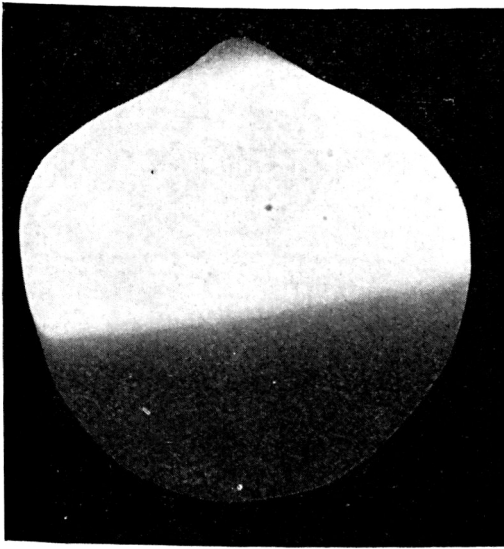


A

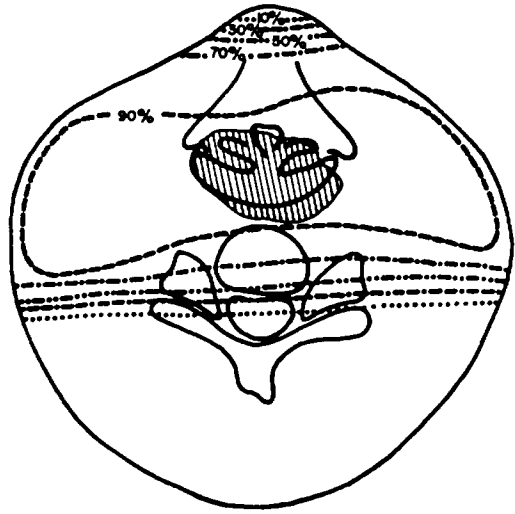


B

FIG. 4.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos de ejes coplanarios.

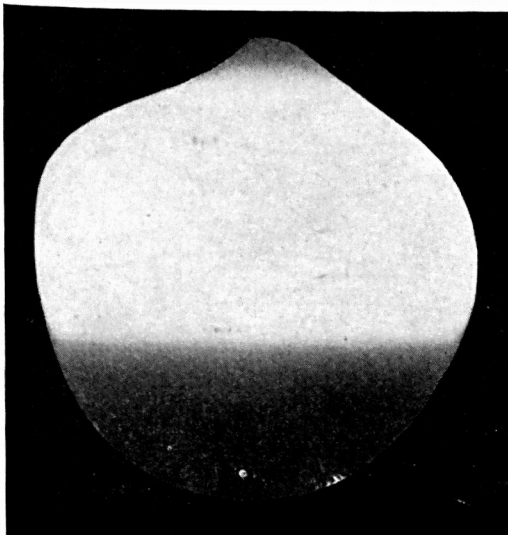


A

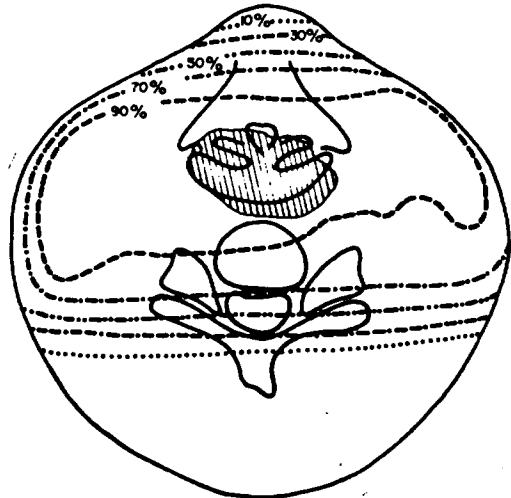


B

FIG. 5.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos de ejes coplanarios, dotados de filtros, cuña de 45°.

