

DOSIMETRIA CLINICA EN TELECOBALTOTERAPIA

Por JORGE EDGARDO CRUZ

RESUMEN

El presente trabajo está dirigido a los radioterapeutas que no cuentan con la colaboración directa de un físico especializado en el Servicio que reluce el planteamiento de las distintas modalidades de tratamiento que posibilitan las fuentes de Cobalto 60.

Todos los métodos que se detallan permiten objetivar como se distribuye la dosis deseada en el tumor y en los tejidos sanos vecinos. Han sido descritos con sencillez, sin entrar en la explicación de los fundamentos físicos de los distintos pasos que deben realizarse. Ello lo podrá consultar el lector en la bibliografía que se cita.

ABSTRACT

This present work has been written for radiotherapeutic doctors that have not got the direct help of a specialised physicist in their service to plan the different techniques of treatments that Cobalt 60 allows.

All the above methods described let us see how the dosis is distributed in the tumor and in healthy tissue that surrounds the tumor. These methods have been described with simplicity, without going into explanations about the physical basis of the different steps to be followed the reader will find such explanations in the bibliography that follows.

Estudios Preliminares:

Antes de comenzar un tratamiento con Telecobalto (o cualquier tratamiento de teleterapia con radiaciones ionizantes) deben efectuarse una serie de pasos que tienen por finalidad dar la dosis cancericida en forma homogénea en el volumen a irradiar y evitar la irradiación perjudicial del tejido sano vecino.

Los pasos previos a seguir son fundamentalmente los siguientes:

1º **Cálculo del volumen a irradiar;**

2º **Localización exacta del mismo** (dentro del esquema del contorno del paciente y a nivel del plano anatómico transversal que pasa por el centro teórico del tumor);

3º **Estudio crítico de la dosis** (a administrar en el seno de los tejidos); y

4º **Colocación del paciente** (en la mesa de tratamiento).

A) Cálculo del volumen a irradiar:

El cálculo del volumen de tejido a irradiar es quizás el paso más difícil de ejecutar, ya que una estimación macroscópica inferior a la real es el motivo por el cual no se irradia parte de la neoplasia, y un cálculo excesivo hace que se irradie innecesaria y perjudicialmente el tejido sano peritumoral; siendo también mayor la **Dosis Integral**.

El cálculo del volumen a irradiar se basa en métodos objetivos. Para los tumores superficiales y de las cavidades naturales es fundamental la Inspección y la Palpación; y en los tumores profundos se utilizan métodos auxiliares, tales como la Radiología, la Endoscopia, la Gammagrafía, etc.

Antes de detallar los métodos radiográficos para calcular el volumen a irradiar conviene aclarar el concepto que debe tenerse sobre lo que debe entenderse por **volumen tumor** y lo que debe interpretarse por **volumen objetivo**.

Se denomina **volumen tumor** a la masa de tejido neoplásico más una cantidad de tejido sano peritumoral ("margen de seguridad". 1 a 1,5 cm).

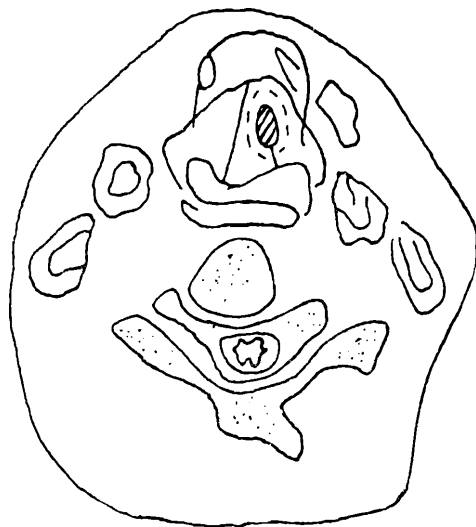


Fig. 1 — VOLUMEN TUMOR.

/// Tejido Neoplásico.
--- Margen de seguridad.

Y se denomina **volumen objetivo** (en el sentido de blanco de artillería) al **volumen tumor** más una cantidad de tejido sano clínicamente, cuyos límites se calculan teniendo en cuenta el tipo histológico de la neoplasia, su forma evolutiva, las redes linfáticas y estaciones ganglionares del órgano donde asienta el tumor, etc.

Es decir, que el **volumen objetivo** engloba al **volumen tumor** y a las regiones de probable deseminación inmediata del mismo.

Dos ejemplos sirven para aclarar estos conceptos:

1. **Tumor de epiglótis:** aunque no tenga adenopatías clínicamente demostrables, se irradia también la cadena regional ganglionar. El volumen tumor está constituido por el tumor de epiglótis más una cantidad de tejido sano peritumoral ("margen de seguridad") y el

volumen objetivo está constituido por el volumen tumoral más los tejidos donde transcurren las redes linfáticas y se encuentran los ganglios linfáticos (Fig. 2).

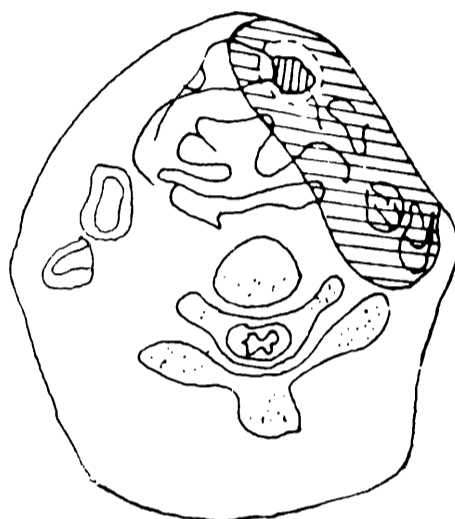


Fig. 2. — VOLUMEN OBJETIVO.

/// Tejido Neoplásico.
--- Margen de seguridad.
=== Volumen objetivo.

2. **Tumor de Cuerda Vocal:** como en esta localización no existe la posibilidad de deseminación linfática, el volumen tumor comprende la tumoración más el "margen de seguridad".

En este caso el volumen tumor y el volumen objetivo son lo mismo.

I. CALCULO DEL VOLUMEN A IRRADIAR:

Métodos Radiográficos:

Algunas masas tumorales pueden ser puestas en evidencia por medio de la radiografía, ya sean simples o contrastadas.

Varios son los métodos radiográficos que se utilizan para determinar el volumen del tumor y su topografía. Todos ellos tienden a solucionar el inconveniente del aumento de tamaño de la imagen radiográfica por la distancia objeto-placa (tumor-placa). Todos los autores dan solución a este inconveniente ya sea por artificios técnicos o por el empleo de coeficientes de corrección. A continuación se detallan algunos métodos.

1. Estratigrafía Axial Transversa:

Es un método muy preciso que se utiliza especialmente para el estudio de los tumores endotorácicos pues se obtienen imágenes bien contrastadas por el aire de las vías aéreas. Con este método se inscriben simultáneamente en la placa radiográfica el corte transversal del paciente y el volumen tumoral. Lo que permite apreciar perfec-

tamente las relaciones del mismo con los distintos órganos anatómicos.

Además, si se efectúan varios cortes tomográficos se obtiene la noción tridimensional del volumen tumor (diámetro vertical).

Para conocer la altura del corte tomográfico se colocan sobre la piel del paciente marcas radio-opacas algo separadas que permiten individualizar la altura del corte tomográfico transversal.

Sannazzari y Torretta han ideado un método simple para hallar la altura del corte tomográfico. Estos autores colocan al paciente en la posición de tratamiento sobre un ortoscopio y le marcan sobre la piel el límite superior e inferior del tumor, y miden la distancia entre las dos marcas radio-opacas.

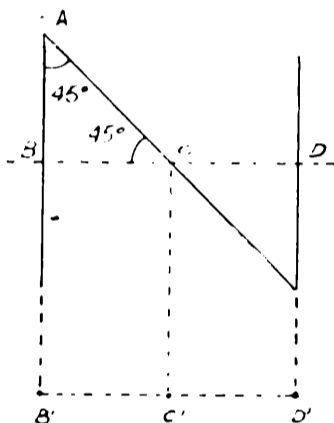


Fig. 3. — ESQUEMA DEL REPARO DE PLOMO EN "N"; BD: plano de sección; B'C'D': puntos de corte de las ramas del reparo metálico como aparecen en la tomografía axial transversa. B'C' es igual a AB (de Sannazzari y Torretta, 1959).

Con un alambre fino de plomo se construye una ene mayúscula (N) (fig. 3), cuyos lados verticales miden igual altura que la altura del tumor obtenida por ortoscopia. La separación de las ramas verticales es también la misma. La rama oblicua de la N forma un ángulo de 45° con las ramas verticales. Queda formado de esta manera un triángulo isóceles en el cual el lado AB es igual al BC.

En el corte tomográfico transversal la N radio-opaca aparece como tres puntos. Se mide la distancia entre el punto de la izquierda y el punto medio que es el segmento BC, y como BC es igual a AB, ésta es la altura del corte tomográfico.

Debe tenerse en cuenta en la radiografía el agrandamiento debido a la distorsión radiográfica. Para llevarla a medidas reales se puede utilizar el índice de agrandamiento o el pantógrafo.

Esta corrección se puede efectuar en la misma placa o se transportan las medidas corregidas (contorno del paciente, volumen tumor, y órganos) sobre un papel milimetrado.

Para efectuar el estudio crítico de la dosis es conveniente utilizar el corte tomográfico donde el volumen tumor es mayor.

2. Señalamiento Ortogonal:

Estos métodos se basan en la obtención de dos radiografías, una con el rayo central perpendicular al plano frontal del paciente,

otra con el rayo central perpendicular al plano sagital (frente y perfil estrictos. Sirven para localizar en las tres dimensiones los tumores que se visualizan directamente o que se ponen en eviden-

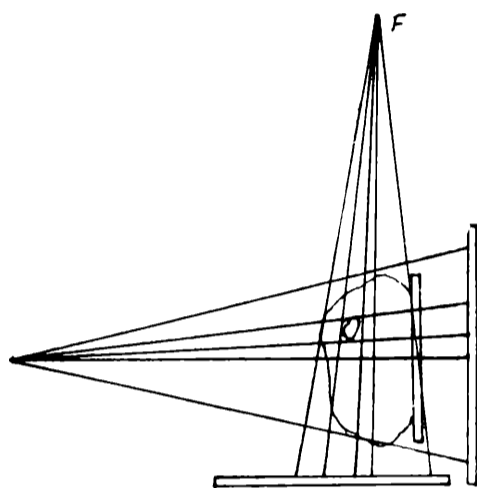


Fig. 4. — LOCALIZACION DEL TUMOR CON HACES ORTOGONALES (de Picchio 1960).

cia por medio de elementos radio-opacos (metal, sulfato de bario, etcétera).

Se suele interponer entre el foco y la placa radiográfica reglas o cuadrículas opacas graduadas en centímetros, las que por comparación permiten calcular el agrandamiento radiográfico de la imagen.

Además, es conveniente colocar también elementos radio-opacos a nivel de los "accidentes óseos" naturales ("puntos de referencia") como la horquilla esternal, sinfisi pubiana, etc., para poder referir el centro teórico del tumor a punto de la superficie del paciente (ver "Colocación del paciente").

a) Método de Vaccheri:

Este autor utiliza la lámina cribada de Gilardoni, que es de plomo y tiene orificios cada centímetro, y otros algo más grandes cada 5 centímetros. Hay uno mayor central, que es por donde se hace pasar el rayo central del haz radiográfico. (Fig. 5).

Se coloca al paciente en la mesa de rayos en la misma posición que adoptará durante la irradiación y se obtiene una placa radiográfica sin la lámina cribada.

Luego se levanta al paciente y se vuelve a hacer una segunda exposición sobre la misma placa, previa colocación de la lámina cribada paralela a la placa y separa de ésta por la distancia que existe entre el tumor y la placa (distancia objeto-placa). Ejemplo;

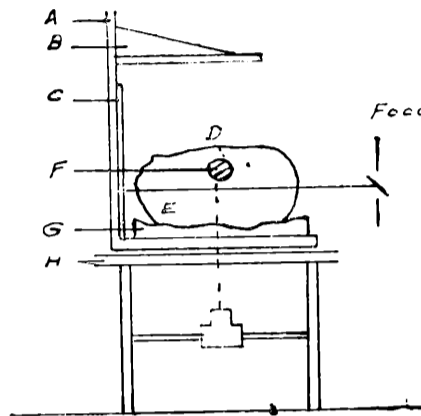


Fig. 5. — Método de Vaccheri. A: soporte en L; escuadra graduada para medir la distancia placa-plano paralelo a ésta que pasa por el centro teórico del tumor; C: chasis; D: reparo en la piel plomado que indica la proyección el centro teórico del tumor; E: contorno del paciente; F: vejiga opacificada; G: colchón; H: mesa de rayos (de Sannazzarri y Torretta, 1959).

en un tumor de triángulo vesical se mide desde la línea media del enfermo a la placa. A esta distancia se coloca la lámina cribada. (Fig. 6).

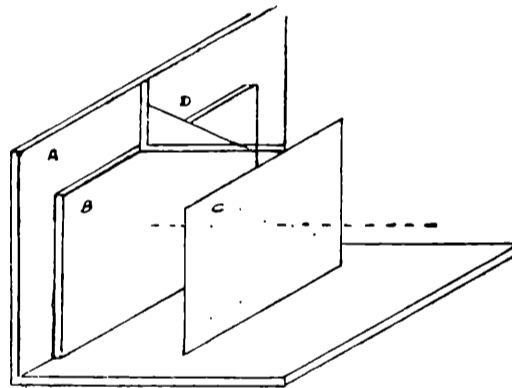


Fig. 6. — Método de Benesi. Soporte en L. B: chasis; C: lámina cribada; D: escuadra para medir la distancia lámina-cribada-placa (de Sannazzarri y Torretta, 1959).

De esta forma aparecen en la placa radiográfica del paciente los orificios de la lámina cribada, cuya separación ha sufrido el mismo agrandamiento radiográfico que el tumor. Es decir, que en la placa radiográfica se deben considerar las separaciones de los pequeños orificios como de 1 cm y la de los medianos orificios como de 5 cm. En base a esto se calcula el tamaño del tumor.

Benesi ha simplificado este método porque ha tomado placas radiográficas de la lámina cribada sin paciente manteniendo constante la distancia foco-película y modificando en cada una de ellas de centímetro en centímetro la distancia lámina cribada-película, es decir, a todas las distancias probables tumor-placa.

Por lo tanto obtiene Benesi la radiografía del paciente como en el caso anterior, y en lugar de hacer una segunda exposición sobre la misma, superpone a la radiografía obtenida del paciente la placa radiográfica de la lámina cribada correspondiente a la distancia tumor-placa medida en el paciente.

b) Método de Picchio:

Se basa este método en el principio de la ortodiagrafía. Utiliza él un fino haz de rayos X, que lo obtiene diafragmándolo con una lámina radio-opaca que tiene una ranura móvil. Esto permite obtener una reproducción fiel de las medidas en cada una de las direcciones en que se mueve la hendidura.

Son suficientes tres radiografías obtenidas en las tres direcciones ortogonales (planos: frontal, sagital y horizontal) para obtener las coordenadas necesarias para localizar el foco en las tres direcciones del espacio. (Figs. 7a y 7b).

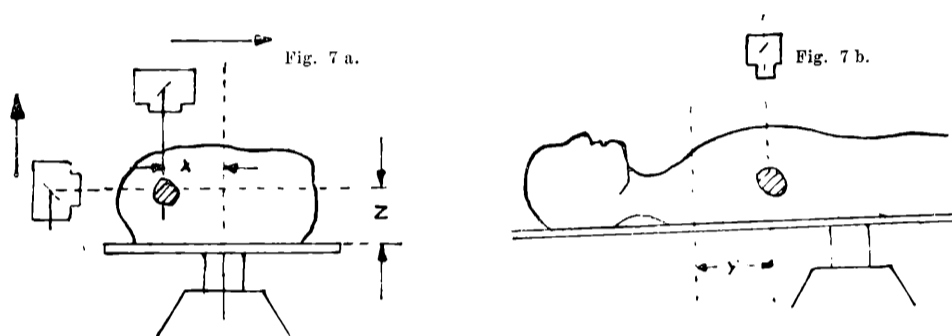


Fig. 7. — Método de Picchio.

c) Método de Manchester:

Se utiliza para determinar la altura de los tumores situados en la línea media. Se usan dos reglas de material plástico radio transparentes que tienen marcas radio-opacas cada centímetro, y una marca más notoria a los 10 cm de la base. Estas marcas opacas son de distinta forma en cada regla para poder individualizarlas en las radiografías. (Fig. 8).

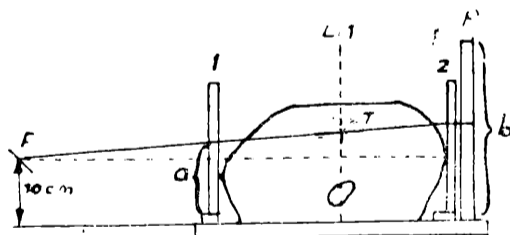


Fig. 8. — Método de Manchester. 1 y 2: reglas de plástico con marcas radio-opacas; F: foco; T: tumor; P: placa; LM: línea media.

El paciente debe colocarse acostado en la posición de tratamiento y se coloca una regla a cada lado del mismo, a nivel del tumor, en la radiografía de perfil; y en la línea media anterior y posterior en la radiografía de frente. En la radiografía de perfil del rayo central pasa a 10 cm por encima de la mesa.

Luego se mide en la placa la altura del tumor de acuerdo a cada regla. Se suman los valores y se lo divide por dos (media aritmética). El resultado obtenido es la altura del tumor.

d) **Método de Pissani:**

Para el cálculo del agrandamiento radiográfico este autor utiliza la siguiente fórmula para hallar el **factor de corrección**.

$$x = \frac{AB.D - d}{D} \quad \text{donde:}$$

D = Distancia foco-película;
 d = Distancia foco-plano del tumor;
 AB = medida del tumor en la placa radiográfica.

e) **Corrección del agrandamiento geométrico de la imagen:**

Teniendo en cuenta la geometría del haz de rayos X utilizado y basado en las propiedades de los triángulos semejantes (Fig. 9) se puede efectuar la corrección del agrandamiento de la imagen de una manera aproximada de acuerdo a otra fórmula que da el factor de corrección (FC).

$$FC = \frac{DF'F - DOF}{DF'F} \quad \text{donde:}$$

DF'F = distancia foco-filme utilizada;

DOF = distancia objeto-filme (esta distancia se obtiene de la radiografía tomada en dirección perpendicular a la placa que se emplea para efectuar las medidas).

Para eliminar las operaciones correspondientes se adjunta en el apéndice una tabla para hallar los Factores de Corrección de acuerdo a la distancia foco-película y el objeto-película que se emplea en el Departamento de Radiodiagnóstico del Centro de Oncología y Medicina Nuclear de Madrid.

Un método práctico que permite calcular el volumen tumor en una placa radiográfica en la que se desconoce la distancia foco-película con que fue obtenida, consiste en hallar el factor de corrección (FC) que permita corregir el agrandamiento de la imagen.

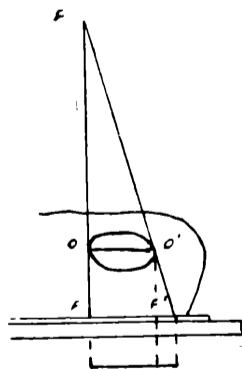


Fig. 9. — OO': diámetro del objetivo; FF': su proyección distorsionada en la radiografía.

Este factor de corrección se obtiene de la relación que se establece entre la medida de un segmento del paciente, ejemplo: medida del diámetro anteroposterior a nivel del ángulo esternal (19 cm) con la medida del mismo segmento en la radiografía (25cm). (Figuras 10 a y 10 b).

$$FC = 19/25 = 0,76$$

Se multiplican las medidas del tumor, obtenidas de la radiografía con distancia foco-película desconocida, por el factor de

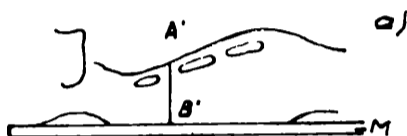


Fig. 10 a. — AB: medida del diámetro anteroposterior a nivel del ángulo esternal en la placa.

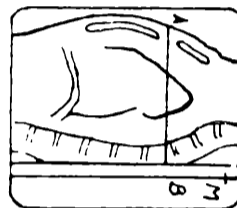


Fig. 10 b. — A'B': medida del diámetro anteroposterior a nivel del ángulo esternal en el paciente.

corrección (0,76 cm) y se obtiene una corrección del agrandamiento radiográfico de la imagen bastante aceptable.

f) Método de Surmont y Lalanne:

Estos autores para hallar la topografía y las dimensiones del tumor toman las placas de frente y de perfil con el paciente colocado entre dos grillas cuadradas, haciendo coincidir la línea media de las mismas con el plano sagital del paciente.

Estas grillas se diferencian unas de otras en que en una el cuadrículado de plomo es de trazo continuo y en la otra discontinuo. Esto permite individualizarlas en la placa radiográfica, es decir, saber cuál está en relación con el plano anterior y posterior del paciente.

Además, la grilla superior tiene en su parte media-superior (o inferior) una barra metálica, la que se pone en contacto con el reparo óseo de la línea media (manubrio esternal, sínfisis pubiana). Esto sirve para determinar la distancia del centro teórico del tumor a los puntos de referencia superficiales del paciente (Figs. 42 a, 42 b, 42 c y 42 d).

II. LOCALIZACION DEL TUMOR EN EL ESQUEMA DE TRATAMIENTO.

Contorno del paciente (Morfograma).

Una vez obtenidas las medidas del volumen tumor y su topografía se lo debe ubicar dentro del esquema del corte trasversal del paciente.

Se debe obtener el contorno del paciente a nivel del plano transversal que pasa por el centro teórico del tumor a irradiar. El perímetro obtenido se transporta sobre un **papel milimetrado transparente** y se dibuja en su interior la masa tumoral.

