

14 Ejm

Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE CIENCIAS

DOSIMETRIA DE UN SISTEMA DE APLICACION A
CONTROL REMOTO DE FUENTES RADIOACTIVAS
DE COBALTO - 60, PARA TRATAMIENTO DE
CANCER CERVICO - UTERINO.

T E S I S

Que para obtener el título de

F I S I C O

P r e s e n t a

FELIPE FLORES FRANCO

México, D. F.

Abril de 1981



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

INDICE

	pag.
Introducción	1
Métodos de tratamiento del Cáncer Cervico-Uterino	9
i.- Método Estocolmo	11
ii.- Método Paris	13
iii.- Sistema Manchester	14
Sistema de Carga Diferida	18
i.- Carga Diferida Manual	19
ii.- Carga Diferida Automática	21
a Control Remoto	
Sistema de Carga Diferida Automática a Control Remoto, instalado en el Hospital de Oncología, del Centro Medico Nacional; ;I.M.S.S.	24
Conceptos Radiobiológicos	32
Dosimetría	43
i.- Cámara de Ionización	44
Método Directo	49

	pag.
Método Indirecto	54
ii.-Termoluminiscencia	62
Resultados y Aplicaciones	70
Conclusiones	72
Bibliografía	74

INTRODUCCION

La enfermedad del área genital femenina que nace del epitelio del cuello uterino es el Cáncer más común en la población mexicana ; causa de un alto índice de mortalidad ; el carcinoma se encuentra localizado en los organos pélvicos tales como el cérvix, útero y tercio superior de la vagina. Por ser un carcinoma moderadamente radiosensible, una forma de su tratamiento es a base de radiación intrauterina y externa.

Radium-226 fué usado por primera vez para tratamiento intrauterino en 1903, haciendo posible proporcionar una dosis local de irradiación al tumor, pero debido a la caída rápida de dosis en dirección lateral, no es posible alcanzar dosis cancericidas más allá de 3 a 3.5 cm. de la fuente de radium y como es necesario irradiar el área de los parametrios y nodos linfáticos, que se encuentran a una distancia de 5cm. de la línea media del útero, se hace necesario complementar el tratamiento por medio de terapia externa.

En el Hospital de Oncología Centro Médico Nacional del Instituto Mexicano del Seguro Social , se usa el Sistema Manchester¹ en la aplicación intrauterina y consiste en la colocación de 65 a 85 mg. de radium-226 a través de un aplicador

insertado en la paciente por un tiempo de 72 a 120 hrs., dependiendo de la dosis deseada. El aplicador está formado de una sonda uterina y dos ovoides, colocándose la sonda en el canal cervico-uterino y los ovoides en la parte superior de los fondos de saco laterales. Las cargas de radium-226 tienen la forma de tubos y cada uno puede tener 10, 15, 20 ó 25 mg., estos tubos se insertan de dos a tres en la sonda uterina en forma de tandem, quedando un tubo en la región del cérvix y los otros dos tubos en el útero, complementándose la carga total con la colocación de un tubo en cada ovoide, con lo que se logra irradiar el área invadida por la neoplasia.

La colocación del material radiactivo se hace en el quirófano pasando posteriormente la paciente a una sala de radiodiagnóstica que se tomen radiografías de control de las fuentes radiactivas, para verificar su colocación y de ahí pasa a un cuarto aislado en donde queda internada de 3 a 5 días. Lo anterior hace que gran parte del personal hospitalario sea expuesto a las radiaciones. En un hospital en donde se realizan alrededor de doce aplicaciones por semana, hace que el problema de protección radiológica sea mayor.

Para resolver lo anterior se han diseñado una serie de dispositivos, que permiten que la colocación de las fuentes radiactivas se haga en forma diferida a la colocación del aplicador. Esto es : En el quirófano se coloca el aplicador que llevará las fuentes radiactivas, las cuáles son simuladas con cilindros metálicos de las mismas dimensiones de los tubos de radium-226 . El proceso se desarrolla en la forma expuesta y hasta que la paciente se encuentra en su cuarto , las fuentes simuladas son reemplazadas por las radiactivas, con esto se evita la irradiación del personal en el quirófano, en radiodiagnostico , camilleros , elevadoristas y toda aquella persona que pudiera estar con la paciente durante su recorrido(quirófano-rayos x - internamiento) sin embargo , no se evita la exposición del personal que vá a estar a cargo del paciente durante su hospitalización.