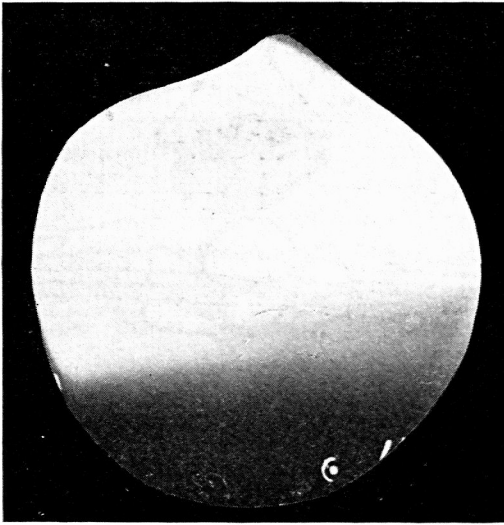


A

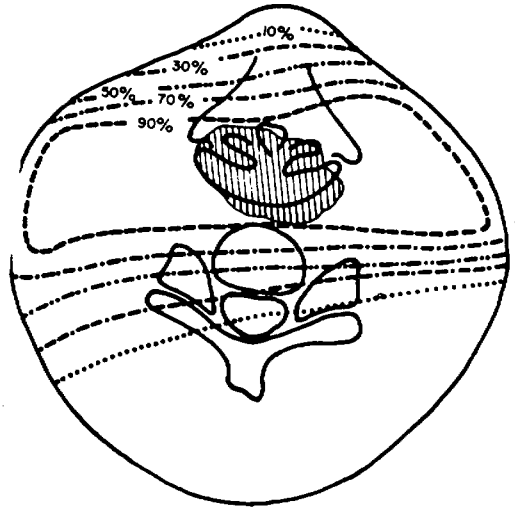


B

FIG. 6.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos cuyos ejes se han desplazado un centímetro.

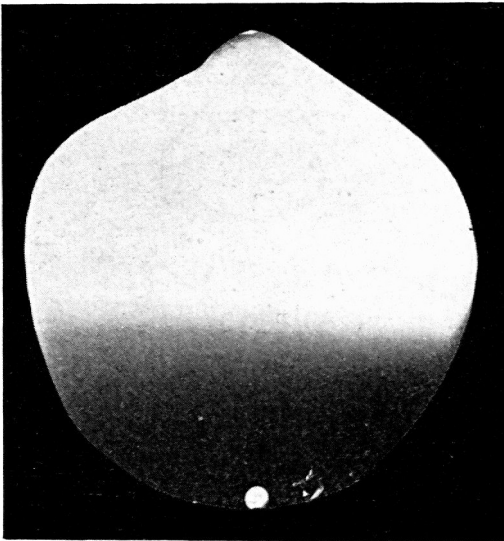


A

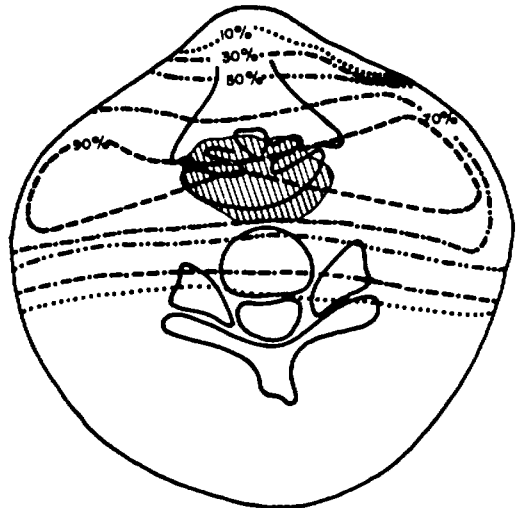


B

FIG. 7.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos cuyos ejes se han desplazado dos centímetros.