Se debe dibujar también dentro del contorno del paciente los órganos que se encuentran a nivel del plano transversal. Para ello se puede utilizar cualquier atlas de anatomía que tenga este tipo de corte anatómico (Roy Camille; Eychhshimer; Pernkopf, etc.). (Fig. 11).



Fig. 11. — Contorno del paciente. Se han dibujado en su interior los órganos que se encuentran a nivel del plano anatómico transversal (fosa cerebelosa).

Los órganos se dibujan en proporción a las medidas del paciente, o lo que es más práctico se copia la proyección de la diapositiva del corte anatómico correspondiente dentro del contorno, tratando de ajustar las dimensiones de la diapositiva a las del paciente.

a) Métodos del diámetro antero-posterior y transversal.

Es un método práctico aunque no muy exacto. Consiste en medir con un pelvómetro los diámetros anteroposterior a nivel del plano sagital del paciente, y luego el diámetro transversal medio. Estas me-

didadas se transportan al papel milimetrado trazándolas como una cruz cuya rama vertical es el diámetro anteroposterior y la rama horizontal el diámetro transverso.

Se proyecta sobre esta cruz la diapositiva correspondiente, y se va alejando o acercando el proyector hasta que el contorno de la imagen coincida con los extremos de la cruz (diámetros).

No siempre se logra la coincidencia total. Este método tiene además el inconveniente que las deformaciones localizadas del contorno no se inscriben.

b) Método de la cinta maleable:

Este método de la cinta maleable (cable de plomo revestido de material plástico) es muy práctico. Se contornea con el cable de plomo el perímetro del paciente y luego se "apoya" sobre el papel milimetrado y se copia el contorno.

Tiene el inconveniente que al "abrir" la cinta maleable para quitársela al paciente se deforma en parte el contorno obtenido. Para evitar este inconveniente se aconseja modelar primero una mitad del contorno y luego la otra. La asociación de los métodos a y b proporciona una mayor precisión en la toma del contorno, siendo aconsejable en algunas regiones anatómicas (cuello, cabeza, etcétera).

c) Método de la venda de yeso:

Algunos utilizan una venda de yeso angosta, la que luego de fraguar se secciona y retira para "apoyarla" sobre el papel milimetrado donde se copia el contorno así obtenido. La "deformación" que sufre el contorno así obtenido es mínima.

d) Método de Picchio:

Este autor utiliza el aparato denominado **Pin and arc**, que normalmente se utiliza para obtener coordenadas polares, para trazar

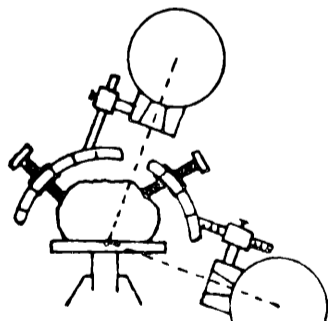


Fig. 12. Método de Picchio. Utilización del "Pin and Arc".

el contorno del paciente. Este dispositivo tiene un arco de círculo de 45° sobre el que se desliza un curso que tiene una barra móvil metálica graduada. (Fig. 12).

Se desplaza el curso sobre el arco de 45° hasta el ángulo deseado y se coloca el extremo de la barra metálica en contacto

con el paciente, leyéndose sobre ésta la medida del segmento comprendido entre el centro de la circunferencia y su extremo. De esta forma se obtiene un ángulo y un segmento, es decir, una coordenada polar. Se transportan todos los puntos así obtenidos al papel milimetrado; luego se unen, quedando trazado el contorno del paciente.

e) **Método de Buzzi:**

Se basa en el método anterior, salvo que utiliza un arco de círculo de 180°. (Fig. 13).

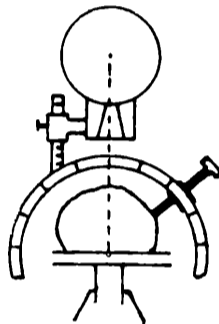


Fig. 13. — Método de Buzzi. Modificación del "Pin and Arc".

f) **Método de Surmont y Lalanne:**

Estos autores han construido un dispositivo que se utiliza en los enfermos en decúbito. Es un marco metálico con una reja de barras móviles que son perpendiculares al plano de la mesa de yacimiento. Estas barras, que están graduadas, están separadas entre sí por una distancia conocida (se obtienen coordenadas cartesianas). (Fig. 14). Se acuesta al paciente debajo del arco me-

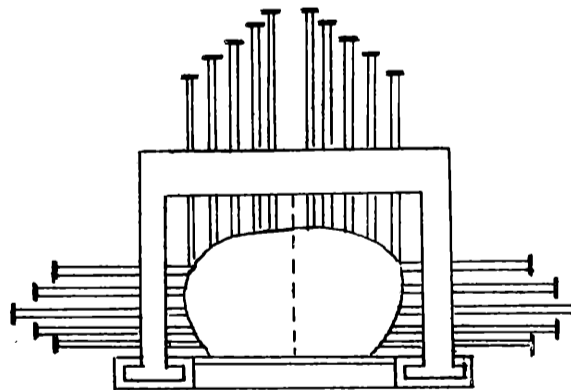


Fig. 14. — Conformador de Surmont y Lalanne (Inst. Gustave Roussy) con el agregado de barras transversales (centro de Oncología de Madrid).

tálico y se deslizan las barras metálicas hasta que contacten con el paciente a la altura del centro teórico del tumor. Se lee en cada una de las barras la distancia entre su extremo inferior y la mesa. Estas medidas se transportan al papel milimetrado, se unen estos puntos y queda trazado el contorno, la parte inferior se representa por una línea horizontal, que es el plano de la mesa de tratamiento.

En el Departamento de Radiodiagnóstico del Centro de Oncología y Medicina Nuclear de Madrid, se han agregado al marco metálico unas barras laterales que permiten obtener con mayor exactitud las partes laterales del contorno.

3. ESTUDIO CRITICO DE LA REPARTICION DE LA DOSIS EN EL SENO DE LOS TEJIDOS.

Dosis Tumor:

Como la dosis a administrar en el seno del tejido tumoral nunca es uniforme en todos los puntos, no se la puede expresar en una sola cifra. Por esta razón varios autores proponen que anote en los esquemas de tratamiento la dosis (o porcentajes de la misma) máxima y mínima que recibe el tejido tumoral.

La mayoría de los autores están de acuerdo en que un tratamiento está bien planteado cuando al hacer el estudio crítico de la dosis el volumen a irradiar queda comprendido dentro de la **línea de Isodosis del 90 %**.

Es decir que lo mínimo que recibe el punto más externo del tumor es el 90 % de la dosis total en el centro teórico del tumor.

Se verá más adelante al hacer el estudio crítico de la dosis en los planteamientos de las distintas modalidades de telecobaltoterapia (Estática y Cinética) los variados métodos que existen para trazar la Isodosis del 90 % (Método de la Isodosis de Base; Método de Pourquier; Método de Jones y Método de Braestrup).

De lo dicho se desprende que los puntos de la masa tumoral que reciben menos del 90 % de la dosis tumor total se consideran **Puntos Subdosados** y se consideran **Puntos Calientes** a aquellos que reciben más del 110 - 120 % de la dosis tumor total.

Estudio crítico de la dosis:

Es conveniente efectuar siempre el estudio crítico de la dosis en el interior del contorno del paciente donde se hallan dibujados el tumor y los órganos que se encuentran a dicho nivel. (Fig. 15).

Es éste el único método que permite conocer con exactitud si al volumen a irradiar le llega una dosis suficiente y homogénea en toda su extensión. Es decir, que permite comprobar si el o los tamaños de campo, y la inclinación de los mismos, es la adecuada para el caso que se trata. Además permite conocer con exactitud la dosis que reciben los órganos vecinos. Esto es muy importante, especialmente en aquellos órganos muy sensibles a las radiaciones ionizantes (riñón, médula ósea, cristalino, etc.), que es necesario

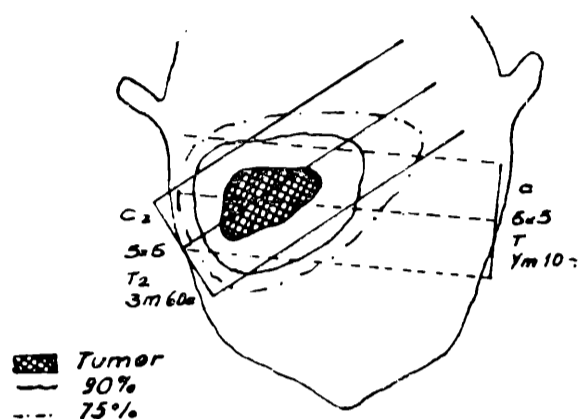


Fig. 15. — Estudio crítico de la dosis tumor en los tejidos.

evitar, o por lo menos procurar que reciban el más bajo porcentaje posible de la dosis tumor total.

Realizando el estudio crítico de la dosis tumor, el radioterapeuta se encuentra en condiciones de saber al cabo de un tiempo de realizado el tratamiento si las causas de una recidiva, metástasis ganglionares regionales, y/o complicaciones (nefritis, mielitis, cataratas, etc., radiógenas) pueden ser imputadas al tratamiento efectuado.

Para realizar el estudio crítico de la dosis en el seno de los tejidos se utilizan las **Curvas de Isodosis de Base** que las casas constructoras proveen con cada aparato; que tanto sirven para teleterapia estática (campos fijos) como para la teleterapia cinética (Método de Jones). Algunas casas constructoras proveen además de un juego de **Curvas de Isodosis Normalizadas al 100 %** (Método de Braestrup) exclusivas para la teleterapia cinética (rotación completa o pendulación).

De lo dicho precedentemente se desprende que trabajar únicamente con las **Tablas de "Relación dosis tejido/dosis aire"** (Tissue/air ratios, RTA, ver apéndice Tabla 5) que están confeccionadas para variados tamaños de campo y para distintos espesores de tejidos atravesado en terapia de movimiento; o con las tablas de **"Porcentajes de la dosis aire en profundidad"** (Porcentaje Depth Doses, ver apéndice Tabla 6.1; 6.2; 6.3 y 6.4) que también están confeccionadas para distintos tamaños de campo; y para las diversas distancias (foco-piel) utilizadas, y para los variados espesores de tejidos para la terapia estática, son insuficientes porque sólo permiten conocer el número de rad que llega a un solo punto situado a la profundidad que interesa.

Ejemplos:

Tabla 6 5 (Tissue/air ratios) a un tumor situado a 11 cm de profundidad irradiado con un campo de 7 x 7 cm le llega 62 % de la dosis en el aire (RTA 0.628), con tratamiento cinético.

Tabla 6 1 (Porcentaje Depth Doses) a un tumor situado a 11 centímetros de profundidad, irradiado con un campo de 7 x 7 y a una distancia Foco-Piel de 50 cm le llega el 43,3 % de la dosis en el aire, con un tratamiento de campos fijos (teleterapia estática).

Es decir que sólo se conocerá que a determinada profundidad y sobre el eje del haz llega cierto porcentaje de la dosis en el aire, pero no se conoce qué volumen de tejido recibe esta dosis, si la misma es homogénea (puntos calientes y/o subdosados), ni si son irradiados y con qué porcentaje de la dosis tumor total los tejidos sanos vecinos. Es el método de Johns.

Métodos para efectuar el estudio crítico de la dosis:

Se detallan a continuación en forma práctica la manera de realizar el estudio crítico de la dosis de acuerdo a las distintas modalidades de Telecobaltoterapia.

- | | | | |
|------------|---|------------------|------------------------|
| A) TERAPIA | } | 1) Campo único | |
| ESTATICA | | 2) Varios campos | |
| B) TERAPIA | } | 1) Pendular | } |
| CINETICA | | 2) Rotación | |
| | | | |
| | | | b) Método de Jones |
| | | | c) Método de Braestrup |

Curvas de Isodosis de Base:

Antes de describir detalladamente la forma práctica de ejecutar el estudio crítico de la dosis para las variadas técnicas de terapia estática es necesario destacar algunos conceptos. (Fig. 16).

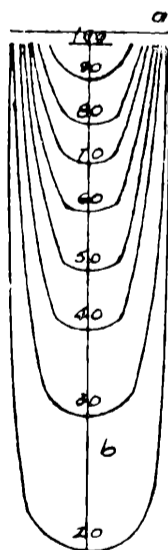


Fig. 16. — Isodosis de base. DFP: 50 cm; Campo: 5 x 5; a: base; b: eje (rayo central).

1. Las Curvas de Isodosis de Base que se utilizan en Telecobaltoterapia están hechas para los distintos tamaños de campo que se suelen utilizar y de acuerdo a las variadas distancias foco-piel (terapia estática) y son exclusivas de cada marca y modelo de Bomba de Cobalto.

Esto es debido a las características particulares (construcción) de cada colimador para el haz de radiaciones ionizantes del Co 60, es decir a su diseño, y al material (peso atómico) empleado en su construcción.

Efectivamente, el haz de radiaciones electromagnéticas del Cobalto 60 al incidir sobre las paredes del colimador produce una radiación secundaria formada principalmente por electrones. Estos tienen gran poder de penetración y se suman al haz primario. (Fig. 17).

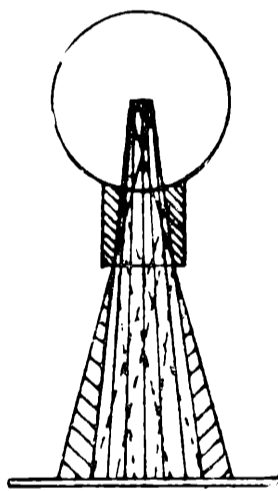


Fig. 17. — Contaminación del Haz Gamma del Co 60.

— Rayos Gamma.
 Electrones.
 / / / Penumbra.

Por esta razón no se cumple en Telecobaltoterapia estrictamente la "Ley de la inversa del cuadrado de la distancia" como en Roentgenoterapia Convencional.

2. Las Curvas de Isodosis de Base son obtenidas por dosimetría efectuada en el interior de maniqués construidos con material cuyo coeficiente de absorción ($\mu = \mu_{\text{H}_2\text{O}}$) es igual al del tejido humano (1). Se anota en cada Curva de Isodosis de Base la distancia foco-piel (DFP), y el tamaño del campo utilizado durante la dosimetría:

Ejemplo: DFP 60 cm; Campo 8 x 10.

La primera cifra del tamaño del campo, 8 cm en el ejemplo, corresponde al lado del campo que durante la dosimetría ha sido perpendicular al eje de la cámara de ionización, y la segunda cifra, 10 cm, es el lado del campo paralelo al eje de la cámara de ionización. (Fig. 18 a).

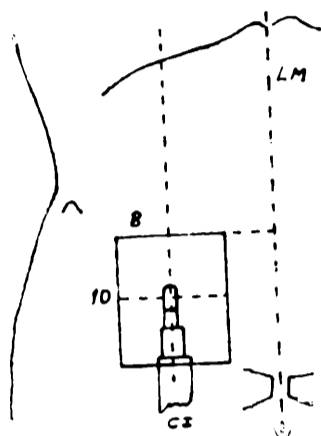


Fig. 18 a. — CI: Cámara de ionización; LM: Línea media.

Es importante recordar este detalle de dosimetría, pues al colocar al paciente ya para irradiar puede plantearse la duda sobre que lado del rectángulo que forma el colimador debe ser de 8 o 10 cm.

La primera cifra del tamaño del campo de una curva de isodosis de base (o normalizada al 100 %) debe corresponder siempre al lado del colimador que es perpendicular al plano sagital del paciente, y el otro lado del campo que forma el colimador paralelo a dicho plano del paciente. O sea, como si la cámara de ionización estuviera colocada con su eje mayor paralelo al plano sagital del paciente. (Fig. 18 b).

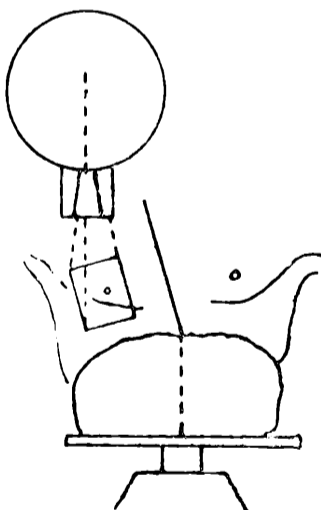


Fig. 18 b. — El lado interno del campo que forma el colimador es paralelo a la línea media.

3. Al estudiar en forma crítica la distribución de la dosis se trabaja generalmente sobre el plano anatómico transversal, es decir en dos de las tres dimensiones del espacio: anteroposterior y trans-

versal, y no en altura. Por lo tanto al utilizar las Isodosis de Base, que son la objetivación de la distribución del haz en solo dos de las dimensiones del espacio (largo y ancho), deben ser únicamente utilizadas cuando el plano que la representa se puede colocar solidario, paralelo, al plano del corte transversal anatómico del paciente.

Ejemplos:

En un tumor de hipófisis se puede hacer el estudio crítico de la dosis que llega desde varios campos: 1) Anterior (Frontal); 2 y 3) Temporales (derecho e izquierdo) y 4) Posterior occipital.

Se suman las dosis porque el plano de los cuatro campos es paralelo al plano del corte anatómico transversal que pasa por la silla turca. Pero no se puede sumar la dosis que se quisiera administrar por un campo superior (bi-parietal medio) por que el plano que representa a este campo es perpendicular al plano transversal del paciente (no es coplanario (Fig 19 a).

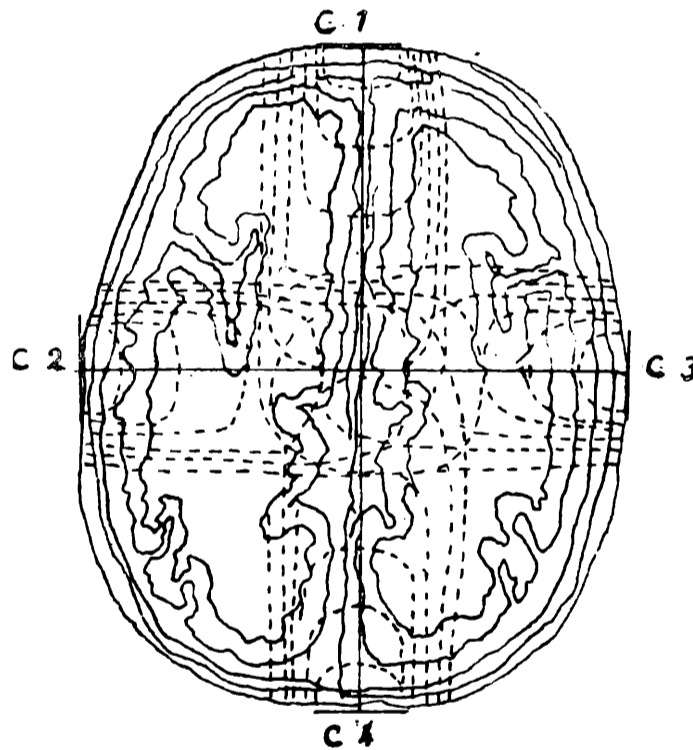


Fig. 19 a. — Cuatro campos coplanarios en el plano horizontal que pasa por la silla turca.

Ahora bien, si se trabaja con un plano de corte anatómico paralelo o justo sobre el plano sagital del paciente, se puede estudiar la dosis que llega desde un campo superior (biparietal medio) y desde el campo anterior (frontal) y otro posterior (occipital), porque el

plano que representa a cada uno de las Isodosis de Base de estas puertas de entrada, es paralelo al plano de corte anatómico sagital (son coplanarios). No así el plano de los campos laterales (temporal derecho e izquierdo) porque no se puede calcular en el plano sagital el aporte de la dosis desde campos cuyos planos son perpendiculares a él (Fig. 19 b).

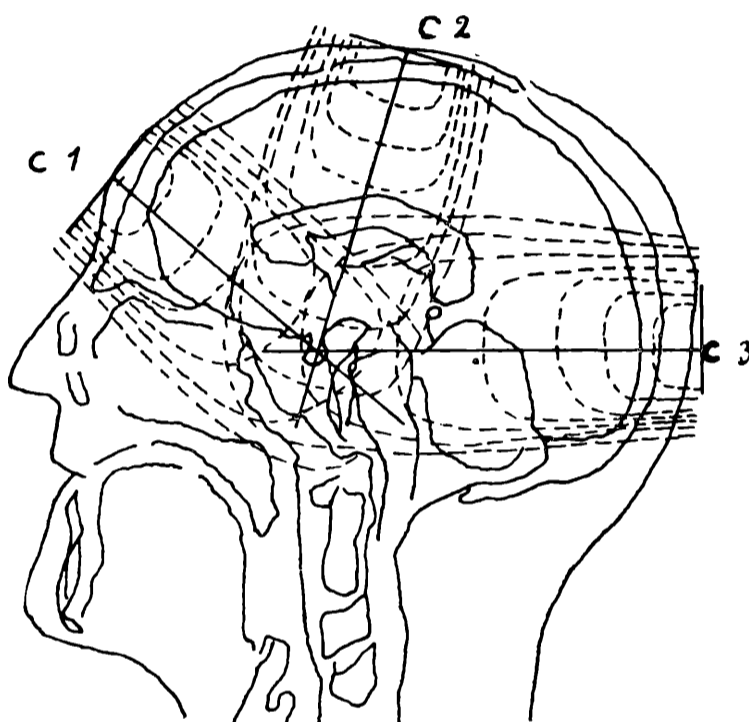


Fig. 19 b. — Tres campos coplanarios en el plano sagital de la cabeza.

Resumiendo: no se puede hacer el estudio crítico de la dosis en el plano del corte anatómico transversal que pasa por el centro teórico del tumor cuando el plano que representa la o las puertas de entrada (el de las curvas de isodosis de base) forma ángulos diedros con él.