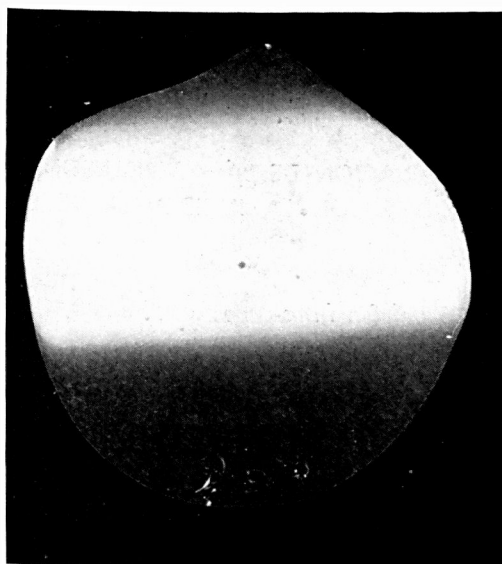


A

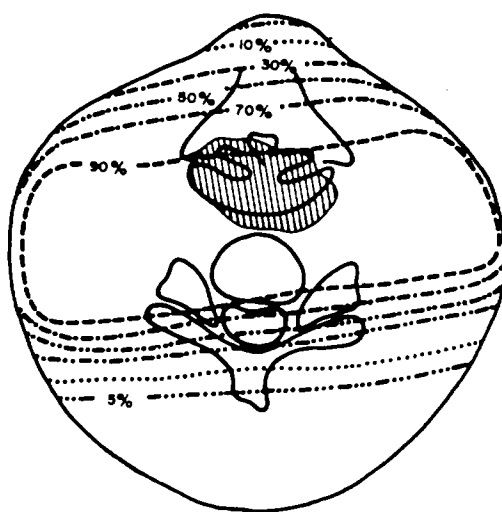


B

FIG. 8.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos cuyos ejes se han desplazado tres centímetros.

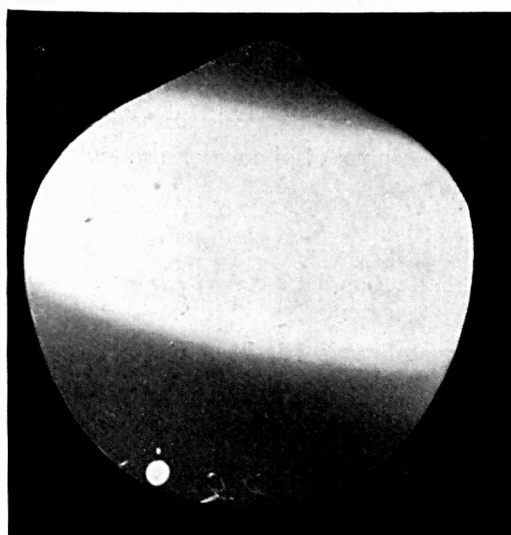


A

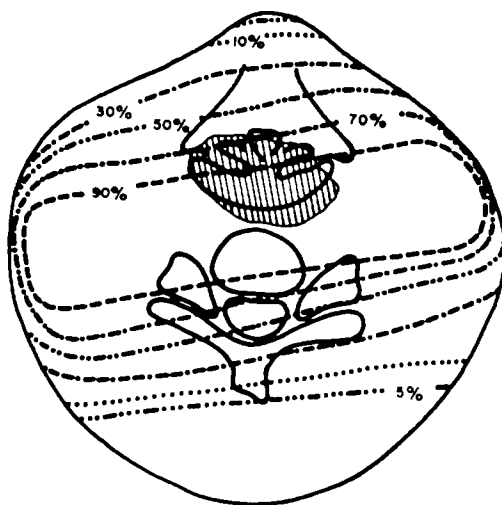


B

FIG. 9.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos, cuyos ejes se han desplazado un centímetro, dotados de filtro-cuña de 45°.



A



B

FIG. 10.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos cuyos ejes se han desplazado dos centímetros.

representado en la figura 4 este tanto por ciento se eleva al 70 por 100 de la dosis total.

4. VARIACION DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS POR DESPLAZAMIENTO DE LOS EJES

4.1. Sin filtro-cuña

En las figuras 6, 7 y 8 se representan las isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos cuyos ejes se han desplazado 1, 2 y 3 cm., respectivamente. Puede observarse en ellas el desplazamiento progresivo de la zona limitada por la isodosis del 90 por 100, apreciándose ya a partir de los 2 cm. que no cubre la totalidad del volumen tumoral. En el conjunto de las isodosis se observa una asimetría que aumenta con el desplazamiento de los ejes, que da lugar a una irradiación distinta en ambos lados. El tanto por ciento de dosis absorbida por la medula va disminuyendo con el desplazamiento de los ejes.

4.2. Con filtros-cuña

En las figuras 9, 10 y 11 se representan las isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos con filtro-cuña de 45°, cuyos ejes se han desplazado 1, 2 y 3 cm., respectivamente. Puede observarse, como en el caso anterior, un estrechamiento progresivo de la zona limitada por la isodosis del 90 por 100, llamando la atención el gran error cometido en el centraje del tumor por un pequeño desplazamiento de los ejes. En el conjunto de las isodosis se observa una asimetría de las mismas características que la del caso anterior. La dosis absorbida por la medula, por el contrario,

aumenta, llegando a alcanzar un valor de un 60 por 100.

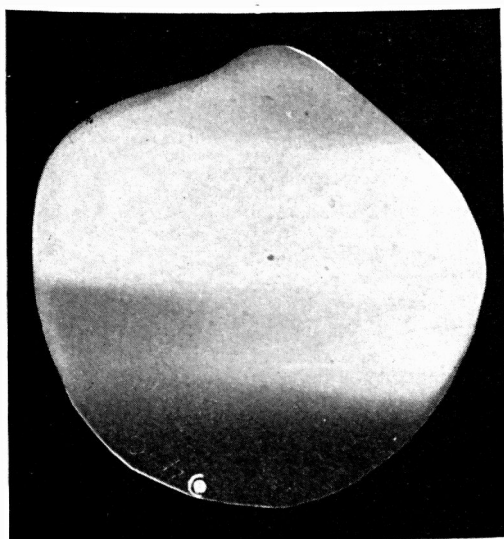
5. VARIACION DE LA DISTRIBUCION DE DOSIS CON LA INCIDENCIA DE LOS EJES

5.1. Sin filtro-cuña

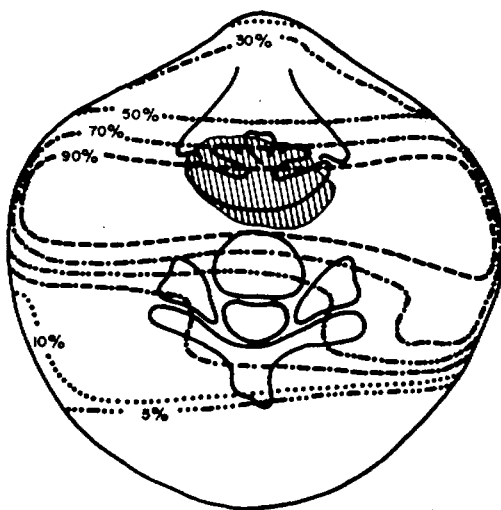
En las figuras 12, 13 y 14 se representan las isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos cuyos ejes, coplanarios, forman ángulos de 180°, 140° y 120°, respectivamente. Los diámetros transversal y anteroposterior de las isodosis del 90 por 100 tienden a reducirse, siendo más rápida la disminución del transversal, dando lugar, por tanto, a una zona de irradiación máxima más reducida, respetando los tejidos sanos peritumorales. Como consecuencia de esto, encontraremos ventajas en esta técnica de irradiación (pequeños ángulos de los ejes) en tumores primitivos muy localizados, pero siempre con la necesidad de extremar la exactitud del centraje. El conjunto de las isodosis tienden a igualar sus diámetros y el tanto por ciento de dosis absorbida por la medula espinal disminuye al disminuir el ángulo.