4. De lo expuesto se deduce que también es causa de error en el estudio crítico de la dosis hacer "girar" el cabezal de la Bomba de Cobalto sobre cualquiera de sus ejes. Aunque en la práctica muchos autores lo hacen, especialmente el giro sobre el eje vertical (parametrios, inguinocrural etc. (Fig. 20 a y b).

5. Cuando la casa constructora no ha provisto la curva de isodosis de base para determinado tamaño de campo, ejemplo 8 x 6, se puede utilizar para efectuar el estudio crítico de la distribución de la dosis una curva de isodosis de un campo cuya primera dimensión (lado perpendicular al eje de la cámara de ionización) sea igual

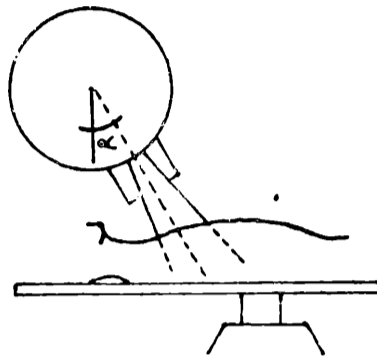


Fig. 20 a. — Inclinación del cabezal (hacia los pies del paciente).

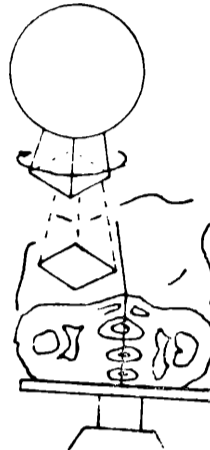


Fig. 20 b. — Rotación del colimador (sobre el eje vertical del cabezal).

a la del campo que se utilizará al irradiar al paciente, ejemplo 8×12 (96 cm^2).

Si se compara por superposición curvas de isodosis cuyas primeras cifras son iguales se apreciará que la diferencia de las dosis en profundidad no son muy marcadas (Fig. 21).

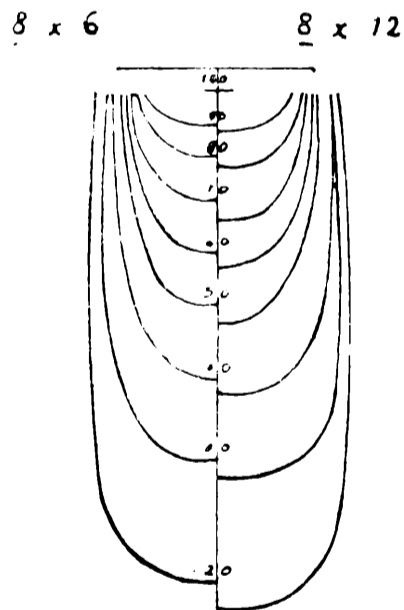


Fig. 21. — Comparación de la profundidad de dos curvas de isodosis de base que tienen el mismo ancho.

Debe recordarse que al hacer el cálculo de la intensidad (r/minuto) a partir de la curva de rendimiento de la pastilla de cobalto debe usarse el valor del área del campo que se utilizará para irradiar

48 cm², y no el valor del área que se utilizó para efectuar el estudio crítico, 96 cm (8 x 12 cm).

6. Un campo (puerta de entrada) se considera útil cuando desde él llega al centro teórico del tumor por los menos el 50 % de la dosis en el aire. Es decir, cuando una isodosis superior o igual a la del 50 % pasa por el centro teórico del tumor.

Ejemplo: 3.000 r/aire son 1.500 r/tejido.

De no ser así se irradia demasiado el tejido sano situado entre la piel y el tumor. Dando en estos puntos una dosis superior a la dosis tumor, formándose por lo tanto una zona de puntos calientes (sobredosificados).

Además, los tiempos de irradiación son muy prolongados, lo que es un inconveniente en los niños y en los servicios con gran caudal de enfermos (Fig. 22). También tiene el inconveniente de aumentar la "Dosis Integral".

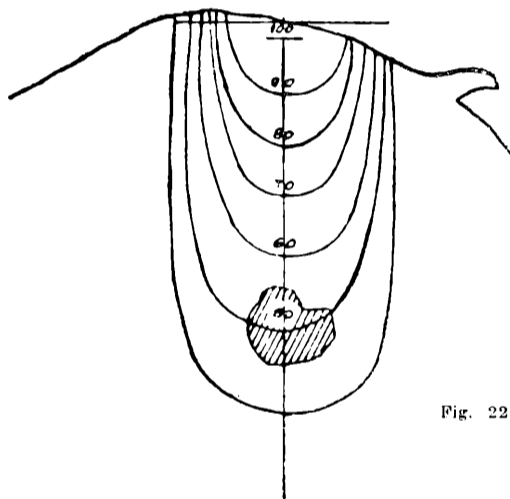


Fig. 22. — Puerta de entrada útil.

MÉTODOS PARA EFECTUAR EL ESTUDIO CRÍTICO DE LA DOSIS

A) TERAPIA ESTÁTICA.

I) Campo Único:

No es frecuente irradiar una masa tumoral desde un solo campo porque tiene el inconveniente que se administra una dosis elevada al tejido sano situado entre la piel y el tumor. Se suele utilizar el campo único cuando la tumoración es superficial y está situada en un plano anatómico transversal de gran diámetro. Ejemplo: región inguinocrural.

Sin embargo algunos autores utilizan un solo campo aunque tengan la posibilidad de hacer otro campo más. Ejemplo: laringe.

Los pasos que se deben efectuar para hacer el estudio crítico de la dosis tumor con un campo único de irradiación son los siguientes:

1. Se toma la curva de isodosis de base correspondiente al tamaño de campo escogido de acuerdo al volumen del tumor; ejemplo 6 x 8, y se la coloca por debajo de la hoja de papel milimetrado transparente donde están dibujados el contorno del paciente, la masa tumoral y los órganos vecinos.

Como se utiliza para trabajar una mesa-negatoscopio, por transparencia se aprecia perfectamente como se proyectan las líneas de la isodosis dentro del contorno del paciente.

2. Se desplaza la curva de isodosis de base hasta hacer coincidir la base de la misma con el contorno del paciente, y el eje (rayo central) que pase por el centro teórico del tumor. Esto último es el requisito más importante. Generalmente la base de las curvas de isodosis empleada no coincide con la línea del contorno del paciente. Ya sea por la concavidad o convexidad de éste, o bien por la dirección oblicua del haz de irradiación (campos posteriores oblicuos para evitar la médula espinal).

La corrección práctica de este problema se detalla más adelante (ver "corrección por oblicuidad del haz" o por "irregularidad de la superficie del paciente").

3. Si la base de la curva de isodosis coincide con el contorno del paciente y el eje de la misma pasa por el centro teórico del tumor, se procede a copiar por transparencia íntegramente la curva de isodosis de base.

4. Se observa que línea de la curva de isodosis de base pasa por el centro teórico de la masa tumoral, ejemplo la de 85 (Fig. 23). Esto significa que al centro teórico del tumor llega el 85 % de la dosis en el aire.

5. Luego se debe proceder a hallar el tiempo de duración de la irradiación. Para ello se necesita conocer el rendimiento de la fuente (r/minuto en el aire) a la distancia foco-piel empleada de acuerdo al tamaño de campo utilizado. Este dato se obtiene de la curva de rendimiento de la fuente en las condiciones de trabajo, (DFP y tamaño del campo) o multiplicando la intensidad de la dosis r/minuto para un tamaño de campo pre-establecido por el coeficiente del tamaño de campo que se utiliza, 48 cm² en nuestro ejemplo (ver "Tiempo de Irradiación").

Una vez determinada la intensidad de la dosis que recibe el centro teórico del tumor, hallado por el tanto por ciento de la dosis máxima que llega a él y que está indicado por la curva de isodosis que pasa por dicho punto. En nuestro ejemplo, la intensidad de la dosis máxima es de 54 r/minuto en el aire (para un campo de 48 cm²; DFP 60 cm.) y la curva de la isodosis que pasa por el centro teórico del tumor es la de 85, que significa que el 85 % de la dosis en el aire, 54 r/m, llega al punto en cuestión.

$$Dt = Dm - t \% = \frac{54 \times 85}{100} = 46,1 \text{ r/m.}$$

$Dt = 46,1$ r/m es la intensidad de la dosis absorbida por el centro teórico del tumor durante un minuto de irradiación.

El tiempo que debe durar la irradiación de cada sesión diaria se obtiene dividiendo la dosis que se quiere administrar por día por la intensidad de la dosis absorbida en el centro teórico del tumor durante un minuto (46,1 r/m).

$$T = \frac{200 \text{ r}}{46,1 \text{ r/m}} = 4 \text{ min. } 76 \text{ cent.}$$

En los pasos 6 y 7 se procedió a transformar las r/minuto en el aire en r/minuto en el tumor porque es causa de error (dosis excesiva o insuficiente) utilizar como medida de la dosis en el aire en la piel (con Co 60 el 100 % de la ionización se produce a 5 mm de profundidad) pues un mismo tipo histológico de tumor y con idéntica localización anatómica suele hallarse a distinta profundidad en cada paciente, lo que significa que pasan por el centro teórico de los mismos distintas líneas de isodosis, o sea diferentes porcentajes de la dosis aire total o de la dosis por sesión.

Ejemplo: si por un tumor pasa la línea de isodosis del 60 y por el otro la del 45, y la dosis aire es 4.000 r/a, llega al seno del tumor en cada paciente 2.400 r y 1.800 r respectivamente.

Como las Curvas de Isodosis de Base tienen inscripto en cada una de sus líneas los porcentajes de la dosis en el aire, se debe proceder a rectificar dichos porcentajes ya que el 100 % de la dosis se da a nivel de la curva de isodosis que pasa por el centro del tumor, dosis tumor.

Ejemplo: si el 100 % de la dosis, pasa a nivel de la isodosis del 85, la curva del 90 se transforma en:

$$\begin{array}{r} 85 \text{ ————— } 100 \% \\ \qquad \qquad \qquad 100 \% \times 90 \\ 90 \text{ ————— } \qquad \qquad \qquad = 105,77 \% \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad 85 \end{array}$$

Es decir que si se administran 6.000 r/tumor a nivel de la curva del 85, a un punto situado a nivel de la curva del 90 le llegan 6.346,2 r/t (6.000 r/t. \times 105,77).

9. Trazado de la Isodosis del 90 %.

Para hallarla se hace el siguiente cálculo: si el 100 % de la dosis llega a nivel de la curva del 85, el 90 % llegará a nivel de la curva del:

$$\begin{array}{r} 100 \% \text{ ————— } 85 \\ \qquad \qquad \qquad 85 \times 90 \\ 90 \% \text{ ————— } \qquad \qquad \qquad = 76,5 \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad 100 \end{array}$$

Se traza la curva de la isodosis del 76,5 entre la del 80 y el 70, y si la masa a irradiar queda englobada dentro de esta curva de isodosis del 90 %, el tratamiento está bien planeado.

II. Dos o más campos de Irradiación: (Fig. 24).

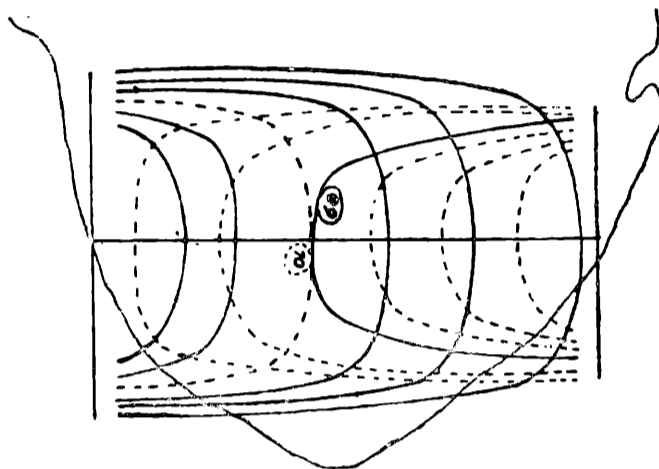


Fig. 24. — Dos campos opuestos paralelos y coplanarios.

Para detallar la forma de realizar el estudio crítico de la dosis en profundidad cuando se utilizan dos o más campos se pone como ejemplo el caso más complejo, pero menos frecuente. De esta manera quedarán aclarados perfectamente todos los pequeños problemas que pueden plantearse durante la ejecución del trabajo.

En el ejemplo se utilizan:

- a) **Dos campos de dimensiones distintas** (C 1 = $6 \times 6,36$ cm²) y C 2 = 8×10 (80 cm²). Lo común es utilizar siempre el mismo tamaño de campo.
- b) **Por cada uno de los campos se administran distintos porcentajes de la dosis tumor total:** 6.000 r/total; C 1 = 40 % (2.400 r/t); C 2 = 60 % (3.600 r/t). Generalmente se suele administrar el mismo porcentaje de la dosis tumor total por cada campo.
- c) **Cada puerta de entrada está a distinta distancia del centro del tumor:** C 1 a 6 cm (Isodosis del 70) y C 2 a 8 cm (Isodosis del 60). Esto es frecuente.
 1. Se colocan las curvas de isodosis de base de los campos elegidos (6×6 y 8×10 ; DFP 60 cm) sobre el lado del paciente y con la inclinación que convenga más. Esto se aprecia perfectamente sobre el plano del corte anatómico transversal del paciente que está dibujado en el papel milimetrado transparente. Con respecto a la colocación de la "base" y el "eje" de las isodosis se deben cumplir los mismos requisitos que se indicaron en el "Campo Unico".
 2. Se procede a calcar íntegramente las líneas de isodosis de cada campo, lo que es conveniente hacer con colores dis-

- tintos para poder distinguir sin dificultad los “entrecruzamientos” de las líneas de isodosis de un campo con el otro.
3. Se observa desde cada campo qué curva de la isodosis correspondiente pasa por el centro teórico del tumor. En el ejemplo que se está desarrollando se tiene que por el C 1 la del 70 y por el C 2 la del 60.
 4. En base al porcentaje de la dosis tumor total que se administra por campo (C 1 40 % y C 2 60 %) y la curva de isodosis que pasa por el centro teórico del tumor (C 1 = 70 y C 2 = 60) se debe proceder a rectificar los valores de las curvas de isodosis, porque los valores registrados en ellas corresponde a los porcentajes del 100 % de la dosis aire total, y lo que interesa son los porcentajes con respecto a la dosis tumor que se da por cada campo.

A) Rectificación de los porcentajes de isodosis del Campo 1:

$$\begin{array}{r}
 70 \text{ ————— } 40 \% \\
 \phantom{\text{ —————}} 40 \% \times 1 \\
 1 \text{ ————— } = 4/7 \\
 \phantom{\text{ —————}} 70
 \end{array}$$

Se multiplica por 4/7 todos los valores primitivos de las curvas de isodosis. Ejemplo: la curva del 90 (del 100 % de la dosis máxima en el aire) se transforma en la del 51,43 % (de la dosis tumor total) (90 × 4/7).

Ejemplo: porcentaje de la dosis total, 70; curva de isodosis, 40.

90	51,43
80	45,71
70	40
60	34,14
50	22,57
40	17,14
30	11,42

En el apéndice se adjuntan unas planillas donde ya están confeccionadas todas las rectificaciones de acuerdo a los distintos porcentajes de la dosis tumor total y de acuerdo a la línea de isodosis que pasa por el centro teórico.

Estos valores rectificados de las líneas de isodosis se anotan sobre la curva correspondiente.

B) Rectificación de los porcentajes de isodosis del Campo 2.

Los datos que se tienen son: 1. porcentaje de la dosis tumor total que se administra por este campo 60 %; 2. curva de isodosis que pasa por el centro del tumor 60.

Se hace el mismo planteo que en el caso anterior:

$$\begin{array}{r}
 60 \text{ ————— } 60 \% \\
 \phantom{\text{ —————}} 60 \% \times 1 \\
 1 \text{ ————— } = 1 \\
 \phantom{\text{ —————}} 60
 \end{array}$$

Cuando el porcentaje de la dosis tumor total, 60 %, es igual al valor de la curva de isodosis que pasa por el centro del tumor, 60, no hay necesidad de rectificar los valores de los porcentajes que están inscriptos en las curvas de isodosis.

Estos valores también se anotan sobre las curvas del campo correspondiente.

5. Trazado de la Isodosis del 90 %. (Fig. 25).

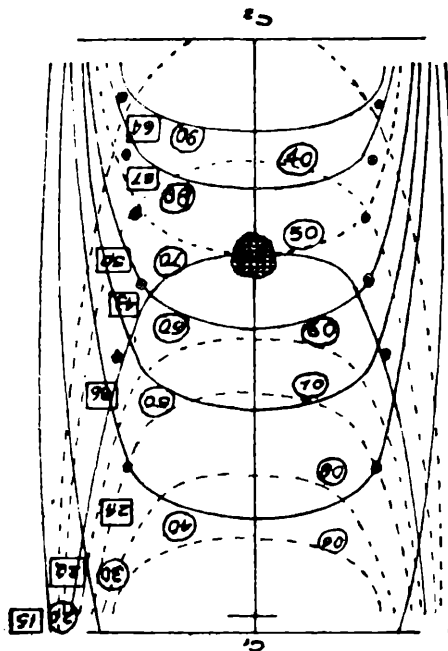


Fig. 25. — Trazado de la línea de isodosis del 90 %.

- Porcentajes de la dosis en el aire.
- Porcentajes de la dosis tumor.
- (.) Puntos con el 90 % de la dosis.

La superficie del plano anatómico transversal del paciente donde las curvas de isodosis se superponen recibe irradiación desde las dos puertas de entrada, por lo tanto deben sumarse los porcentajes de la dosis total que llegan desde éstas. Por ello se suman a nivel de los "puntos comunes" los valores de los porcentajes de las isodosis de cada campo que los forman.

Ejemplo: el punto donde se corta la curva de isodosis rectificadora del 40 de un campo con la del 50 del otro campo, recibe el 90 % de la dosis tumor total.

No siempre los porcentajes de la dosis de las curvas que forman los "puntos comunes" suman exactamente 90.

Ejemplo: el "punto común" de la curva de isodosis del 54,7 con la del 40, dan un punto que recibe el 94,7 % de la dosis tumor total. El punto del 90 se hallará algo más afuera (los porcentajes decrecen a medida que un punto se aleja de la "base" y el "eje" de la curva de isodosis). El "punto común" más externo y cercano al anterior es el del 85,7 ($45,7 \div 40$). Se interpola entre estos dos puntos comunes, 94,7 y 85,7, y se halla el punto del 90.

Se buscan todos los puntos del 90 que existen y se los une con una línea continua. De esta forma queda trazada la curva de isodosis del 90 % de la dosis tumor total. Conviene trazarla siempre de un mismo color (rojo) para individualizarla de las demás líneas de isodosis cuando se "lee" un estudio crítico.

De la misma forma que se halla la **Isodosis del 90 %** se pueden trazar otras isodosis, 70, 50, etc.

La isodosis del 90 % puede tener varias formas, ella depende del número de campos que se utilizan, los porcentajes de la dosis tumor total que llega por cada uno de ellos, y de la curva de isodosis que desde ellos pasa por el centro del tumor. Ejemplos:

1. **Adenopatía Cervical.** (Fig. 26).

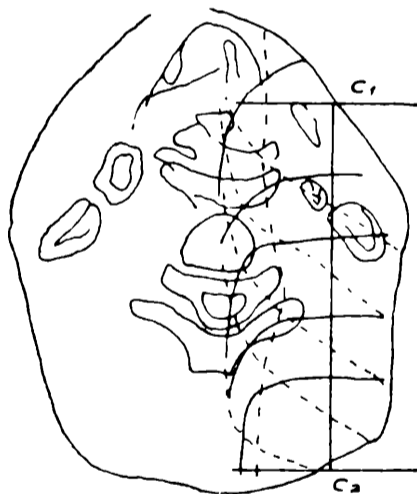


Fig. 26. — *Adenopatía cervical.*
 ---- Isodosis del 90 %

Cuando se hacen dos campos (anteroposterior y posteroanterior) puestos, paralelos y coplanarios, la isodosis del 90 % es prácticamente una línea recta, que en este caso pasa por fuera del cuerpo vertebral. La zona comprendida entre ella y la piel del paciente recibe como mínimo el 90 % de la dosis tumor total.

2. Vértice de pulmón. (Fig. 27).

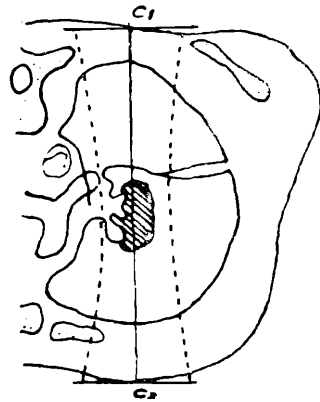


Fig. 27. — Vértice de pulmón.
 Isodosis del 90 %

Dos campos como en el caso anterior. La curva de isodosis del 90 % se dibuja como dos líneas paralelas que tienden a juntarse en la línea media.

3. Seno maxilar. (Fig. 28).

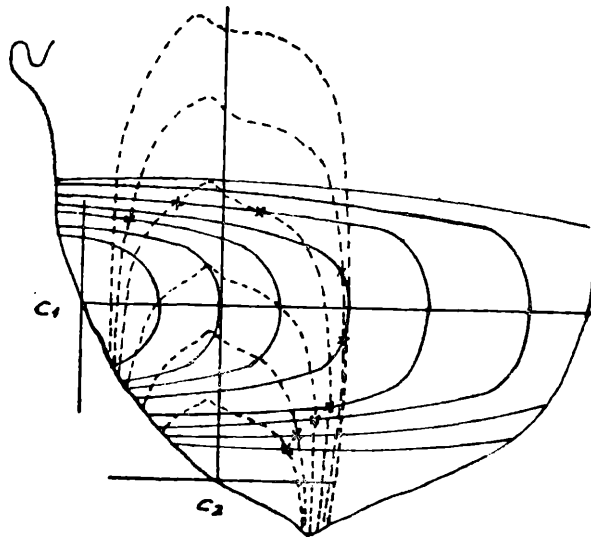


Fig. 28. — Seno maxilar.
 xxxx Isodosis del 90 %
 Isodosis del C 1
 - - - - Isodosis del C 2

Dos campos perpendiculares entre sí (anterior y lateral). La isodosis del 90 % se dibuja como un elipse.