5.2. Con filtro-cuña

En las figuras 15, 16, 17 y 18 se representan las isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos de ejes coplanarios, que forman ángulos de 180°, 160°, 140° y 120°, respectivamente. A medida que el ángulo disminuye, varían los diámetros de la isodosis del 90 por 100, aumentando el anteroposterior más rápidamente que disminuye el transversal, tendiendo a igualarse y desplazándose el conjunto de las isodosis

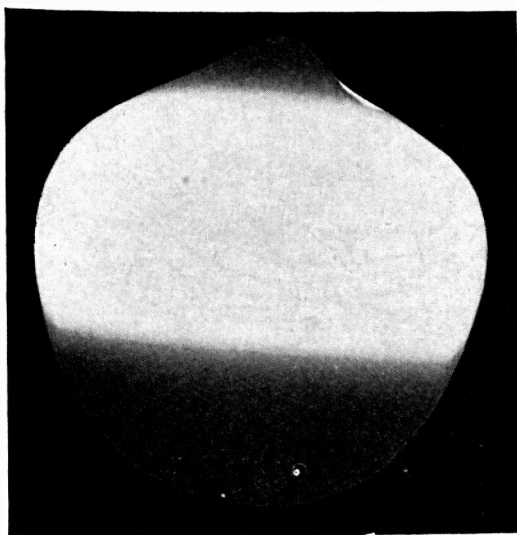


A

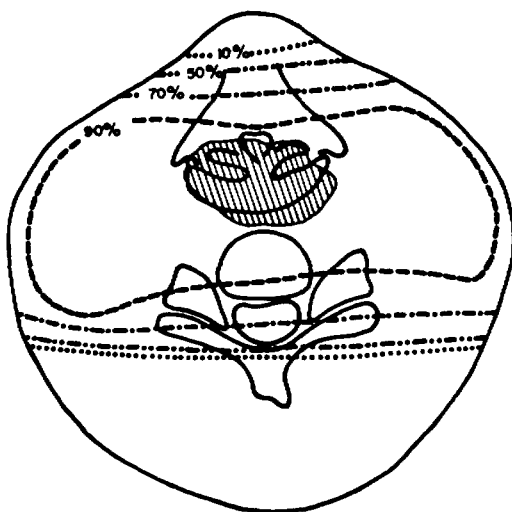


B

FIG. 11.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos opuestos, dotados de filtro-cuña de 45°, cuyos ejes se han desplazado tres centímetros.

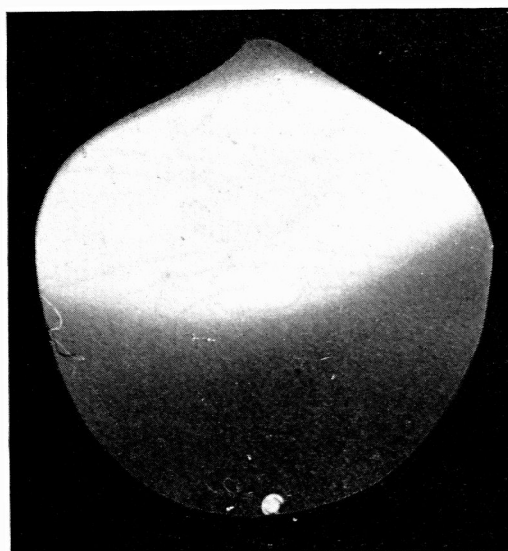


A

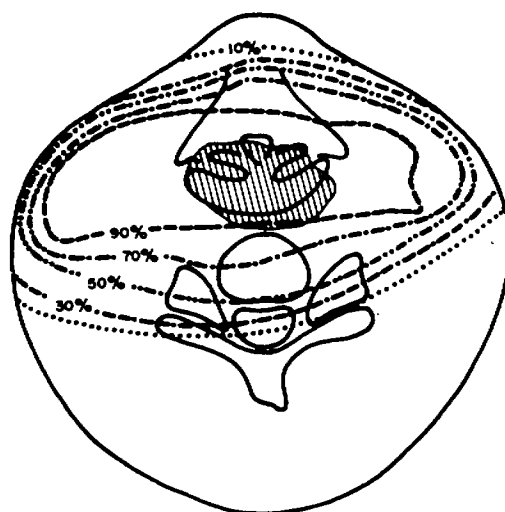


B

FIG. 12.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos cuyos ejes forman ángulo de 180°