La isodosis del 90% para tres o más campos puede adoptar cualquier forma.

E) TERAPIA CINÉTICA.

Se detallarán a continuación algunos de los numerosos métodos que pueden utilizarse para trazar la isodosis del 90 % en cicloterapia y para calcular el porcentaje de la dosis en profundidad.

Estos métodos son: a) Método de la Isodosis del 90 % de Pourquier; b) Método de Jones (que utiliza las isodosis de base para campos fijos); y c) Método de Braestrup (que utiliza las curvas de isodosis normalizadas al 100 %).

Y el método de Johns (que utiliza sus tablas de "Relación dosis tejido/dosis aire" RTA) para el cálculo del porcentaje de la dosis tumor total en el eje de rotación (centro teórico del tumor).

Todos estos métodos se pueden utilizar en cualquier tipo de terapia de movimiento, Rotación Completa o Pendulación.

Cualquiera sea el método que se utilice, el primer paso que debe efectuarse en todos ellos es hallar el porcentaje de la dosis en el centro teórico del tumor, eje del movimiento. Para ello se debe hallar el **radio medio** del contorno del paciente, lo que se efectúa de la siguiente manera (Fig. 29).

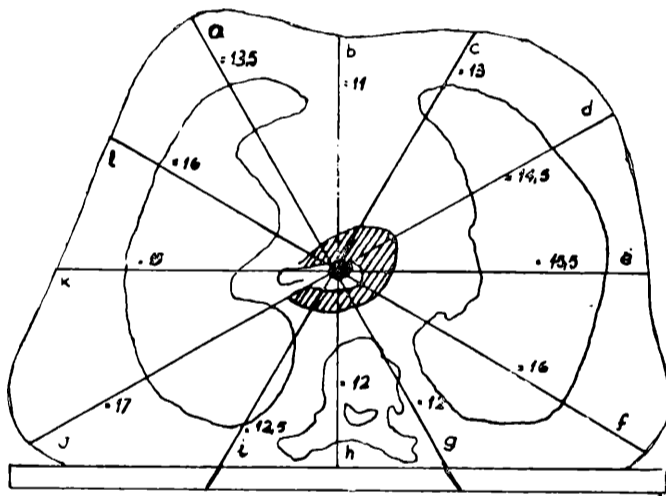


Fig. 29. — Radio medio (14 cm).

Radio Medio:

1. Sobre el volumen tumor que está dibujado dentro del contorno del paciente se marca el centro teórico del mismo.
2. Por este punto se traza el diámetro vertical y horizontal a la mesa de tratamiento.
3. Se completa el esquema trazando radios cada 20° a 30°, los que conviene individualizar con letras (a, b, c, etc.).

Cuanto menor es el ángulo que se utiliza para trazar los radios más exacto será el cálculo del radio medio y como consecuencia de esto el cálculo del porcentaje de la dosis en profundidad y el trazado de la Isodosis del 90 %; pero los métodos se hacen muy labo-

riosos, (método de Jones y de Braestrup). Por esta razón Tubiana y Mme. Dutreix aconsejan, trazan los radios cada 20° a 30° como máximo.

4. Se miden los radios así trazados, se suman, y este valor se divide por el número de radios trazados (media aritmética), ejemplo 14 cm.

5. Con el radio medio, 14 cm, y el área del campo a utilizar, ejemplo 100 cm² se busca en la tabla de "Relación dosis tejido/dosis aire" el porcentaje de la dosis correspondiente: 0.564 (ver apéndice tabla 6.5).

6. Por este valor de RTA, 0.564, se multiplica el rendimiento de la fuente (r/m) de acuerdo al área de campo utilizada, 100 cm², (igual que para los campos fijos. Ejemplo: 67 r/m en el aire.

$$67 \text{ r/m} \times 0.564 = 37,7 \text{ r/m en el centro teórico del tumor.}$$

7. Por último se procede a hallar el tiempo de irradiación por sesión. Se divide la cantidad de r tejido por sesión 200 r/t por la cantidad de r/minuto en el tumor:

$$\frac{200 \text{ r/t}}{37,7 \text{ r/t m}} = 5 \text{ m-33 centésimas}$$

El método que se detalló para hallar el **radio medio** del paciente es muy simple y rápido, pero no muy exacto porque no siempre el paciente tiene una circunferencia como contorno (predominio de un diámetro sobre otro ejemplo: tórax) ni el centro del tumor es el centro del contorno (tumores excéntricos). De lo que se desprende que la RTA (porcentaje) hallado en esta forma no es muy exacto, por lo que es mejor hallar la **RTA promedio** y no el radio promedio (radio medio).

Para ellos se mide como en el caso anterior cada radio que se ha trazado en el esquema, y se busca en la tabla de "Relación dosis tejido/dosis aire" la RTA (porcentaje) que corresponde a cada uno de estos radios.

Se suman los valores de RTA hallados y se divide el total también por el número de radios trazados. De esta forma se obtiene la RTA promedio (porcentaje) de la dosis en el aire en el eje de rotación.

Ejemplo:

Radio	cm	RTA
a	13,5	0,585
b	11	0,665
c	13	0,595
d	14,5	0,560
e	15,5	0,525
f	16	0,505
g	12	0,632
h	12	0,632

Radio	cm	RTA
i	12,5	0,615
j	17	0,485
k	15	0,535
l	16	0,505
Tot.	165	6.849

RTA radio medio = 0.564 (56,4 %)
 RTA promedio = 0.570 (57 %)

Como se desprende del ejemplo el porcentaje hallado para la media aritmética de los radios es distinto al porcentaje obtenido de la media aritmética de la RTA.

Hallar la media aritmética de la RTA es un método bastante laborioso, especialmente cuando hay que hallar la RTA de radios (espesores de tejido atravesado) que no figuran en la tabla de relación "dosis-tejido/dosis-aire, como podría 14,4 cm, pues hay que interpolar entre valores de RTA para 14 y 15 cm de tejido respectivamente.

Una solución sencilla a este problema consiste en transformar la tabla de cada tamaño de campo en una curva. Curva que representa todos los espesores posibles. A su vez la curva correspondiente a cada tamaño de campo pueden transformarse en reglas donde está registrado cada porcentaje de dosis en profundidad. Con estas reglas graduadas la simplificación llega al máximo porque permiten trabajar con rapidez y con exactitud.

Mas adelante se detalla la forma de utilizar las tablas de "Relación dosis tejido/dosis aire" (RTA) ("Tissue/air ratios"); su transformación en curvas, y la construcción de las reglas.

Velocidad Angular: (para rotación completa o pendulación).

El desplazamiento de la fuente de cobalto alrededor del tumor (eje de rotación) debe ser uniforme y completar siempre un número entero de rotaciones o pendulaciones durante el tiempo que dura la sesión. De no cumplir este requisito importante habrá regiones del paciente "barridas" por la radiación gamma del Co. 60 que recibirán mayor cantidad (o menor) de r/tejido que las calculadas en el estudio crítico de la dosis.

Para obtener una velocidad uniforme debe determinarse la velocidad angular (omega) (ω). La misma se obtiene de la siguiente fórmula: $\omega = \text{Vel. Angular} = \frac{\text{rotación completa en grados}}{\text{tiempo trat. en segundos}} \text{ grados de movimiento.}$

Por comodidad se expresa la inversa de la velocidad angular (número de revoluciones por segundo, rev./seg.) es decir segundos por

revolución (seg./rev.) que es el valor que puede leerse en control respectivo del comando del aparato. Ejemplo:

Tiempo de tratamiento = 5 minutos = 300 segundos.

Pendulación = 220°:

$$\omega = \frac{360^\circ \times 300 \text{ seg.}}{220^\circ} = 490 \text{ seg./revolución}$$

Los valores hallados se transportan a los controles espectivos de la mesa de comando. En el reloj se registran 5 minutos y en el que marca la velocidad angular se marcan 490 seg./rev. (1 pendulación de 220°).

La mayoría de los autores aconsejan hacer por lo menos cuatro pendulaciones o rotaciones durante cada sesión. Por lo tanto se debe modificar la velocidad angular.

En el ejemplo se tenía 490 seg./rev. para una pendulación de 220° como conviene hacer cuatro:

$$\frac{490 \text{ seg./rev.}}{4} = 122,5 \text{ seg./rev.}$$

4

Este valor de la inversa de la velocidad angular se marca en el registro correspondiente de la mesa de comando.

A) Método de Pourquoi (mét. de la Isodosis del 90 %).

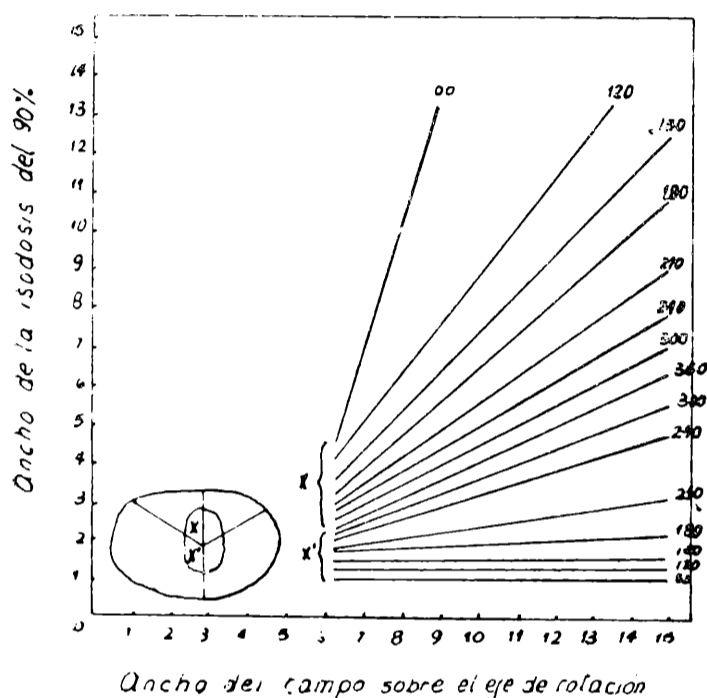
Este autor francés ha confeccionado dos diagramas (nomogramas) que en el presente trabajo se han esquematizado en el apéndice que se adjunta, y que conviene consultar en la obra del citado autor (H. Pourquoi: "La Telecobaltherapie en Cancerologie" pág. 98). Estos diagramas permiten trazar en forma sencilla y bastante aproximada la isodosis del 90 % para todos los tamaños de campo que se suelen utilizar y para ángulos de pendulación comprendidos entre 90° y 360° (y una distancia foco-eje de rotación de 55 cm).

Pourquier considera que no se justifica hacer pendulaciones de un ángulo menor de 90° porque la curva de isodosis del 90% es prácticamente igual a la curva de isodosis del 90 de un campo fijo. Esto se debe a que cuando menor es el ángulo de pendulación más se aproxima la isodosis del 90 % a la superficie del paciente que está del lado del foco radiante.

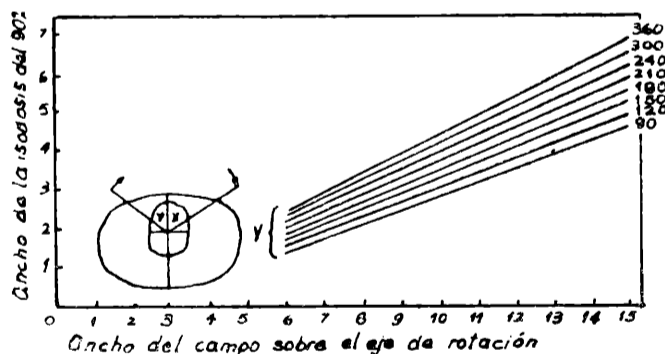
Los datos para la confección de los diagramas fueron obtenidos por dosimetría en un maniquí cilíndrico de densidad equivalente al tejido humano (1).

El **diagrama 1** muestra la variación de la dimensión de la isodosis del 90 % sobre la bisectriz interior del ángulo irradiado. Sobre

el eje de las X del costado de la fuente, y sobre el X' del costado opuesto a la fuente por relación al centro de rotación (Fig. 30).



El diagrama 2 muestra la variación de la posición de la isodosis del 90 % sobre la bisectriz exterior del ángulo irradiado, eje Y (Fig 31).



Forma de utilizar los Diagramas (1 y 2):

Tres datos dan los diagramas: 1) ancho del campo utilizado (primera cifra); sobre el eje de rotación; 2) grados del ángulo de movimiento; y 3) diámetros de la isodosis del 90 %.

Generalmente los datos que se conocen son: ancho del campo sobre el eje de rotación (8×12) y grados del ángulo de movimiento. Los diámetros de la isodosis del 90 % son las incógnitas.

Dos ejemplos servirán para aclarar completamente la forma de utilizar los diagramas. En el primer ejemplo se explicará la forma de trazar la isodosis del 90 % cuando se hace una rotación completa; y en el segundo para una pendulación. a) **Rotación Completa.** (Fig. 32).

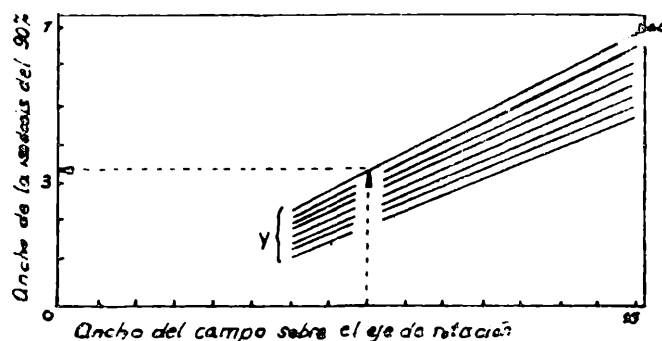


Fig. 32. — Rotación completa.

Datos: tamaño del campo: 8×10 cm; rotación completa 360° .

Como la línea de isodosis del 90 % en las rotaciones completas es una circunferencia (con este método) los valores de Y, X y X' son iguales. Por lo tanto, con hallar cualquiera de ellos es suficiente.

Se puede utilizar cualquiera de los dos diagramas para hallar el radio de la circunferencia de la isodosis del 90 %; aunque es más práctico utilizar el diagrama 2.

En la línea del "ancho del campo sobre el eje de rotación" del diagrama se busca el punto correspondiente a 8 cm. Desde este punto se levanta una perpendicular hasta la intersección con la línea oblicua que corresponde a los 360° .

Desde este nuevo punto se traza otra perpendicular a la línea del "ancho de la isodosis del 90 %". El valor que se lee sobre ésta, 3,2 cm por ejemplo, es el radio de la circunferencia de la isodosis del 90 %. Se transporta esta medida del radio al esquema de tratamiento del paciente y se traza una circunferencia cuyo centro es el centro teórico del tumor.

b) **Pendulación** (Fig. 33)

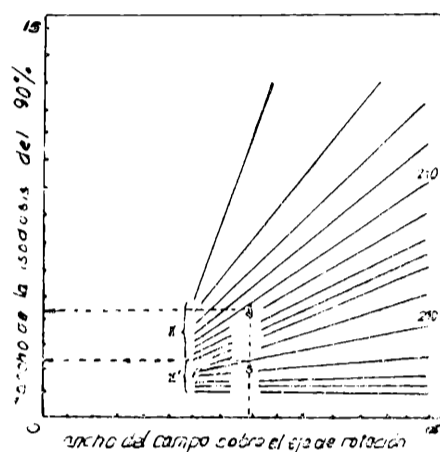


Fig. 33. — Pendulación.

Datos: campo 8×10 cm; ángulo de pendulación 210° .

Como en las pendulaciones la curva de isodosis del 90 % dibuja una elipse se deben utilizar los dos diagramas (1 y 2) porque los semiejes de la misma son lógicamente de distinto valor, Y, X, y X'.

Por el centro teórico del tumor se traza una línea en el sentido del diámetro mayor del tumor, y otro perpendicular a ésta que también pasa por el centro teórico del tumor.

En el diagrama 1 se busca la medida de los semiejes X y X' igual que en el ejemplo anterior, es decir con 1 la primera cifra del campo (8) y su intersección con la línea oblicua correspondiente a los 210° inferior para X' y la línea oblicua de los 210° superior para X. Desde estos puntos de intersección se tiran perpendiculares a la línea del ancho de la Isodosis del 90 %. Los valores que se leen sobre ésta corresponden, el menor a la medida del semieje X', y el mayor a la medida del semieje X (X' = 2,2 y X = 4,1 cm). Se transportan estas medidas sobre el eje mayor de la cruz que se ha trazado por el centro teórico del tumor.

En el diagrama 2 se busca el valor de los semiejes Y (Y = Y) en la misma forma que se detalló para la rotación completa (Y = 3,2 cm). El valor de Y se transporta sobre la rama menor de la cruz.

Se unen con una línea curva continua los puntos marcados en la cruz y queda trazada la elipse de la isodosis del 90 % de una pendulación.

Igual que en todos los estudios críticos de la dosis que se han detallado para campos fijos, debe observarse si el volumen a irradiar queda comprendido dentro de la línea de isodosis del 90 % así trazada.

A veces el volumen a irradiar no queda englobado porque la primera cifra del campo elegido es menor que lo necesario, o porque el ángulo de pendulación no tiene la suficiente amplitud.

Para evitar el inconveniente señalado se utilizan los diagramas 1 y 2 conociendo el ángulo de barrido del haz y el ancho de la isodosis del 90 %, siendo la incógnita el ancho del tamaño del campo (primera cifra). Ejemplos:

a) Rotación completa: (Fig. 34).

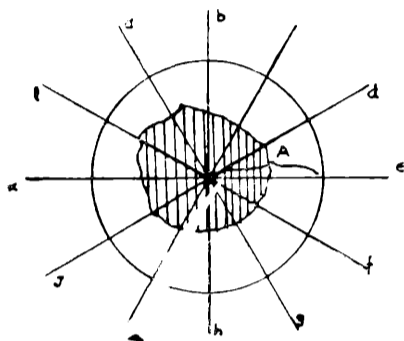


Fig. 34. — A: ancho (radio) de la Isodosis del 90 %.

Datos: radio de la isodosis del 90 % 4,2 cm; rotación completa 360°. Se traza en el esquema de tratamiento una circunferencia por el centro teórico del tumor, cuyo radio de 4,2 cm. engloba al tumor y al margen de seguridad (1 a 1,5 cm) o sea que se ha trazado la isodosis del 90 % cuyo radio es el "ancho de la isodosis del 90 % del diagrama".

Esta medida del radio, 4,2 cm se transporta al diagrama 2 sobre la línea que indica el "ancho de la isodosis del 90 %" y se traza una perpendicular a ésta hasta la intersección de la línea oblicua de 360°. Y desde la intersección de estas dos líneas se baja una perpendicular a la línea que indica el "ancho del campo utilizado". La medida que se lee sobre ésta es la medida del ancho del campo que debe utilizarse.

b) Pendulación: (Fig. 35).

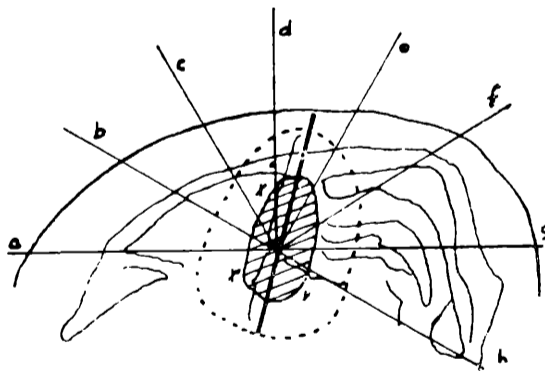


Fig. 35. — Pendulación de 210° Semieje Y (2,2 cm).

Datos: medida del semieje Y 2,2 cm.; pendulación 220°. Se traza en el esquema de tratamiento una elipse, isodosis 90 % que engloba completamente al volumen a irradiar. Con la medida del semieje Y

y el valor del ángulo de pendulación 210° , se busca en el diagrama 2 la medida del ancho del campo (igual que en el caso anterior) ej. 7 centímetros.

Con la cifra del ancho del campo hallada, 7 cm y el ángulo de barrido, 210° , se busca en el diagrama 1 las medidas de los semiejes X, X' (como se explicó en ejemplo anterior de pendulación) Se transportan sobre el esquema las medidas de los semiejes y si son iguales o similares a los que se trazó en el esquema el ancho del campo es el adecuado.

La segunda dimensión del campo, segunda cifra, se calcula teniendo en cuenta la altura del volumen a irradiar.

Determinación del ángulo de barrido del haz (Fig. 36 a).

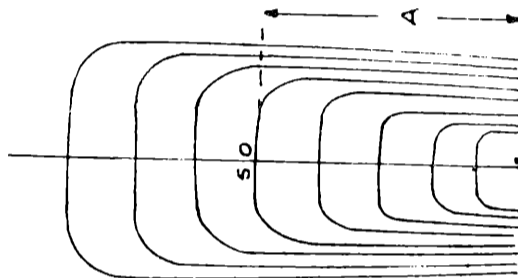


Fig. 36 a. — Capa hemirreductora en cm de tejido (CHR).

Determinar exactamente los grados del ángulo de pendulación es un paso muy difícil pues depende casi exclusivamente de la experiencia del médico o físico que plantea el tratamiento.

Wachsman ha descrito un método para hallar el ángulo de barrido útil, que si bien no puede aplicarse sistemáticamente, pues depende de la forma, topografía, órganos vecinos, etc, es de utilidad práctica.

Sobre el contorno del paciente se mide el radio mínimo (centro teórico del tumor-piel). A este radio se le suma la medida de la capa hemirreductora de tejido en centímetros, se mide sobre el eje de la curva de isodosis de base del campo a utilizar la distancia entre la base de la misma y la curva del 50 % (Fig. 36 b).

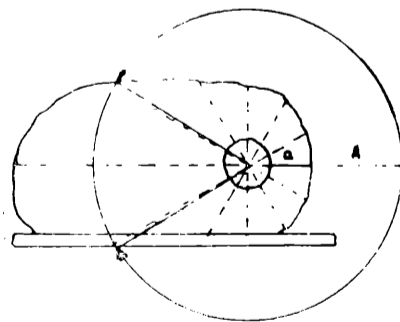


Fig. 36 b. — a: radio mínimo; A: CHR en cm de tejido.

Con esta medida como radio se traza una circunferencia cuyo centro es el centro teórico del tumor. Desde el centro de la circunferencia se trazan dos rectas hacia cada uno de los puntos de intersección de la misma con el contorno del paciente y queda inscripto el ángulo de pendulación adecuado.

Cuando el contorno del paciente queda comprendido dentro de la circunferencia así trazada, Wachsman aconseja efectuar una rotación completa.

B) Métodos de Jones.

Este método permite determinar el porcentaje de la dosis que llega al centro de rotación, o a cualquier punto que interesa, durante una rotación o una pendulación. Es un método muy exacto, y permite también trazar la curva de isodosis del 90 %, aunque ello requiere un procedimiento sumamente laborioso.

Ejecución de un estudio crítico.

1. Se asimila el contorno del paciente a una circunferencia cuyo centro es el centro teórico del tumor y su radio puede ser el mayor que está trazado dentro del contorno del paciente (ver radio medio) o se puede utilizar el promedio entre el radio máximo y mínimo del paciente. Esto último es lo más práctico.

En el primer caso el contorno del paciente queda totalmente inscripto dentro de la circunferencia así trazada; y en el segundo caso parte del contorno del paciente queda dentro y parte fuera de la circunferencia (Fig. 37 a y b).

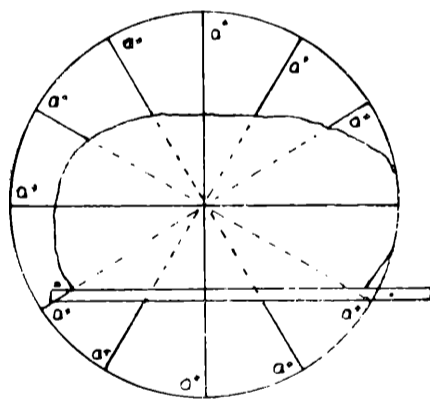


Fig. 37 a. — Contorno del paciente asimilado a una circunferencia (con el radio mayor del contorno del paciente).
a+ = diferencia de espesor.

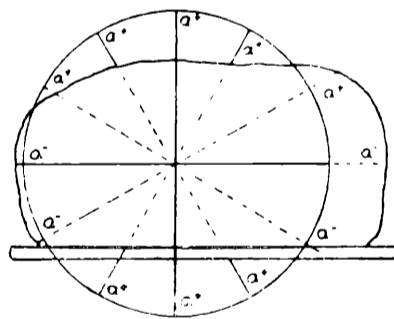


Fig. 37 b. — Contorno del paciente asimilado a una circunferencia (con el radio medio del contorno del paciente).
a- y a+.

2. Se prolonga hasta la circunferencia los radios que ya estaban trazados (cada 20 % - 30 %) en el esquema de tratamiento.

3. Se utiliza la isodosis de base correspondiente al tamaño de campo elegido, cuya distancia foco-piel es la distancia foco-circun-

ferencia, y la distancia fuente-eje de rotación es la suma de la distancia fuente circunferencia más el radio de la misma (Fig. 38).

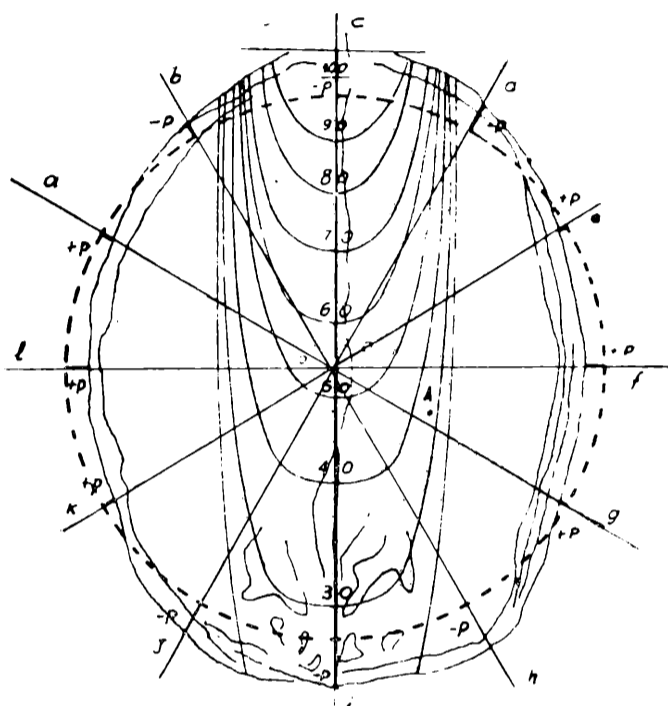


Fig. 38. — Método de Jones. Cálculo de la dosis en el punto A y O.
 DFP = 50 cm;
 Campo = 5 × 5.

Se coloca la isodosis de base haciendo coincidir el eje de la misma (rayo central) con uno de los radios trazados; y la base de la misma con la circunferencia.

Para conocer el porcentaje de la dosis en el centro de rotación es suficiente leer solamente un solo radio pues todos miden lo mismo. Pero cuando se quiere conocer el porcentaje de la dosis que llega a uno o varios puntos excéntricos vecinos al centro teórico del tumor radios trazados porque las distancias de los puntos que interesan a debe "apoyarse" el eje de la curva de base sobre cada uno de los las líneas de isodosis varían (distintos porcentajes).

El porcentaje de la dosis que se lee en cada radio se encuentra afectado por un coeficiente de corrección proveniente de la diferencia de espesor de tejido que existe entre la circunferencia y el contorno del paciente (d), (exceso o defecto). Estos segmentos d son por lo tanto positivos o negativos según sea que el contorno del paciente queda dentro (+) o fuera (-) de la circunferencia trazada.

4. Se confecciona una tabla donde se registran los porcentajes que llegan al o los puntos desde cada radio; la medida del segmento d ; el coeficiente correspondiente; el porcentaje de la dosis leído en la isodosis de base; y el valor de los porcentajes rectificadas.

El término de corrección es: $e_{\mu d}$ donde:

e : Es la base de los logaritmos naturales o neperianos: 2,718.

μ : Es el coeficiente de atenuación aparente sobre el eje del haz considerado: 0,024.

d : Es la medida de la distancia que existe entre el contorno ideal del paciente y el contorno real del mismo.

5. Una vez obtenidos todos los segmentos d se halla el factor de corrección de cada uno de los radios (cuando d es positiva los coeficientes de corrección son mayores a 1, y viceversa).

6. Se multiplica cada uno de los coeficientes de corrección hallados para los distintos radios por el porcentaje de la dosis en el centro (o en los puntos que interesa conocer el porcentaje de la dosis con respecto al centro) y se halla posteriormente la media aritmética de los mismos.

Para simplificar este cálculo del valor del coeficiente de atenuación aparente sobre el haz utilizando la fórmula μd , se puede utilizar el gráfico confeccionado por Tubiana y Dutreix.

7. El porcentaje hallado para el centro de rotación es el 100 % de la dosis tumor total. Para conocer el porcentaje de la dosis tumor total que llega a un punto determinado se establece una relación entre el porcentaje que llega a ese punto y el que llega al centro de rotación.

$$D) / D_a = \%$$

C) METODO DE BRAESTRUP.

Este autor ha confeccionado una curvas de isodosis, exclusivas para la terapia de movimiento, denominadas **normalizadas al 100 %**.

En estas curvas de Isodosis Normalizadas al 100 % la línea de isodosis correspondiente está situada profundamente, y no casi en la superficie (5 mm) como en las Isodosis de Base que se utilizan para campos fijos (Fig. 39).

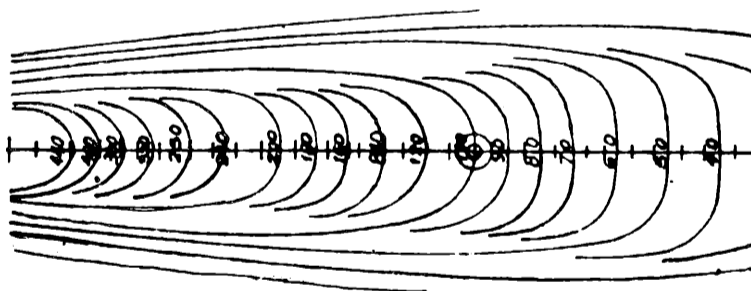


Fig. 39. — Líneas de isodosis "normalizadas al 100 %" (de Braestrup).
DFE de rotación: 55 cm; Campo: 5 x 5.

La intersección de la línea de isodosis del 100 % con eje (rayo central de la misma) está señalado en forma notoria. Este punto es el que se hace coincidir exactamente con el centro teórico del tumor.

Estas curvas de isodosis normalizadas al 100 % se confeccionan para los distintos tamaños de campo y las variadas distancias fuente eje de rotación.

Modo de utilizar las curvas de isodosis normalizadas al 100 %.

1. Sobre el dibujo del volumen tumor donde se encuentran trazados los radios se marcan una serie de puntos numerados y separados entre sí por una distancia de 1 a 1,5 cm (como máximo). Se debe marcar una cantidad de puntos tal que excedan el perímetro del tumor más el margen de seguridad. Para simplificar en parte este método se pueden marcar únicamente los puntos de la periferia del tumor (pero así no se puede determinar si hay puntos centrales calientes). (Figs. 40 a y b).

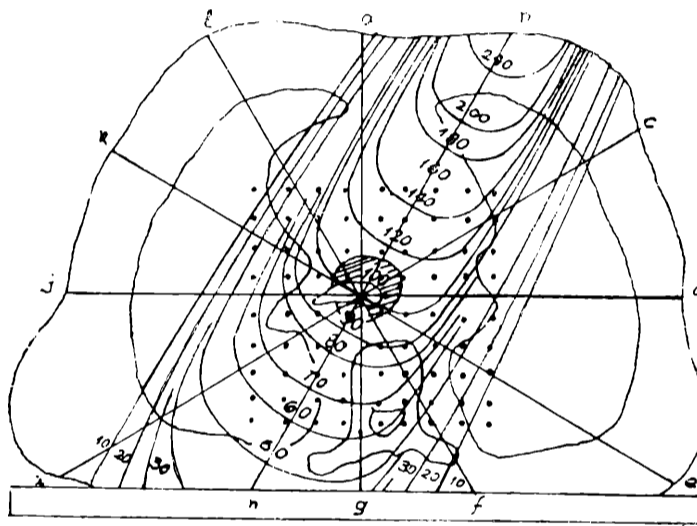


Fig. 40 a. — Método de Braestrup. Curva de Isodosis Normalizada al 100 % colocada en el eje de radio b.

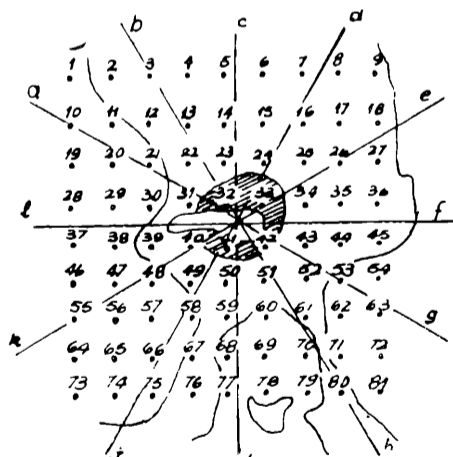


Fig. 40 b. — Puntos numerados alrededor del tumor.

Se confecciona una planilla donde en la primera columna horizontal se anotan los radios que se han trazado (a, b, c, ... etc.); y en la primera columna vertical de la izquierda se coloca en orden creciente los números de los puntos marcados sobre el dibujo de la masa a irradiar.

3. Sobre el dibujo del contorno del paciente se coloca la curva de isodosis normalizada al 100 por ciento correspondiente al tamaño de campo a utilizar. El punto del 100 por ciento de la misma se hace coincidir exactamente con el centro teórico del tumor y el eje de la misma con el primer radio, a.

Se lee el porcentaje de la dosis que desde esa posición llega a cada uno de los puntos numerados y se anota en la planilla.

Se pasa luego a hacer lo mismo colocando la isodosis normalizada del 100 por ciento sobre los restantes radios en la forma indicada (la cantidad de radios depende si se hace una rotación completa o una pendulación).

4. Una vez registrados todos los porcentajes que llegan a los distintos puntos desde todos los radios se suman los que llegan a cada uno de los puntos numerados. Cada valor obtenido se divide por el número de radios trazados. Así se obtiene el porcentaje por medio de la dosis total en el centro teórico que recibe cada punto.

5. Se buscan los puntos que reciben el 90 por ciento de la isodosis máxima. Cuando no hay valores exactamente del 90 por ciento se interpola entre dos puntos entre sí, de los cuales uno recibe una dosis mayor del 90 por ciento de la dosis máxima y el otro tiene una dosis menor que este valor.

Luego se unen los puntos del 90 y queda trazada la Isodosis del 90 por ciento.

IV. Colocación del paciente.

Efectuado el estudio crítico de la dosis y comprobada la eficacia del tratamiento planeado se debe proceder a iniciar el mismo.

Es fundamental colocar al paciente siempre en la misma forma en la mesa de tratamiento. Esta debe ser cómoda y fácil de reproducir en cada sesión. El decúbito dorsal es la posición más útil.

Debe establecerse un sistema de referencia para él o los que ejecuten el tratamiento conozcan la topografía del volumen a irradiar de manera que el mismo quede siempre englobado dentro de la geometría eficaz del haz establecida.

Para ubicar el tumor en el espacio se debe referir su posición con respecto a los tres planos del mismo.

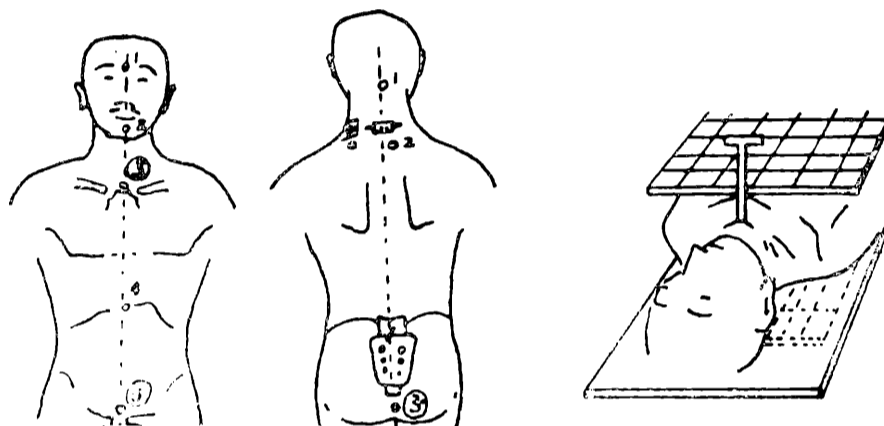
Como **plano horizontal** se utiliza el plano de la mesa de tratamiento ya que es solidario con el plano dorsal o ventral del paciente. Como **plano vertical** se utiliza el plano sagital del paciente, que es perpendicular al anterior. Este plano se aprecia perfectamente por una línea que pasa por el manubrio y la sínfisis del pubis en el decúbito dorsal; o por la protuberancia occipital externa o séptima apofisis espinosa cervical y el cóccis (de cúbico ventral).

Como tercer plano se utiliza el **plano transversal**, perpendicular a los anteriores, y que se hace pasar por un punto de referencia óseo

notorio (manubrio esternal, apófisis xifoides, sínfisis, pubiana, crestas ilíacas antero-posteriores).

Dada la movilidad de la piel no conviene utilizar sus accidentes (pliegues, ombligo, mamilas, etc.) como puntos de referencia. Gran exactitud dan en cambio los puntos de referencia óseos. En la línea media anterior: glabella, sínfisis monteniana, **manubrio esternal**; apófisis xifoides; y **sínfisis del pubis**.

En la línea media posterior: la protuberancia occipital externa, séptima apófisis espinosa cervical, coccis. (Fig. 42 a y b).



Figs. 42 a y b. — Colocación del paciente. A: reparos óseos; (.) reparos óseos más útiles; a) plano anterior y b) plano posterior.

Fig. 42 c. — Las grillas se colocan en contacto con el paciente. La barra vertical se "calza" en el manubrio esternal.

La cabeza por las variadas posiciones que pueden tener sus planos dada la movilidad que le confiere la columna cervical debe ser cuidadosamente colocada para poder repetir exactamente su posición en todas las sesiones.

Es aconsejable colocar la cabeza en forma tal que el plano sagital sea perpendicular a la mesa y que el plano de la base (Wirchow) forme con la mesa el mismo ángulo (Fig. 43).

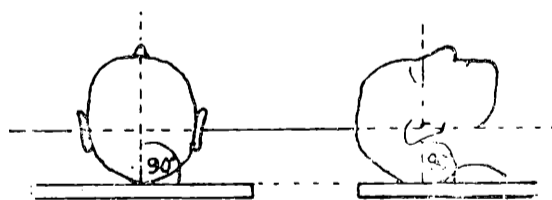


Fig. 43. — Colocación de la cabeza.

Se ejemplificará la colocación del paciente con un caso de tumor de pulmón derecho.

Datos: el centro teórico del tumor está a 5 cm, a la derecha de la línea media (plano sagital); a 12 cm., por debajo del plano transversal que pasa por el manubrio esternal (punto señalado con

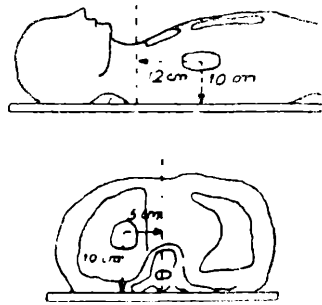


Fig. 44 a y b. — Colocación del centro teórico del tumor con respecto al plano transversal y horizontal.

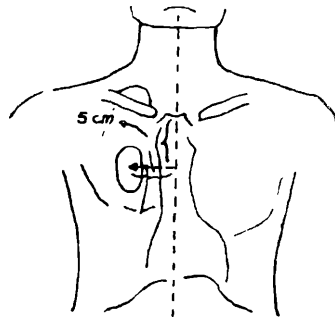


Fig. 44 c. — Colocación del centro teórico del tumor con respecto al plano transversal y horizontal.

un elemento radio-opaco en la radiografía) y a 10 cm, por encima del plano de la mesa (plano horizontal). Figs. 44 a, b, c y d.

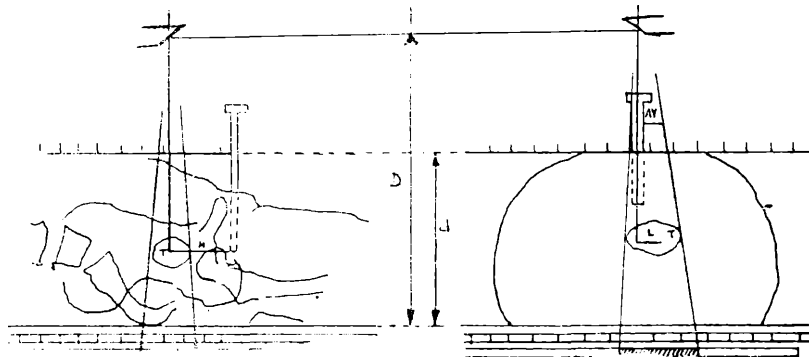


Fig. 44 d. — Señalamiento ortogonal. La placa radiográfica lo indica por lectura directa. H: distancia entre el tumor (T) y el reparo óseo (Y); L: distancia entre T y el plano sagital AY; d: distancia entre las grillas; D: distancia foco-placa (Surmont y Lalanne, Journal de Radiologie et d'Electrologie, T 38, N° 5-6, 1957).

a) Campo Fijo:

1. Se marca en cada sesión sobre la piel del paciente un punto que está situado a 12 cm, por debajo del plano transversal que pasa por el manubrio esternal, y a 5 cm, a la derecha del plano sagital (línea manubrio esternal-sínfisis pubiana) tanto en la región anterior como en la posterior (con un "back pointer", Fig. 45).

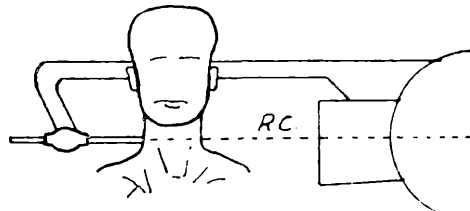


Fig. 45. — Utilización del Back Pointer.

El punto lateral, que da la altura del centro teórico del tumor, se marca a 10 cm, por encima del plano de la mesa y a nivel del plano transversal que pasa a 12 cm, por debajo del plano que pasa por el manubrio esternal.

Los puntos así marcados sólo se pueden utilizar cuando el rayo central del haz utilizado es perpendicular al plano de la mesa (campo anterior o posterior) o al plano sagital del paciente (campo lateral).

Cuando el rayo central por razones técnicas (haz oblicuo) pasa por el centro teórico pero no es perpendicular al plano de la mesa o al plano sagital del paciente se marca el punto de entrada del rayo central de la siguiente manera:

- a) Se mide en el esquema de tratamiento sobre el contorno del paciente la distancia que existe entre la línea media con la entrada del rayo central, ejemplo 15 cm.
- b) A esta distancia de la línea media y a 12 cm, por debajo del plano transversal que pasa por el manubrio esternal se marca el punto de entrada. Para ello se hace girar el cabezal de la bomba hasta que forme con la perpendicular a la mesa el ángulo que se determinó en el esquema de tratamiento. (Fig. 46).