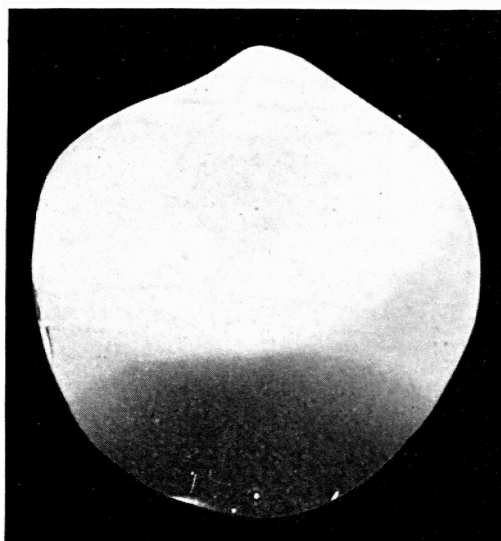


A

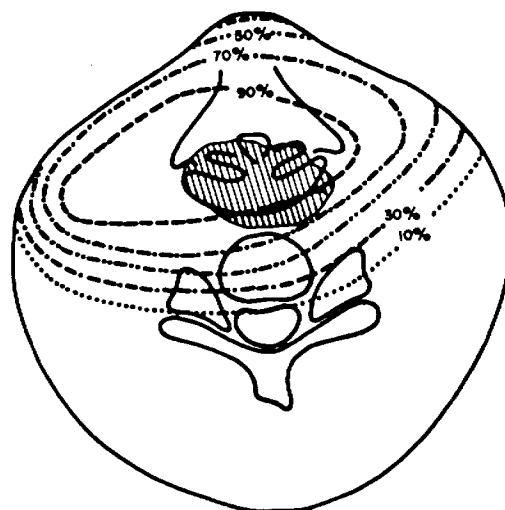


B

FIG. 13.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos cuyos ejes forman ángulo de 140°.

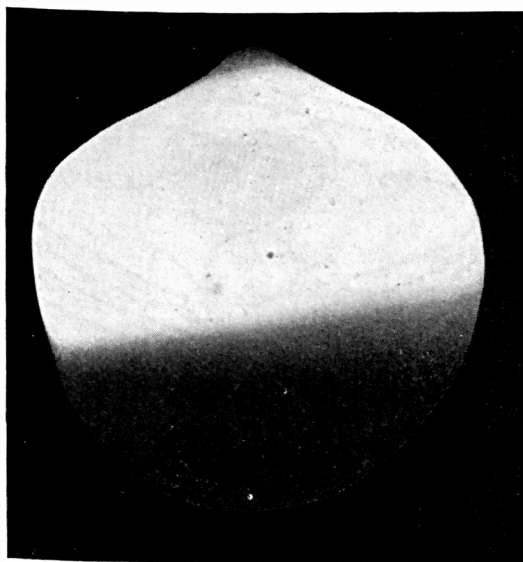


A

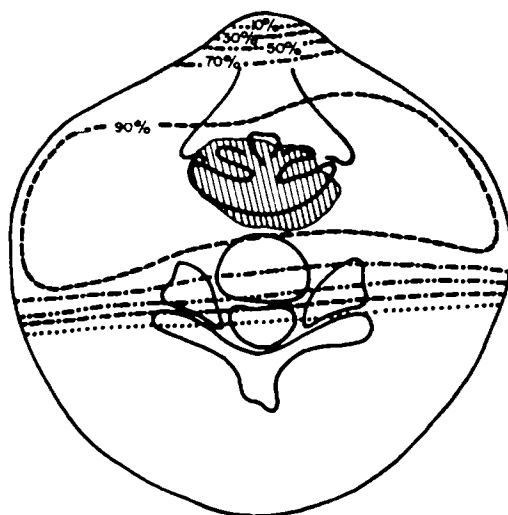


B

FIG. 14.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos cuyos ejes forman ángulo de 120°.