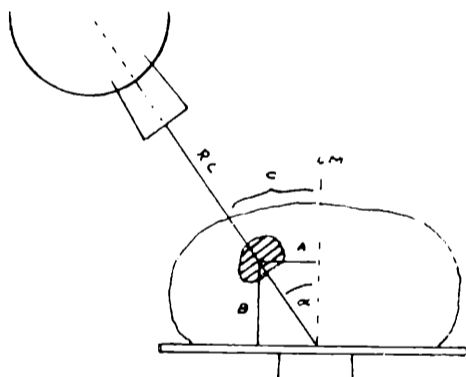


Fig. 46. — *Campo fijo oblicuo*. RC: rayo central; α : ángulo de inclinación; A: distancia tumor-plano sagital; B: distancia tumor-plano horizontal; C: distancia entre el RC y la línea media (LM).

2. Se abre el colimador de acuerdo al tamaño de campo a utilizar y se hace coincidir el punto que indica el centro del campo (centro de la superficie iluminada por el colimador luminoso) con el punto marcado en la piel.

3. Se levanta la mesa de tratamiento para trabajar a la distancia foco-piel elegida hasta que las líneas luminosas laterales u oblicuas posterior (depende del tipo de sistema de colimación luminosa de cada aparato) coincida con el punto marcado en la piel.

El lado interno del campo luminoso debe ser paralelo a la línea media del paciente.

b) Campo móvil:

Como en cicloterapia se trabaja con distancia foco-eje de rotación el procedimiento de colocación del paciente tiene algunos aspectos particulares.

1. Se proyecta el haz del colimador luminoso sobre la mesa de tratamiento, sin el paciente. Se levanta la mesa hasta que el centro del campo coincida con las luces laterales u oblicua posterior que indican que la misma se encuentra a la distancia fuente-eje de rotación elegida.

2. Se acuesta al paciente en la posición de tratamiento, y se hace coincidir el punto central del haz luminoso con el punto marcado en la piel del paciente (en la misma forma que para los campos fijos).

3. Luego se baja la mesa de tratamiento 10 cm, (distancia entre el centro teórico del tumor y el plano horizontal) para que el eje de rotación sea el centro del volumen tumor.

MISCELANEAS:

1. Tablas de "Relación dosis tejido/dosis aire" (tissue/air ratios) (ver apéndice tabla 6.5).

Esta tabla fue construida por Johns para la Radioterapia de Movimiento. Los valores de las relaciones (porcentajes) varían de acuerdo con la longitud de onda del haz utilizado; con el tamaño de campo empleado (field size); y del espesor de tejido atravesado por el haz (depth in cm). La variación de la distancia foco-eje de rotación influye en el valor de las relaciones (RTA) entre 40 y 100 cm (Pouquier), y 100 y 150 cm para Tsien.

Estas tablas de RTA se confeccionan de la siguiente manera:

1. Se mantiene constante la distancia foco-cámara de ionización (distancia foco-eje de rotación).

2. Se mide la dosis en el aire para determinado tamaño de campo, ejemplo 5x5. Luego se procede a medir, también con este tamaño de campo, las dosis que llegan a la cámara de ionización cuando se interpone entre ella y el foco emisor espesores crecientes (0,5 cm 1 cm 30 cm) de un material que tenga un coeficiente de absorción equivalente al tejido humano, 1 (agua, arroz, etc.).

3. Se divide el valor de la dosis hallada para cada uno de los distintos espesores interpuestos por el valor de la dosis en el aire (relación dosis tejido/dosis aire).

Se tiene así todas las RTA para un campo. Luego se procede de la misma forma para cada uno de los distintos tamaños de campo que se suelen utilizar.

En el suplemento N° 10 del "British Journal of Radiology" están confeccionadas estas tablas para Roentgenoterapia Convencional; Telecesioterapia; Telecobaltoterapia, y Rayos X de 2 Mev.

Transformación de las "Tablas de Relación dosis tejido/dosis aire (RTA) en curvas.

Conviene graficar las tablas de RTA para cada tamaño de campo en curvas para poder obtener las relaciones para determinados valores de espesor de tejido (depth in cm) que no figuran en la misma.

Ejemplo: Las tablas tienen valores que van de 1 en 1 cm hasta 20 centímetros de profundidad y desde esta profundidad a 30 cm de 2 en 2 cm; faltando valores intermedios como 14,4 cm de profundidad

Una interpolación lineal es posible, pero con un margen de error no siempre aceptable (salvo para los espesores de tejido que no sobrepasan los 10 cm donde las curvas se alejan poco de la línea recta) ya que estas curvas siguen una función exponencial.

Para la construcción de estas curvas deberá elegirse una escala apropiada. Es aconsejable para la profundidad en centímetros (de 0 a 30 cm) una escala de 1 cm/1 cm. y para los valores de RTA (de 1,000 a 0,301) una escala de 1.000/50 cm) (escalas menores hacen dificultosa la lectura de los valores intermedios).

Método práctico para trazarlas:

En un papel milimetrado de por los menos 30 cm de ancho por 50 cm de alto se utiliza la línea de base como eje de las abscisas (eje de las x). Se llevan sobre esta los valores de la profundidad en centímetros, de 0 a 30 cm.

Sobre el borde derecho de la hoja de papel milimetrado, que se utiliza como eje de las ordenadas (eje de las y) se transportan los valores de la RTA que varían de 1.000 a 0.000 (estos valores están expresados en proporción de 1 x 1, o sea que 1.000 es igual al 100 % de la dosis).

Se representa la RTA 1.000 (100 %) de acuerdo con la escala establecida como un punto situado a 50 cm sobre el eje de las y y a 0,5 cm. sobre el eje de las x.

Conviene transformar los valores RTA que están expresados en proporción 1 x 1 en porcentajes (1 = 100 %).

Ejemplo: La RTA a 10 cm de profundidad para un campo de 6 x 6 es 0,648, que expresado en porcentaje es 64,8 % (0,648 x 100).

Si el 100 % se representa en el eje de las y por un segmento de 50 cm (1/50 cm ó 100 % /50 cm) se tiene que:

$$\begin{array}{l}
 100 \% \text{ --- } 50 \text{ cm} \\
 \qquad \qquad \qquad 50 \text{ cm} \times 1 \% \\
 1 \% \text{ --- } \frac{\qquad \qquad \qquad}{100 \%} = 0,5 \text{ cm}
 \end{array}$$

Si se multiplica las RTA de un determinado campo (ej. 7 x 7) por 0,5 cm se obtiene la medida de cada una de ellas sobre el eje de las y.

Ejemplo: $0,648 \times 100 = 64,8 \times 0,5 \text{ cm} = 32,4 \text{ cm}$

De esta forma se van marcando todos los puntos correspondientes a un tamaño de campo en un gráfico. Luego se unen los puntos correspondientes a un tamaño de campo de forma que resulte una curva continua.

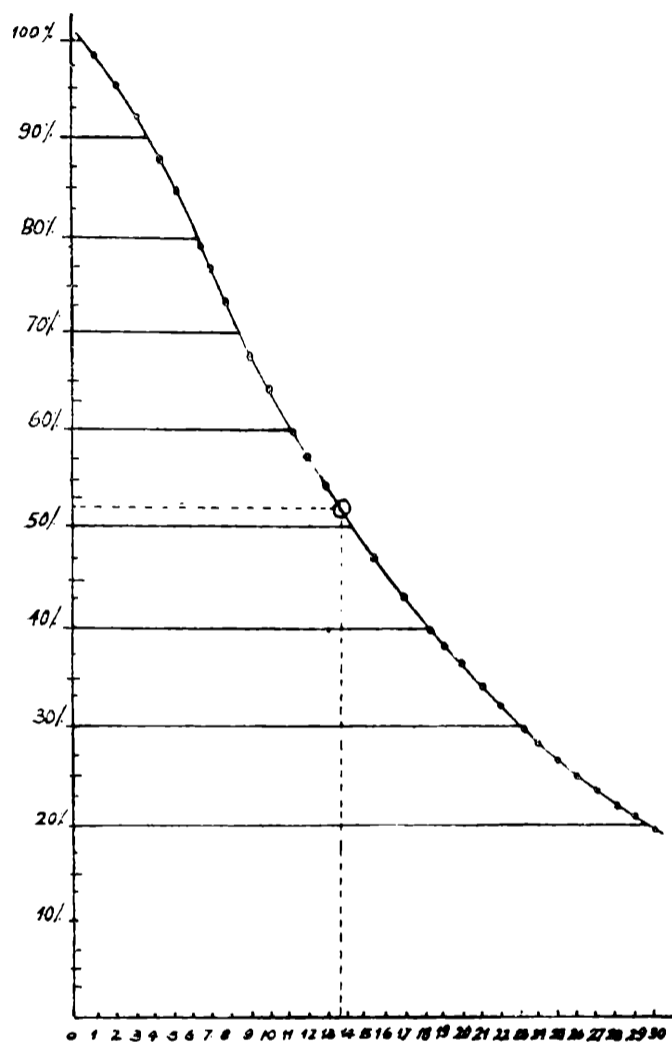


Fig. 47. — Transformación de la tabla de RTA 7 x 7 en curva. (.) RTA que corresponde a un espesor de tejido de 13,5 cm (RTA = porcentaje)

Los valores de RTA dentro de los dos primeros centímetros de profundidad son superiores al 1,000 (100 %) debido a la retrodifusión (back scatter).

Construcción de las reglas de "Relación dosis tejido|dosis aire".

Estas se construyen en base a las curvas que se trazan como se vio precedentemente.

De acuerdo a la escala adoptada (1/50 cm) el valor correspondiente al 100 % de la dosis (RTA = 1,000) está representado por un segmento de 50 cm en el eje de las y.

Se divide este segmento en diez parte iguales y se obtienen los puntos correspondientes a los porcentajes 90, 80, 10 %. Si a su vez se dividen cada uno de estos segmentos en 10 partes iguales, por ejemplo el segmento entre 80 % y 70 %, se obtiene sobre el eje de las y los puntos correspondientes al 79 %, 78 % 71 %.

Una vez efectuada esta división sobre el eje de las ordenadas se miden los segmentos comprendidos entre estos puntos que indican los porcentajes de la dosis y la curva correspondiente al tamaño de campo elegido para construir la regla. La medida de estos segmentos se transporta sobre una recta a partir de un punto común. (Fig. 48).

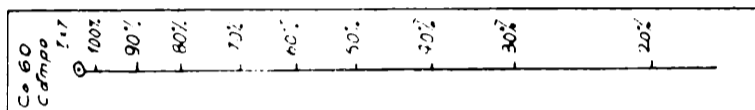


Fig. 48. — Regla que expresa la relación dosis tejido/dosis aire (RTA) del campo 7 × 7 (escala 0,5 cm/1 cm).

De esta forma queda confeccionada la regla para determinado tamaño de campo. Es conveniente tener hechas las reglas de todos los campos que se suelen utilizar.

II) Corrección por heterogeneidad:

Debe recordarse que las curvas de isodosis de base son obtenidas en maniqués de agua de densidad 1, y que el organismo en algunas regiones tiene tejidos de densidad distinta como el pulmón y el hueso.

Para el haz de radiación gamma del Co 60 (por su energía de 1,25 MeV predomina el Efecto Compton) la diferencia de absorción de energía por los tejidos no es tan marcada como en la Roentgenoterapia Convencional (predomina el Efecto Fotoeléctrico) porque sólo depende de la densidad del medio y no del número atómico de sus componentes.

La corrección por interposición de tejido óseo no es tan importante con el Co 60, además las pantallas óseas son generalmente de poco espesor y de tejido esponjoso, y a veces discontinuas (parrilla costal).

Para la radiación gamma (γ) emitida por el Cobalto 60 las diferencias de absorción para los tejidos más heterogéneos son pequeñas: hueso compacto 1,65 gr/cc; hueso esponjoso: 1,15 gr/cc; pulmón: 0,32 gr/cc.

En la práctica sólo se tiene en cuenta la corrección por heterogeneidad ósea cuando se irradia un órgano situado dentro del anillo pélvico.

En cambio la corrección por heterogeneidad del medio que causa el tejido pulmonar debe efectuarse siempre ya que la dosis puede estar aumentada (mediastino: hasta un 30–40 % de la dosis total).

Antes de detallar los métodos para efectuar la corrección por heterogeneidad pulmonar debe aclararse que la misma no debe efec-

tuarse cuando el haz atraviesa el o parte del pulmón con características patológicas (infiltración neoplásica, atelectasia, hepatización, derrames) ya que la densidad es prácticamente 1.

Los métodos que se utilizan consisten en:

- 1º Transformar el espesor de tejido atravesado (densidad 0,32) en su equivalente en tejido blanco (densidad 1); y
- 2º Rectificar el valor de los porcentajes de la dosis en el aire de las líneas de isodosis pues éstas indican el decrecimiento de la dosis en un medio homogéneo de densidad 1.

1. Transformación del espesor de pulmón atravesado por su equivalente en tejido blanco.

Se transforma el espesor de tejido blanco atravesado por el haz de radiación (densidad 0,32) en su espesor equivalente de tejido blanco (densidad 1) y con este valor (depth in cm) se busca en la tabla de "Porcentaje de la Dosis en Profundidad" el valor correspondiente a la distancia foco-piel (DFP) y el tamaño de campo utilizado (ver apéndice tablas 6.1; 6.2; 6.3, y 6.4).

Se puede efectuar la corrección del espesor del pulmón por su equivalente en tejido blanco en dos formas:

a) Se reemplaza el espesor de tejido pulmonar atravesado (medido en el esquema de tratamiento) de densidad 0,3 por su equivalente de tejido blanco, de densidad 1, que es igual a $0,7$ de h siendo h el espesor de tejido pulmonar atravesado).

Este espesor equivalente hallado se resta al espesor total (profundidad, distancia piel-tumor). Luego se obtiene el porcentaje de la dosis en el aire en función al **espesor de tejido de densidad 1 obtenido**; al tamaño de campo; y a la distancia foco-piel empleada.

Ejemplo: Se mide sobre el esquema de tratamiento la distancia piel-tumor, profundidad (y) = 14 cm, y el espesor de tejido pulmonar atravesado (h) = 10 cm, **corrección 0,7 de h = 7 cm** de tejido equivalente, es decir:

$$14 \text{ cm} - 7 \text{ cm} = 7 \text{ cm}$$

En la tabla correspondiente de "Porcentaje de dosis en Profundidad" se busca el porcentaje de la dosis aire que llega a 7 cm de profundidad (depth in cm). Este es el porcentaje de la dosis real que llega al centro teórico del tumor.

b) Se multiplica el espesor de pulmón atravesado por el haz, 10 cm, por la densidad del pulmón 0,32.

$$10 \text{ cm} \times 0,32 = 3 \text{ cm de tejido blanco equivalente}$$

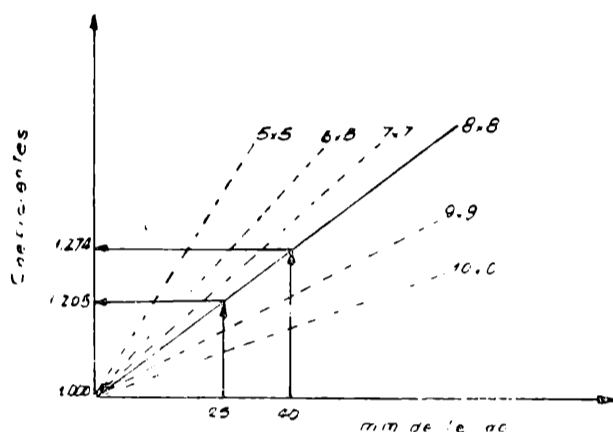
En el ejemplo que se dio precedentemente se tenía que el tumor se encontraba a una profundidad de 14 cm, de los cuales 10 cm son de tejido pulmonar que restados a la profundidad total (14 cm - 10 cm = 4 cm) de tejido blanco da densidad 1.

A este valor, 4 cm, se le suma el espesor de tejido blanco equivalente de pulmón, 3 cm:

$$4 \text{ cm} + 3 \text{ cm} = 7 \text{ cm de tejido de densidad 1.}$$

Se busca como en el ejemplo anterior el porcentaje de la dosis en el aire, registrados en las curvas de isodosi de base, se utiliza el

2. Rectificación del valor de los porcentajes de la curvas de isodosi de base.



Para efectuar la rectificación de los porcentajes de la dosis en el aire registrados en las curvas de isodosi de base se utiliza el gráfico N° 4, que se adjunta en el apéndice.

Este permite hallar los coeficientes de corrección por la heterogeneidad del pulmón de acuerdo al espesor del mismo que atraviesa el haz y el tamaño de campo utilizado (Fig. 49).

1. Se mide en el esquema de tratamiento el segmento del eje de la curva de isodosi correspondiente al espesor de tejido pulmonar comprendido entre el borde externo del pulmón y la línea de isodosi de base cuyo valor interesa corregir.

Ejemplo: Para la curva del 70 el espesor de pulmón atravesado es de 25 mm; para la del 60 es de 40 mm, etc.

2. Cada una de las medidas de los segmentos de pulmón atravesado se transportan a la base del gráfico (mm de tejido) y desde los puntos correspondientes a cada una se levantan perpendiculares hasta la intersección de la línea oblicua del tamaño de campo a utilizar. Desde estos puntos de intersección se levantan perpendiculares a la línea donde están anotados los coeficientes de corrección.

Ejemplo: 1,205; 1,274; etc.

3. Se multiplica el valor primitivo de la isodosi de base por el coeficiente hallado y se obtiene el valor real de la isodosi en ese punto del medio heterogéneo.

Ejemplo: El coeficiente hallado para la curva del 70 es 1,205;

$$70 \frac{\%}{n} \times 1,205 = 84,3 \%$$

De esta forma se rectifican los valores de las curvas que atraviesan el pulmón.

Estos métodos 1 y 2 tienen el inconveniente que sólo corrigen exactamente la heterogeneidad a nivel del eje de la curva de iso-

dosis, ya que el haz puede atravesar espesores de pulmón mayores o menores que los que se miden sobre el eje lo que varía los valores de los coeficientes de corrección por heterogeneidad del pulmón.

III. Tiempo de irradiación:

Para hallar el tiempo de irradiación se debe conocer el rendimiento de la fuente de acuerdo al tamaño de campo que se utiliza (área en cm^2) y la distancia foco-piel o foco-eje de rotación utilizada, DEP y DFE.

Las r/minuto en el aire se obtienen por dosimetría.

Existen dos métodos para hallar el rendimiento de la fuente. Los mismos se detallan a continuación:

A) Curva de rendimiento (r/aire) de acuerdo al tamaño de campo y la distancia foco-cámara de ionización utilizados.

Esta curva se puede construir de la siguiente manera:

1. En un papel milimetrado se coloca el eje de las x los valores de las áreas de campo en cm^2 (desde 0 a 400 cm^2 ; escala 10 $\text{cm}^2/1\text{mm}$). Y sobre eje de las y se colocan los distintos rendimientos (1 r/m/10 mm). (Fig. 50).

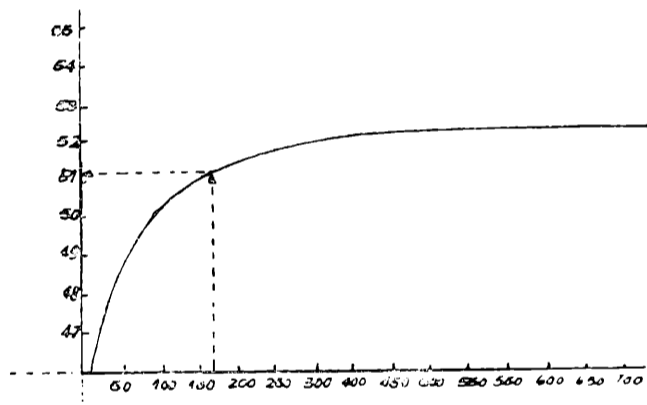


Fig. 50. — Influencia del tamaño del campo en las r/minuto en el aire.

2. Se mantiene constante la distancia fuente-cámara de ionización (DFP) a la que se desea trabajar, y se efectúa la dosimetría de cada tamaño de campo, ejemplo: 4 x 4; 5 x 5; 15 x 15.

3. Se anota las dosis obtenidas para cada área de campo en el gráfico confeccionado. Se unen los puntos con una curva continua y queda trazada la curva de rendimiento (r/m) en el aire en función del tamaño de campo.

Es conveniente trazar esta curva todos los meses, ya que el rendimiento varía al disminuir la actividad de la fuente con el tiempo. También se puede calcular el decrecimiento mediante la fórmula que se pone a continuación, o por el uso de tablas o curvas que administra la casa constructora.

$$I = I^0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

Siempre debemos saber la distancia fuente-punto de dosis máxima (piel o centro teórico del tumor).

I^0 = es el rendimiento de la fuente en el instante inicial;

I = es el rendimiento de la fuente en el instante que consideramos;

T = es el período de desintegración del elemento;

t = es el tiempo (desde que se retiró de la pila atómica).

B) r/minuto para un área determinada:

Otra forma de conocer el rendimiento de acuerdo al área de campo a utilizar es el siguiente:

1. Se obtiene por dosimetría la cantidad de r/minuto para un área de campo determinada (10 x 10) a cierta distancia fuente-cámara de ionización.

Ejemplo: DFF 70 cm = 57 r/m

2. Este valor se multiplica por el coeficiente del tamaño que se utilizará.

Ejemplo: para 8 x 11 el coeficiente es 839:

$$57 \text{ r/m} \times 0,839 = 47,83 \text{ r/m}$$

Corrección de las líneas de isodosis de base por oblicuidad del haz o irregularidad de la superficie del paciente.

Cuando el eje del haz no es perpendicular a la superficie del paciente, ya sea porque se utiliza un haz oblicuo o porque la superficie es irregular, cambian las condiciones de atenuación y difusión del haz.

Lo último no es tan importante para el Co 60 ya que la radiación difusa sigue prácticamente la dirección del haz primario.

Es conveniente efectuar la corrección del trazado de las curvas de isodosis de base pues se pueden cometer errores de cálculo que oscilan entre un 3 a 7 % aproximadamente.

Tubiana, Dutreix, y Mme. Dutreix han efectuado un acabado estudio sobre el problema y han conseguido calcular con gran exactitud la dosis que recibe un punto irradiado con un haz cuyo rayo central no es normal a la piel del paciente.

Por el carácter práctico de este trabajo sólo se detallarán los métodos que estos autores aconsejan efectuar basados en sus estudios desimétricos.

Métodos prácticos:

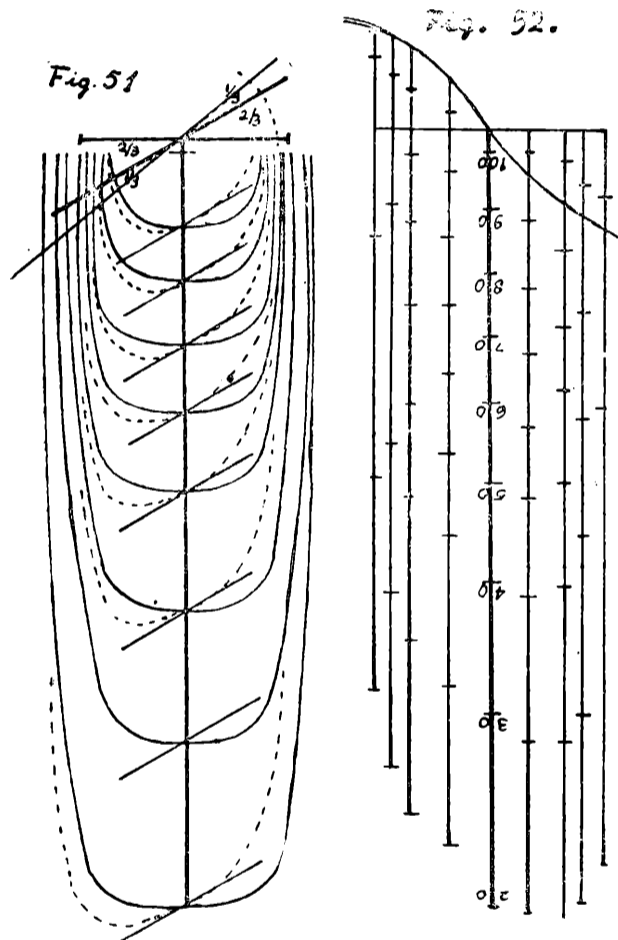
1. La oblicuidad que sufren las curvas de isodosis de base cuando el rayo central no es normal a la superficie del paciente es aproximadamente 2/3 del ángulo que forma ésta con la "base" de la curva de isodosis. En base a esta observación se detallan dos métodos. (Fig. 51).

A) 1. Se marcan en los ángulos opuestos por el vértice que forman la piel y la "base de la curva de isodosis el tercio de los mismos más próximo a la piel.

2. Se unen estos puntos así obtenidos por una recta que pasa por el vértice de los ángulos opuestos.

La oblicuidad que marca esta recta es la que sufren las isodosis con respecto al rayo central.

B) El método que se detalla a continuación permite hacer simultáneamente la corrección por oblicuidad del haz y por irregularidad de la superficie del paciente. (Fig. 52).



1. Se coloca el vértice que forman la "base" con el "eje" de la curva de la isodosis exactamente sobre el contorno del paciente, y se traza dentro del esquema de tratamiento el "eje" y la "base" de la misma. Luego se retira la red de isodosis que se veían por transparencia en la mesa-negatoscopio dentro del esquema de tratamiento.

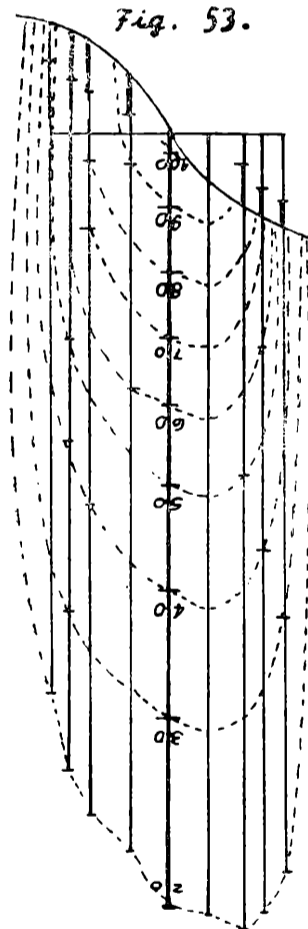
2. Se divide la base en seis segmentos iguales, y a los segmentos del extremo se los divide en dos. Desde estos puntos de división se levantan líneas paralelas al "eje" de la isodosis de base.

3. Al segmento de estas líneas paralelas comprendido entre la piel y la base se los divide en tres partes iguales, marcando únicamente el tercio más próximo a la piel. (Fig. 52).

4. Se vuelve a colocar debajo del papel milimetrado del esquema de tratamiento la curva de isodosiis de base, haciendo coincidir la base y el eje de la misma con los que se han trazado dentro del esquema. Se marcan sobre el "eje" de la misma los puntos donde cortan las curvas de isodosiis (90, 80, 20).

5. Se desliza la isodosiis de base, primero hacia arriba, haciendo siempre coincidir el eje de la misma con el que se ha trazado dentro del esquema hasta que la base coincida con el tercio marcado en el segmento de la línea paralela más próxima al eje. Sobre esta línea paralela se marcan también los puntos de corte de las líneas de isodosiis de base (90, 80, 20).

Se continúa deslizando la red de isodosiis de base hacia arriba hasta marcar todos los puntos de corte de las líneas de isodosiis en todas las líneas paralelas de un lado del eje.



Luego se procede a hacer lo mismo sobre la otra mitad de la isodosis de base, pero ahora haciendo descender la red de isodosi porque los tercios están marcados por fuera del contorno del paciente.

6. Una vez marcados todos los puntos de corte de las líneas de isodosis en todas las líneas paralelas se procede a unir a todos los puntos que tienen el mismo valor en todas las líneas paralelas al eje. Ejemplo los puntos del 80.

De esta forma queda graficada dentro del esquema de tratamiento las modificaciones que sufren las isodosi por oblicuidad del haz e irregularidad de la superficie del paciente. (Fig. 53).

IV) DOSIS INTEGRAL. (Σ)

Es muy importante saber la Dosis Integral que recibe un paciente cuando se efectúa un tratamiento con radiones ionizantes es que existe una relación directa entre la magnitud de ésta ya el prototípico cuadro clínico del "Mal de Rayos". Esto es más notario cuando se utilizan raciones de baja energía (Radioterapia Convencional)

Cuando menor sea la Dosis Integral mayores son las posibilidades de retardar la aparición del "Mal de rayos", y menor será la intensidad de sus síntomas.

Por lo tanto, el valor de la Dosis Integral es un dato que no debe omitirse y se registrará en la ficha de tratamiento de cada paciente.

Debemos recordar que cuando se irradia un tumor profundo una parte de la energía de haz de radiación es cedida al tejido tumoral y a los tejidos que constituyen el volumen blanco. Es la **radiación útil**. El resto de la energía del haz es cedida al tejido sano vecino, es la **radiación perjudicial**.

De lo dicho se desprende la definición de Dosis Integral "es la cantidad de energía cedida a la materia por las radiaciones ionizantes". Este término fue introducido por Mayneord (Washman lo denominó "dosis-volumen").

Mayneord utilizó como unidad de la Dosis Integral el "gramo-roentgen" (gramo-roentgen es la energía absorbida por un gramo de aire que recibe una dosis de un roentgen) ésta es igual a 88 ergios.

Actualmente se utiliza como unidad de la Dosis Integral el "gramo-rad", que equivale a 100 ergios. Pero como esta unidad es muy pequeña se utiliza un múltiplo: el "mega-gramo-rad" (1 mega/gramo-rad = 10^6 gr/rad).

Lógicamente la Dosis Integral se puede expresar también en unidades de energía: ergios, julios, calorías, electrón-voltios, pero por comodidad se utiliza el rad.

La radiación al incidir en la materia produce fenómenos de interacción (dispersión coherente; Efecto Fotoeléctrico; Efecto Compton; formación de Pares y Tríos. El tipo de fenómeno de interacción que se produce en la materia depende de la calidad de la radiación electromagnética empleada y del peso atómico del material atravesado.

Es decir que en la interacción parte o toda la energía de la radiación es cedida al medio (sólo cuando se produce el efecto foto-

eléctrico o el efecto Compton), donde se producen fenómenos físicos; éstos causan fenómenos químicos (los que finalmente ocasionan alteraciones biológicas en las células, esencialmente trastornos de la reproducción celular) que es el efecto buscado.

Siguiendo siempre los lineamientos prácticos del presente trabajo no se entrará en el detalle del fundamento físico en que se basa el estudio de la Dosis Integral y se describirá un método simple para hallarla en telecobaltoterapia. La fórmula no varía esencialmente de las dadas para hallar la Dosis Integral con otro tipo de energías que se utilizan en teleterapia con radiaciones ionizantes.

Fórmula:

La dosis Integral depende de: a) dimensión del haz utilizado (tamaño de campo); b) del espesor del tejido atravesado; c) de la distancia frente piel empleada (DFP); y d) de la calidad del haz de radiación.

La expresión matemática de la Dosis Integral (Σ) para el Co 60 (y también para todas las energías superiores a 400 KeV y espesores de tejido superiores a 20 cm) es:

$$\Sigma = 1,44 D_0 \cdot A \cdot d^{1/2} (1 + 2,88 d^{1/2}/f) \text{ donde:}$$

- Σ = Dosis Integral;
- D_0 = dosis aire de acuerdo al tamaño de campo y a la distancia foco-piel empleada (dato que se obtiene de la curva de rendimiento r/m aire del aparato);
- A = área del campo utilizada;
- $d^{1/2}$ = es la mitad de la distancia que existe entre la entrada y la curva de isodosis del 50 %, medida que se obtiene en el eje de la isodosis de base correspondiente al tamaño de campo y la DFP empleada (capa hemirreductora);
- f = es la distancia foco-piel.

Se reemplaza en la fórmula D_0 ; A ; $d^{1/2}$; y f por los datos correspondientes de acuerdo con la técnica empleada y se obtiene el valor de la Dosis Integral que recibirá el paciente con este planeamiento.

1,44 y $1 + 2,88$ son valores constantes para el Co 60 (varían para cada tipo de energía) y que corresponden al coeficiente de atenuación lineal μ (μ) en un medio absorbente equivalente a 1 (agua) para este tipo de energía (1,33 MeV).

De lo expuesto se desprende que debe optarse por el planteo de tratamiento en el que el paciente reciba menos Dosis Integral.

APENDICE

TABLA 1

Corrección de la distorsión geométrica de la imagen
(Factor de corrección)

Distancias Objeto - Film.	Distancias foco-film en cms.							
	200	150	120	100	90	80	70	60
1.	1.	1.	1.	1.	1.	1.	1.	1.
2.	0,99.	0,99.	0,98.	0,98.	0,97.	0,97.	0,97.	0,96.
3.	0,98.	0,98.	0,97.	0,97.	0,96.	0,96.	0,95.	0,95.
4.	0,98.	0,97.	0,96.	0,96.	0,95.	0,95.	0,94.	0,93.
5.	0,97.	0,96.	0,95.	0,95.	0,94.	0,93.	0,93.	0,91.
6.	0,97.	0,96.	0,95.	0,94.	0,93.	0,93.	0,91.	0,90.
7.	0,96.	0,95.	0,94.	0,93.	0,92.	0,91.	0,90.	0,88.
8.	0,96.	0,94.	0,93.	0,92.	0,91.	0,90.	0,89.	0,87.
9.	0,95.	0,94.	0,93.	0,91.	0,89.	0,87.	0,87.	0,85.
10.	0,95.	0,93.	0,92.	0,90.	0,89.	0,88.	0,86.	0,84.
11.	0,94.	0,93.	0,90.	0,89.	0,88.	0,87.	0,85.	0,82.
12.	0,94.	0,92.	0,90.	0,88.	0,87.	0,85.	0,83.	0,80.
13.	0,93.	0,91.	0,89.	0,87.	0,86.	0,84.	0,82.	0,78.
14.	0,93.	0,91.	0,88.	0,86.	0,85.	0,83.	0,80.	0,76.
15.	0,93.	0,89.	0,87.	0,85.	0,83.	0,82.	0,79.	0,75.
16.	0,92.	0,90.	0,86.	0,84.	0,82.	0,80.	0,77.	0,74.
17.	0,92.	0,89.	0,86.	0,83.	0,81.	0,79.	0,76.	0,72.
18.	0,92.	0,88.	0,85.	0,82.	0,80.	0,78.	0,75.	0,70.
19.	0,91.	0,88.	0,84.	0,81.	0,79.	0,73.	0,73.	0,69.
20.	0,90.	0,87.	0,83.	0,80.	0,78.	0,75.	0,72.	0,67.

$$F.C. = \frac{D.F.F.}{D.O.F.}$$

D.F.F.

TABLA Nº 2

Valores rectificados de los porcentajes de la dosis en el aire de acuerdo a la isodosis que pasa por el centro del tumor (en la columna de la izquierda) y el porcentaje de la dosis tumor total (columna derecha) que se administra por campo.

90 %			
90 — (50)	34 — (55)	90 — (60)	90 — (45)
80 — 44,5	80 — 48,8	80 — 53,4	80 — 40
70 — 38,9	70 — 42,8	70 — 46,6	70 — 35
60 — 33,3	60 — 36,7	60 — 40	60 — 30
50 — 27,8	50 — 30,6	50 — 33,3	50 — 25
40 — 22,2	40 — 24,4	40 — 26,7	40 — 20
90 — (40)	90 — (33,3)		
80 — 35,5	80 — 29,6		
70 — 31,1	70 — 25,9		
60 — 26,7	60 — 22,2		
50 — 22,2	50 — 18,5		
40 — 17,8	40 — 14,8		
85 %			
85 — (60)	85 — (55)	85 — (50)	85 — (45)
90 — 63,5	90 — 58,2	90 — 53	90 — 47,6
80 — 56,5	80 — 51,7	80 — 47	80 — 42,3
70 — 49,4	70 — 45,3	70 — 41,2	70 — 37,1
60 — 42,4	60 — 38,8	60 — 35,3	60 — 31,8
50 — 35,3	50 — 32,4	50 — 29,4	50 — 26,5
40 — 28,2	40 — 25,9	40 — 23,5	40 — 21,2
85 — (40)	85 — (33,3)		
90 — 42,4	90 — 35,3		
80 — 37,6	80 — 31,3		
70 — 32,9	70 — 27,4		
60 — 28,2	60 — 23,5		
50 — 23,5	50 — 19,6		
40 — 18,8	40 — 15,7		
80 %			
80 — (60)	80 — (55)	80 — (50)	80 — (45)
90 — 67,5	90 — 61,9	90 — 56,2	90 — 50,6
70 — 52,5	70 — 48,1	70 — 43,7	70 — 39,4
60 — 45	60 — 41,2	60 — 37,5	60 — 33,8
50 — 37,5	50 — 34,4	50 — 31,3	50 — 28,1
40 — 30	40 — 27,5	40 — 25	40 — 22,5
80 — (40)	80 — (33,3)		
90 — 45	90 — 37,1		
70 — 35	70 — 28,9		
60 — 30	60 — 24,8		
50 — 25	50 — 20,6		
40 — 20	40 — 16,5		

TABLA Nº 3

75 %			
75 — (40)	75 — (45)	75 — (50)	75 — (55)
90 — 48	90 — 54	90 — 60	90 — 66
80 — 42,6	80 — 48	80 — 53,3	80 — 58,6
70 — 37,4	70 — 42	70 — 46,6	70 — 51,3
60 — 32	60 — 36	60 — 40	60 — 44
50 — 26,7	50 — 30	50 — 33,3	50 — 36,7
40 — 21,3	40 — 24	40 — 26,7	40 — 29,3
75 — (60)	75 — (33,3)		
90 — 72	90 — 39,6		
80 — 64	80 — 35,2		
70 — 56	70 — 30,8		
60 — 48	60 — 26,4		
50 — 40	50 — 22		
40 — 32	40 — 17,6		
70 %			
70 — (40)	70 — (45)	70 — (50)	70 — (55)
90 — 51,4	90 — 57,8	90 — 64,3	90 — 70,7
80 — 45,7	80 — 51,4	80 — 57,1	80 — 62,8
60 — 34,3	60 — 38,6	60 — 42,8	60 — 47,1
50 — 28,6	50 — 32,2	50 — 35,7	50 — 39,3
40 — 22,8	40 — 25,7	40 — 28,6	40 — 31,4
70 — (60)	70 — (33,3)		
90 — 77,1	90 — 42,8		
80 — 68,5	80 — 38,1		
60 — 51,4	60 — 28,5		
50 — 42,8	50 — 23,8		
40 — 34,3	40 — 19		
65 %			
65 — (40)	65 — (45)	65 — (50)	65 — (55)
90 — 55,4	90 — 62,3	90 — 69,2	90 — 76,1
80 — 49,2	80 — 55,4	80 — 61,5	80 — 67,6
70 — 43,1	70 — 48,5	70 — 53,8	70 — 59,2
60 — 36,9	60 — 41,5	60 — 46,1	60 — 50,7
50 — 30,8	50 — 34,6	50 — 38,5	50 — 42,3
40 — 24,6	40 — 27,7	40 — 30,8	40 — 33,8
65 — (60)	65 — (33,3)		
90 — 83,1	90 — 45,7		
80 — 73,9	80 — 40,6		
70 — 64,6	70 — 35,5		
60 — 55,4	60 — 30,5		
50 — 46,1	50 — 25,4		
40 — 36,9	40 — 20,3		

TABLA Nº 4

60 %			
60 — (40)	60 — (45)	60 — (50)	60 — (55)
90 — 60	90 — 67,5	90 — 75	90 — 82,5
80 — 53,3	80 — 60	80 — 66,6	80 — 73,3
70 — 46,6	70 — 52,5	70 — 58,3	70 — 64,1
50 — 33,3	50 — 37,5	50 — 41,6	50 — 45,8
40 — 26,5	40 — 30	40 — 33,3	40 — 36,7
30 — (60)		60 — (33,3)	
90 — 90	90 — 49,5		
80 — 80	80 — 44		
70 — 70	70 — 38,5		
50 — 50	50 — 27,5		
40 — 40	40 — 22		
55 %			
55 — (40)	55 — (45)	55 — (50)	55 — (55)
90 — 65,5	90 — 73,6	90 — 81,9	90 — 90
80 — 58,2	80 — 65,5	80 — 72,7	80 — 80
70 — 50,9	70 — 57,3	70 — 63,6	70 — 70
60 — 43,6	60 — 49,1	60 — 54,5	60 — 60
50 — 36,4	50 — 41	50 — 45,5	50 — 50
40 — 29,1	40 — 32,7	40 — 36,4	40 — 40
55 — (60)		55 — (33,3)	
90 — 98,1	90 — 54		
80 — 87,2	80 — 48		
70 — 76,4	70 — 42		
60 — 65,5	60 — 36		
50 — 54,5	50 — 30		
40 — 43,6	40 — 24		
50 %			
50 — (40)	50 — (45)	50 — (50)	50 — (55)
90 — 72	90 — 81	90 — 90	90 — 99
80 — 64	80 — 72	80 — 80	80 — 88
70 — 56	70 — 63	70 — 70	70 — 77
60 — 48	60 — 54	60 — 60	60 — 66
40 — 32	40 — 36	40 — 40	40 — 44
50 — (60)		50 — (33,3)	
90 — 108	90 — 60		
80 — 96	80 — 53,3		
70 — 84	70 — 46,6		
60 — 72	60 — 39,9		
40 — 48	40 — 26,6		

TABLA N° 5

British Journal of Radiology
Supplement N° 10
(pág. 54)

Table 6.1 Percentage depth doses: 50 cm S.S.D.

Cobalt 60 rays		0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
	1.00	1.011	1.014	1.016	1.019	1.021	1.026	1.030	1.037	1.046	
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	94.6	96.0	96.4	96.7	97.0	97.1	97.5	97.6	97.7	97.7	97.7
2	85.2	88.7	89.4	90.1	90.6	90.9	91.4	91.7	91.9	92.1	92.1
3	76.8	81.6	82.7	83.6	84.2	84.7	85.4	85.8	86.2	86.7	86.7
4	69.3	75.0	76.3	77.3	78.2	78.7	79.6	80.8	80.7	81.5	81.5
5	62.6	68.8	70.2	71.3	72.3	72.9	74.0	74.6	75.4	76.4	76.4
6	56.4	63.0	64.3	65.6	66.6	67.4	68.6	69.4	70.3	71.6	71.6
7	51.0	57.6	59.0	60.2	61.2	62.1	63.4	64.4	65.5	67.0	67.0
8	46.1	52.6	53.9	55.2	56.3	57.1	58.5	59.6	60.9	62.6	62.6
9	41.7	48.0	49.3	50.5	51.5	52.4	53.9	55.1	56.6	58.5	58.5
10	37.8	43.8	45.0	46.2	47.2	48.1	49.7	50.9	52.5	54.7	54.7
11	34.3	40.0	41.2	42.3	43.3	44.2	45.8	47.0	48.7	51.1	51.1
12	31.1	36.5	37.7	38.8	39.8	40.7	42.2	43.5	45.2	47.7	47.7
13	28.2	33.3	34.6	35.6	36.5	37.4	39.0	40.2	42.0	44.5	44.5
14	25.6	30.5	31.6	32.6	33.5	34.4	36.0	37.3	39.0	41.6	41.6
15	23.3	27.9	28.9	29.9	30.8	31.6	33.2	34.6	36.3	38.8	38.8
16	21.1	25.5	26.5	27.4	28.4	29.1	30.6	32.0	33.8	36.3	36.3
17	19.3	23.3	24.2	25.1	26.0	26.8	28.2	29.6	31.5	34.0	34.0
18	17.5	21.3	22.0	23.0	23.8	24.7	26.1	27.5	29.3	31.8	31.8
19	15.9	19.5	20.3	21.1	22.0	22.7	24.1	25.5	27.3	29.8	29.8
20	14.5	17.8	18.6	19.4	20.1	20.9	22.2	23.6	25.4	27.9	27.9
22	(12.0)	(14.9)	(15.6)	(16.3)	(17.0)	(17.7)	(18.9)	(20.2)	(22.0)	(24.2)	(24.2)
24	(10.0)	(12.4)	(13.0)	(13.7)	(14.3)	(15.0)	(16.1)	(17.3)	(19.0)	(21.2)	(21.2)
26	(8.2)	(10.4)	(11.0)	(11.5)	(12.1)	(12.7)	(13.8)	(14.9)	(16.5)	(18.5)	(18.5)
28	(6.8)	(8.7)	(9.2)	(9.7)	(10.2)	(10.8)	(11.8)	(12.8)	(14.3)	(16.2)	(16.2)
30	(5.6)	(7.2)	(7.7)	(8.2)	(8.6)	(9.1)	(10.1)	(11.0)	(12.4)	(14.2)	(14.2)

Cobalt 60 rays
Field size (cm)
B. S. F.
Depth in cm

TABLE No 6

Table 6.2 Percentage Depth Doses: 60 cm. S. S. D.