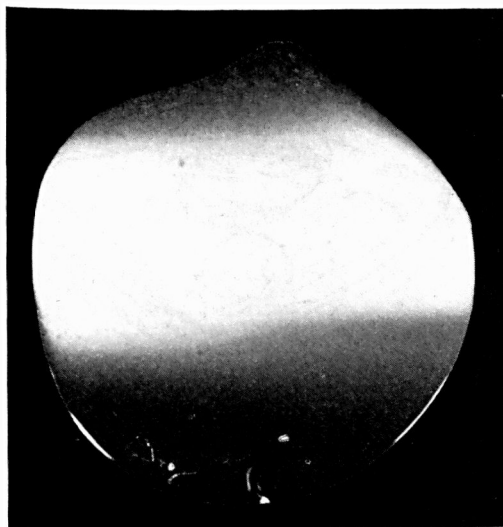


A

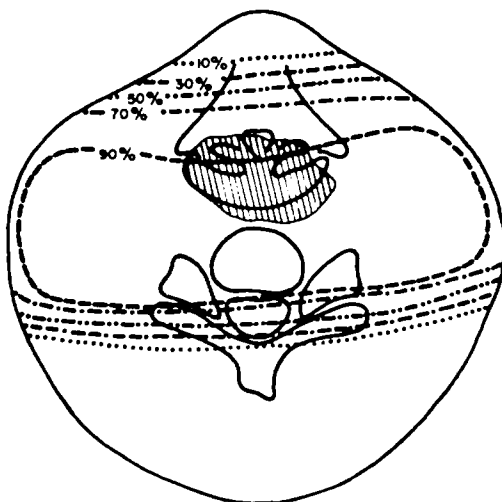


B

FIG. 15.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos dotados de filtro-cuña de 45°, cuyos ejes forman ángulo de 180°.

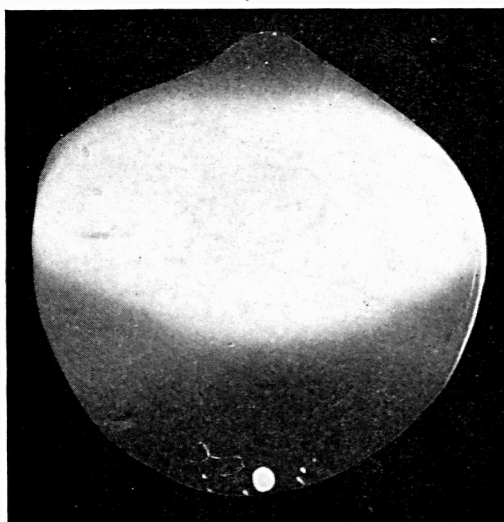


A

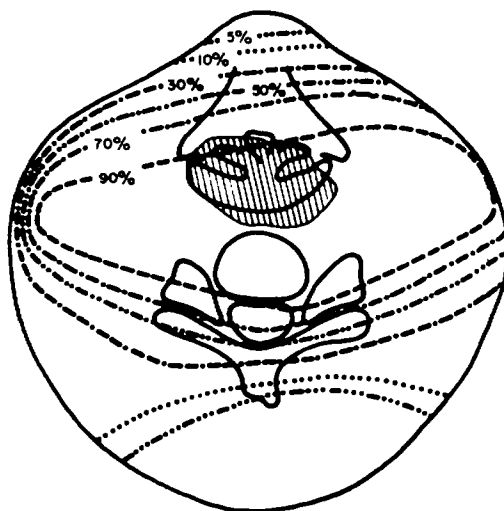


B

FIG. 16.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos dotados de filtro-cuña de 45°, cuyos ejes forman ángulo de 160°.

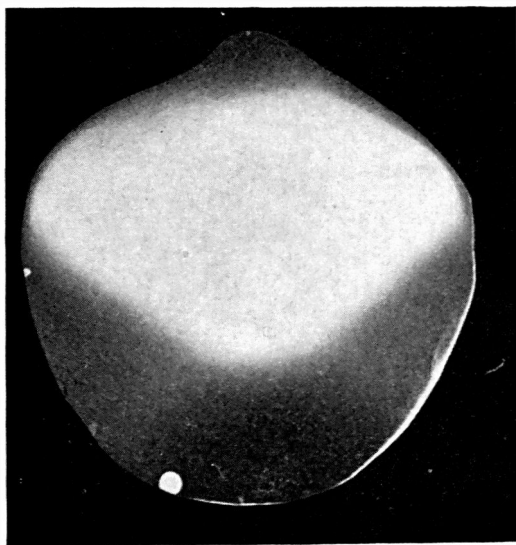


A

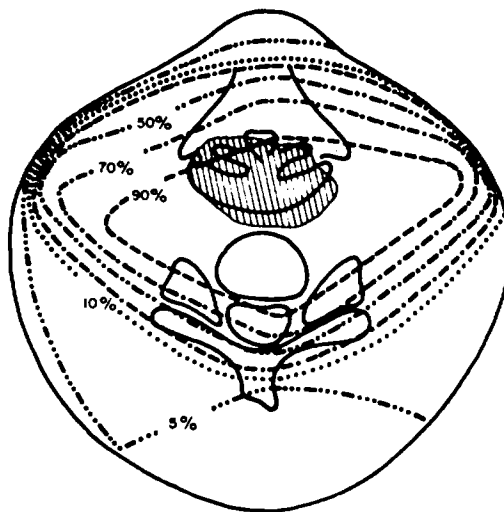


B

FIG. 17.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos dotados de filtro-cuña de 45°, cuyos ejes forman ángulo de 140°.



A



B

FIG. 18.—Impresión fotográfica de la placa y curvas de isodosis correspondientes a la irradiación por dos campos dotados de filtro-cuña de 45°, cuyos ejes forman ángulo de 120°.

en sentido dorsal, con lo cual gran parte del tumor recibe una dosis insuficiente, aumentando la dosis recibida por medula.

6. CONCLUSIONES

La utilización de filtros-cuña mejora la distribución de dosis, pero exige una mayor exactitud en el centraje, puesto que un pequeño error induce mayor deformación de las isodosis que cuando estos filtros no se utilizan.

Errores de paralaje pequeños, desde un centímetro, fáciles de cometer en la práctica incluso si los campos están marcados sobre la piel, traen como consecuencia un tratamiento incorrecto con todas sus secuelas.

El error es menos perceptible en la convergencia de los haces de irradiación, pero también fácil de producirse por movimiento de cabeza del enfermo durante el tratamiento, y sumado al anterior puede aumentar los riesgos de tratamiento incorrecto, por lo cual

se insiste, una vez más, en la conveniencia de fijar la cabeza del enfermo para mantenerle en posición constante y evitar sus movimientos involuntarios.

Con el procedimiento por nosotros utilizado en la densitometría fotográfica se puede obtener la representación gráfica de la distribución de dosis de cualquiera que sea el valor deseado o hallar rápidamente el tanto por ciento de la dosis recibida en cualquier punto.

BIBLIOGRAFIA

1. BECKET-SCHUBERT: *La terapia radiante con la alta energía*.
2. OLIVARES, M. P.: "Dosimetría fotográfica: calibración gamma", *Acta Oncológica*, vol. IV, núm. 2.
3. OLIVARES, M. P.; PLATA, A., y PEREZ-MODREGO, S.: "Dosimetría fotográfica: construcción de isodosis", *Acta Oncológica*, vol. VI, núm. 1.
4. PEREZ-MODREGO, S.; PLATA BEDMAR, A., y colaboradores: *Radiaciones ionizantes*. Ed. Ateneo.
5. TUBIANA, M.; DUTREIX, J.; DUTREIX, A., y JOCKEY, P.: *Bases physiques de la Radiotherapie et de la Radiobiologie*. Ed. Masson et Cie.