British Journal of Radiology
Supplement No 10
(pag. 55)

	0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
1.00	1.011	1.014	0.016	1.019	1.021	1.026	1.030	1.037	1.046	
100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	96.5	96.8	97.0	97.2	97.4	97.7	97.8	98.0	98.1	98.1
2	86.0	89.7	90.3	91.3	91.7	92.1	92.4	92.7	93.0	93.0
3	77.9	83.2	84.0	85.4	86.0	86.6	87.0	87.5	88.0	88.0
4	70.7	77.7	78.0	79.6	80.3	81.2	81.8	82.4	83.1	83.1
5	64.2	71.0	72.2	73.2	74.1	75.9	76.6	77.4	78.3	78.3
6	58.3	65.4	66.6	67.7	68.6	70.7	71.6	72.5	73.7	73.7
7	53.0	60.1	61.4	62.5	63.6	65.6	66.6	67.8	69.2	69.2
8	48.2	55.1	56.3	57.6	58.6	60.8	61.8	63.3	64.9	64.9
9	43.9	50.4	51.8	53.0	54.0	56.3	57.5	59.0	60.9	60.9
10	39.9	46.1	47.4	48.7	49.6	50.6	53.4	54.9	57.0	57.0
11	36.3	42.2	43.5	44.8	45.8	46.7	49.5	51.1	53.4	53.4
12	33.1	38.7	39.9	41.2	42.2	43.1	45.9	47.6	50.0	50.0
13	30.2	35.5	36.7	37.9	38.8	39.8	42.6	44.4	46.9	46.9
14	27.5	32.5	33.6	34.8	35.8	36.7	39.6	41.4	43.9	43.9
15	25.1	29.8	31.0	32.0	33.0	33.9	36.8	38.6	41.1	41.1
16	22.9	27.4	28.4	29.4	30.4	31.3	34.2	36.0	38.5	38.5
17	20.9	25.2	26.2	27.1	28.0	28.9	31.8	33.6	36.1	36.1
18	19.1	23.2	24.2	25.0	25.9	26.7	29.6	31.4	33.9	33.9
19	17.4	21.3	22.1	23.0	23.9	24.7	27.6	29.3	31.8	31.8
20	15.9	19.5	20.3	21.1	22.0	22.8	25.6	27.3	29.8	29.8
22	(13.2)	(16.4)	(17.2)	(17.9)	(18.7)	(19.4)	(22.1)	(23.9)	(26.0)	(26.0)
24	(11.0)	(13.8)	(14.5)	(15.1)	(15.9)	(16.5)	(19.2)	(20.9)	(22.9)	(22.9)
26	(9.2)	(11.7)	(12.3)	(12.9)	(13.5)	(14.1)	(16.6)	(18.2)	(20.6)	(20.6)
28	(7.6)	(9.8)	(10.3)	(10.8)	(11.5)	(12.0)	(14.3)	(15.8)	(17.6)	(17.6)
30	(6.4)	(8.3)	(8.8)	(9.3)	(9.8)	(10.3)	(12.4)	(13.8)	(15.5)	(15.5)

TABLE No 7

Table 6.3 percentage Depth doses: 80 cm. S.S.D.

Field size (cm)	0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
0.5	1.00	1.011	1.014	1.016	1.019	1.021	1.026	1.030	1.037	1.046
1	95.4	96.8	97.0	97.4	97.6	97.8	98.2	98.0	98.4	98.4
2	87.1	90.6	91.3	91.9	92.3	92.7	93.3	93.6	93.9	94.0
3	79.5	84.7	85.6	86.5	87.1	87.6	88.3	88.8	89.3	89.6
4	72.7	79.0	80.2	81.1	81.9	82.5	83.4	84.0	84.7	85.2
5	66.6	73.5	74.8	75.9	76.7	77.4	78.5	79.3	80.1	80.8
6	60.8	68.1	69.6	70.7	71.6	72.4	73.6	74.4	75.4	76.4
7	55.6	62.9	64.4	65.7	66.7	67.5	68.8	69.8	70.8	72.1
8	50.9	58.0	59.4	60.8	61.9	62.7	64.1	65.1	66.5	68.0
9	46.6	53.5	55.0	56.2	57.3	58.2	59.7	60.8	62.3	64.0
10	42.7	49.3	50.7	52.0	53.0	54.0	55.6	56.9	58.4	60.2
11	39.2	45.5	46.9	48.1	49.2	50.1	51.7	53.0	54.7	56.6
12	35.9	41.9	43.2	44.1	45.5	46.5	48.1	49.5	51.2	53.2
13	32.9	38.6	39.9	41.1	42.1	43.2	44.8	46.1	47.9	50.0
14	30.2	35.6	36.8	38.0	39.2	40.1	41.8	43.2	44.9	47.0
15	27.7	32.9	34.2	35.2	36.2	37.2	38.9	40.3	42.0	44.2
16	25.4	30.4	31.5	32.6	33.6	34.5	36.2	37.6	39.3	41.3
17	23.3	28.1	29.2	30.2	31.2	32.1	33.7	35.1	36.8	39.0
18	21.4	26.0	27.1	28.0	29.0	29.8	31.4	32.8	34.5	36.7
19	19.6	24.0	25.0	26.0	26.8	27.7	29.2	30.6	32.3	34.6
20	18.0	22.1	23.1	24.0	24.9	25.7	27.2	28.5	30.3	32.6
22	(15.3)	(18.9)	(19.8)	(20.6)	(21.4)	(22.1)	(23.7)	(24.9)	(26.5)	(28.8)
24	(12.9)	(15.1)	(16.9)	(17.7)	(18.4)	(19.1)	(20.5)	(21.8)	(23.2)	(25.4)
26	(10.8)	(13.7)	(14.4)	(15.1)	(15.8)	(16.5)	(17.8)	(18.9)	(20.4)	(22.5)
28	(9.1)	(11.7)	(12.3)	(12.9)	(13.6)	(14.2)	(15.5)	(16.5)	(17.9)	(19.9)
30	(7.7)	(10.0)	(10.6)	(11.1)	(11.7)	(12.3)	(13.5)	(14.4)	(15.7)	(17.5)

TABLE No 8

Table 6.4 percentage Depth doses: 100 cm. SS.D.

	0	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	10x10	12x12	15x15	20x20
1.00	1.011	1.014	1.016	1.019	1.021	1.026	1.030	1.037	1.046	
100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
0.5	97.1	97.4	97.7	98.0	98.1	98.6	98.7	98.8	98.9	98.9
1	91.4	92.0	92.6	93.0	93.3	93.9	94.3	94.6	94.7	94.7
2	85.8	86.7	87.5	88.0	88.5	89.3	89.8	90.2	90.5	90.5
3	80.2	81.5	82.4	83.1	83.7	84.7	85.3	85.9	86.3	86.3
4	74.8	76.2	77.3	78.2	78.9	80.1	80.9	81.6	82.2	82.2
5	69.7	71.2	72.4	73.4	74.2	75.5	76.3	77.3	78.1	78.1
6	64.8	66.3	67.4	68.6	69.5	70.9	71.9	73.0	74.0	74.0
7	60.1	61.5	62.9	64.0	64.9	66.4	67.5	68.7	70.0	70.0
8	55.7	57.1	58.4	59.5	60.5	62.0	63.2	64.5	66.1	66.1
9	51.5	52.9	54.2	55.3	56.3	57.8	59.0	60.6	62.3	62.3
10	47.7	49.0	50.3	51.4	52.4	53.9	55.2	56.9	58.7	58.7
11	44.1	45.3	46.7	47.8	48.7	50.3	51.6	53.4	55.3	55.3
12	40.8	42.1	43.3	44.4	45.4	47.0	48.4	50.2	52.1	52.1
13	37.8	39.1	40.2	41.4	42.3	43.9	45.4	47.1	49.1	49.1
14	35.0	36.2	37.4	38.4	39.4	41.0	42.4	44.2	46.2	46.2
15	32.5	33.8	34.8	35.8	36.7	38.3	39.8	41.5	43.5	43.5
16	30.1	31.3	32.3	33.3	34.2	35.8	37.1	39.0	41.0	41.0
17	27.9	29.0	30.0	31.0	31.9	33.5	34.9	36.7	38.6	38.6
18	25.8	26.9	27.9	28.8	29.7	31.3	32.7	34.5	36.4	36.4
19	23.8	24.9	25.9	26.9	27.7	29.3	30.7	32.4	34.4	34.4
20	21.5	22.5	23.5	24.5	25.5	27.0	28.5	30.5	32.5	32.5
22	19.5	20.6	21.6	22.6	23.6	25.1	26.6	28.6	30.6	30.6
24	17.7	18.7	19.7	20.7	21.7	23.2	24.7	26.7	28.7	28.7
26	16.0	17.0	18.0	19.0	20.0	21.5	23.0	25.0	27.0	27.0
28	14.4	15.4	16.4	17.4	18.4	20.0	21.5	23.5	25.5	25.5
30	13.7	14.7	15.7	16.7	17.7	19.3	21.0	23.0	25.0	25.0
(8.5)	11.2	12.0	12.5	13.2	13.8	15.0	16.0	17.3	19.0	19.0

TABLA N° 9
Table 6.5 tissue/air ratios

Cobalt 60 rays
Field size (cm)
Depth in cm

	0	4×4	5×5	6×6	7×7	8×8	10×10	12×12	15×15	20×20
0.5	1.000	1.011	1.014	1.016	1.019	1.021	1.026	1.030	1.037	1.046
1	0.965	0.989	0.995	1.000	1.004	1.009	1.018	1.024	1.031	1.042
2	0.905	0.950	0.959	0.967	0.974	0.981	0.992	1.001	1.009	1.020
3	0.845	0.910	0.921	0.932	0.941	0.948	0.961	0.970	0.982	0.995
4	0.792	0.868	0.881	0.894	0.905	0.914	0.929	0.940	0.953	0.968
5	0.742	0.824	0.840	0.854	0.866	0.877	0.893	0.906	0.922	0.939
6	0.694	0.781	0.799	0.813	0.826	0.838	0.855	0.870	0.887	0.908
7	0.650	0.736	0.755	0.772	0.785	0.798	0.817	0.833	0.850	0.875
8	0.608	0.694	0.712	0.728	0.742	0.756	0.777	0.794	0.815	0.841
9	0.570	0.652	0.671	0.688	0.703	0.716	0.739	0.756	0.778	0.808
10	0.534	0.615	0.631	0.648	0.663	0.676	0.700	0.719	0.745	0.776
11	0.501	0.578	0.596	0.611	0.628	0.640	0.664	0.684	0.709	0.744
12	0.469	0.542	0.560	0.577	0.592	0.605	0.629	0.650	0.677	0.712
13	0.440	0.507	0.527	0.543	0.557	0.572	0.596	0.616	0.643	0.680
14	0.412	0.478	0.496	0.512	0.527	0.540	0.564	0.587	0.615	0.650
15	0.386	0.451	0.466	0.481	0.496	0.510	0.534	0.557	0.585	0.620
16	0.361	0.425	0.440	0.454	0.468	0.481	0.506	0.528	0.556	0.593
17	0.338	0.400	0.415	0.430	0.442	0.455	0.479	0.500	0.530	0.568
18	0.317	0.375	0.391	0.405	0.418	0.431	0.454	0.474	0.503	0.542
19	0.297	0.352	0.367	0.380	0.394	0.406	0.429	0.449	0.447	0.518
20	0.278	0.330	0.345	0.358	0.371	0.383	0.405	0.425	0.454	0.494
22	0.246	0.291	0.304	0.316	0.328	0.341	0.362	0.382	0.411	0.449
24	0.215	0.257	0.268	0.279	0.290	0.301	0.321	0.341	0.369	0.407
26	0.187	0.227	0.236	0.246	0.256	0.266	0.286	0.305	0.331	0.366
28	0.164	0.200	0.209	0.218	0.226	0.236	0.253	0.272	0.298	0.332
30	0.144	0.175	0.183	0.192	0.200	0.208	0.226	0.243	0.267	0.301

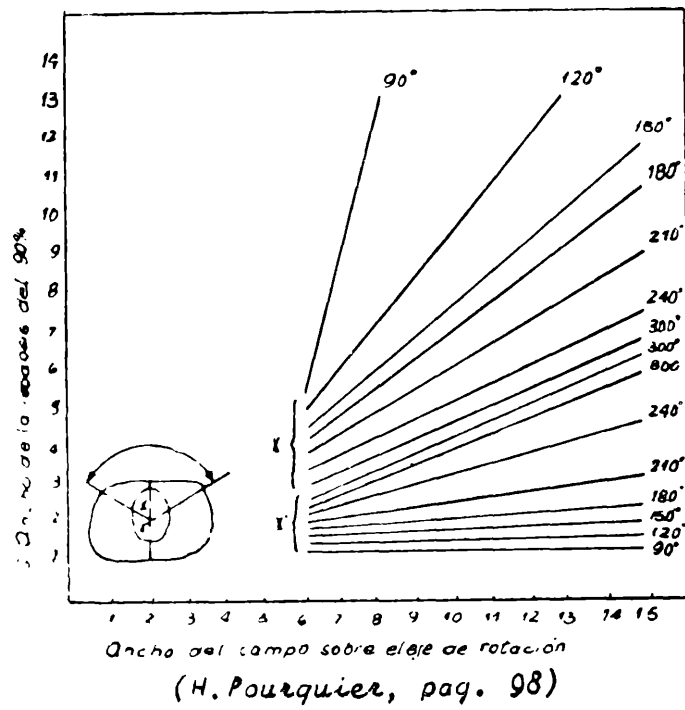
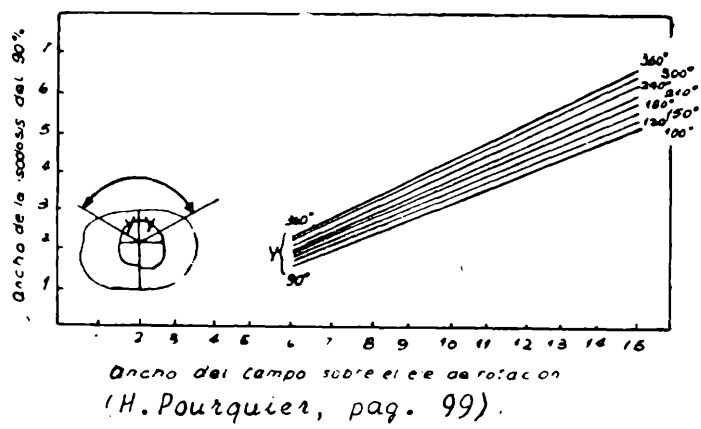
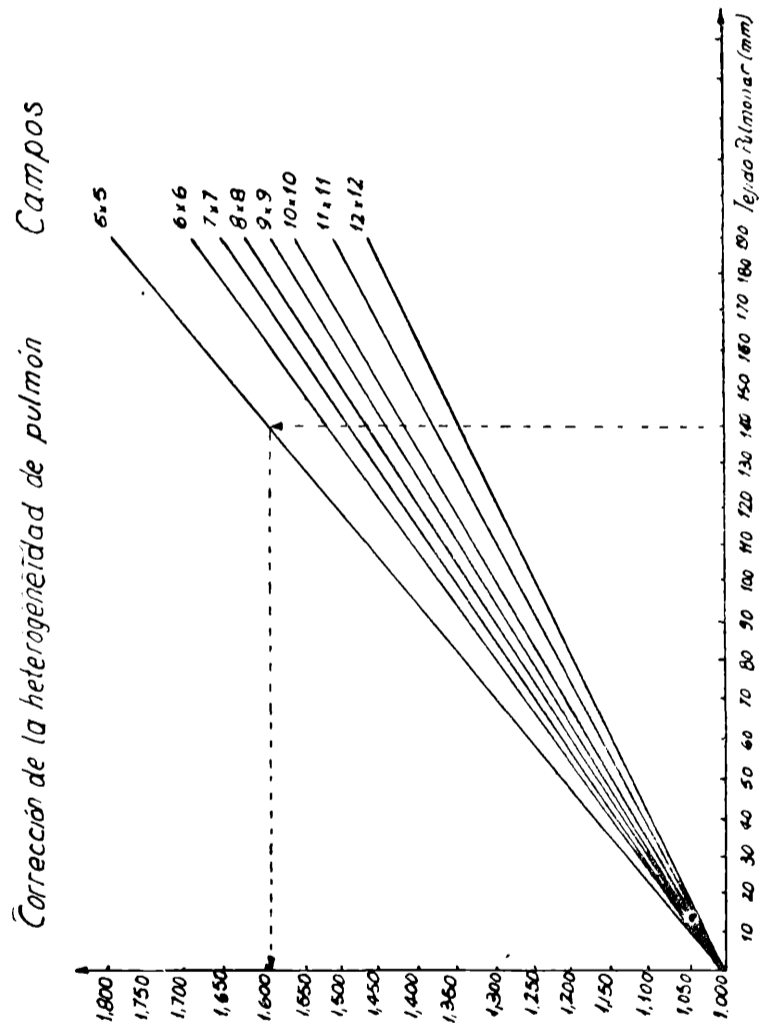


Diagrama n° 2





BIBLIOGRAFIA

- AMALRIC, R.; VIGNE, J. P.: *Le Cesium 137 en Télétherapie*, Gauthier Villars et Cie Editeur, 1963.
- BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY: (Suplement Nº 10) *Depth Doses Tables for Use in Radiotherapy*. Published by the British Institute of Radiology, London 1961.
- GARCÍA CAPURRO, F.: *Radioterapia Práctica*; Ed. Inter-Médica, 1961.
- GUÍA PARA LA RADIODOTERAPIA DE MOVIMIENTO: Departamento científico de C. H. F. Muller Aktiengesellschaft; Hamburgo, 1958.
- KUNKLER, P.; RAINS, A.: *Tratamiento del Cáncer en la Práctica Clínica*, Salvat Editores, S. A. 1963.
- MURPHY, W.: *Radiation Therapy*, W. B. Sanders Company, 1959.
- NOGUERA, O.; AMBROGNA, J.; ROSIGNOLI, L. y TRABUCCO, A.: *Telecobaltoterapia, Técnica y Métodos*, Ed. Inter-Médica, 1961.
- OLIVARES MUÑOZ, P.: *Determinación de la Dosis Integral* (Madrid, España) Vol. III, nº 2, p. 244; 1964.
- OTERO LUNA, J.: *Telecobaltoterapia, Dosimetría Física y Clínica* (tesis doctoral, Facultad de Medicina de Sevilla (España), abril de 1962).
- PÉREZ MODREGO, S.: *Cáncer de mama* Acta Oncológica (Madrid, España) Vol. I, nº 1, p. 1; 1962.
- PÉREZ MODREGO, S.: *Detección Precoz, Diagnóstico y Tratamiento del Cáncer*, Ed. Garsse 1965.
- PISANI, G.; CORTISSONE, C.; SAVINO, G. y MALASPINA, A.: *Elementi Fisici, Biologici y Tecnici della Telecobaltoterapia*, Edizioni Minerva Médica 1961.
- POURQUIER, H.: *La Telecobaltoterapie en Cancerologie*, Masson et Cie Editeurs, 1962.
- SURMONT, V.; LALANNE, C.: Journal de Radiologie et d'Electrologie. Tomo 38, números 5-6, 1957.
- TUBIANA, M.; DUTREIX, A.; JOCKEY, P.: *Bases Physiques de la Radioterapie et de la Radiobiologie*, Masson et Cie. Editeurs 1963.
- WACHSMANN, F.; DIMOTISIS, A.: *Kurven und Tabellen fur die Strahlentherapie*. S. Hirzel Verlag, Stuttgart, 1957.
- WACHSMANN, BARTH, N.; DI RIENZO, S.: *Radioterapia Moderna*. Ed. Alessandri, 1957.

Agradecimiento:

A la Comisión de Investigación Científica de la Provincia de Buenos Aires que me permitió concretar mi viaje de perfeccionamiento.

A las autoridades del Instituto de Cultura Hispánica de Madrid (España) y de La Plata (Argentina).

Al doctor S. Pérez Modrego, Profesor Titular de Medicina Nuclear de la Facultad de Medicina de Madrid y Director del Centro de Oncología y Medicina Nuclear de Madrid, quien dirigió mi actividad científica durante mi estadia en su Servicio en calidad de Médico Concurrente.

A la doctora Pilar Olivares Muñoz, Jefa del Departamento de Radio-Física del Centro de Oncología y Medicina Nuclear de Madrid.

A todos los colaboradores del profesor S. Pérez Modrego.

Y al ingeniero Alberto Jorge Narcy.

La Plata, junio de 1965.