El Cathetrón² es un sistema de carga diferida que ha sido diseñado para terapia de cáncer cervico-uterino , con fuentes radiactivas de cobalto sesenta (Co-60) de alta actividad y que tiene como idea básica , efectuar la aplicación de las fuentes radiactivas a control remoto desde una consola de control , situada afuera de la sala de tratamiento y ello sólo después de que dicho aplicador ha sido insertado y colocado correctamente en la paciente.

El uso de fuentes de Co-60 de alta actividad, permite reducir el tiempo de aplicación del material radiactivo de días a minutos, haciendo posible que la paciente no sea internada y pueda trasladarse después de la aplicación a su casa y a la vez logrando eliminar totalmente la irradiación al personal hospitalario.

Siendo el objeto de este trabajo la realización, de la dosimetría de las fuentes radiactivas de alta actividad del Cathetron y la obtención de la distribución de dosis alrededor de las mismas, para así poder determinar los tiempos de tratamiento.

Se hace una estimación cuantitativa de el flujo de fotones en un punto del espacio, el cual es irradiado por un haz de radiación gamma. En la practica este flujo de fotones es medido por la ionización producida en aire ó en una cavidad de aire, en un tiempo dado y a la cantidad así medida se le refiere como una exposición.

La exposición se define como $\frac{\Delta Q}{m}$ donde ΔQ es la suma de toda la carga electrica , debida a todos los iones de un

de un signo producidos en aire, cuándo todos los electrones liberados por los fotones, en un elemento de volumen de aire, cuya masa es Δm son totalmente frenados, la exposición tiene como unidad al Roentgen³ (R) que corresponde a :

$$2.58 \times 10^4 \text{ coulomb/kg. - de aire}$$

En radioterapia con rayos gamma, es posible medir la exposición ó la razón de exposición en cualquier punto del campo de radiación, siendo de interes, la energía absorbida de el haz por la materia en este punto, a lo que se le conoce como la dosis absorbida y se define, como la energía cedida a la materia por la radiación ionizante, por unidad de masa del material irradiado, en el punto de medición, es decir:

$$D = \frac{\Delta E_d}{\Delta m}$$

donde ΔE_d es la energía cedida por la radiación a la materia, en un elemento de masa Δm .

La unidad de dosis absorbida es el rad⁴ (r) y corresponde a 0.01 joule/Kg., en la actualidad, se a adoptado al Gray⁵ (Gy) como la unidad de dosis absorbida, donde:

$$1 \text{ Gray} = 1 \text{ joule / Kg.} = 100 \text{ rads}$$

Si se conoce, la exposición en un punto en Roentgen, la dosis absorbida en rads puede ser calculada, multiplicando los Roentgen por un factor F , a saber:

De la definición de coeficiente de absorción masico μ , se tiene que para cualquier medio irradiado, se cumple la siguiente relación:

Energía absorbida por unidad de masa del medio = Energía del haz por el coeficiente de absorción masico.

$$= E \left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)$$

Si se tiene en cuenta que el coeficiente de absorción masico, es función del número atómico de la sustancia ó medio y de la energía del haz de radiación, si la relación anterior es válida para tejido, es también válida para aire en el mismo punto del haz, es decir:

$$\frac{\text{Energía absorbida por gramo de tejido}}{\text{Energía absorbida por gramo de aire}} = \frac{E}{E} \times \frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)_{\text{tejido}}}{\left(\frac{\mu_a}{\rho} \right)_{\text{aire}}}$$

Como la energía promedio, que es absorbida en aire para producir una ionización es de 5.39×10^{-18} joules y la carga de el electrón es de 1.6×10^{-19} Coulombs y un Roentgen es

2.58×10^{-4} Coulombs /Kg.-aire, entonces una exposición de un Roentgen relaciona $2.58 \times 10^{-4} / 1.6 \times 10^{-19}$ electrones/Kg.-aire y cada uno de ellos requiere una absorción de energía de 5.39×10^{-18} Joules, luego se tiene que, la energía total de absorción por kilogramo de aire , como resultado a una exposición de un Roentgen es:

$$\frac{2.58 \times 10^{-4} \times 5.39 \times 10^{-18}}{1.6 \times 10^{-19}} = 0.00869 \text{ Joules/Kg.}$$

Si $1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Joules/Kg.}$, $0.00869 \text{ Joules/Kg.}$ seran 0.869 rads y la relación anterior puede escribirse como:

$$\text{Energía absorbida por gramo de tejido} = 0.869 \times \frac{(\mu_a/\rho)_{\text{tejido}}}{(\mu_a/\rho)_{\text{aire}}}$$

por lo que:

$$D (\text{ rads }) = F \cdot X (\text{ Roentgen })$$

donde :

$$F = 0.869 \times \frac{(\mu_a/\rho)_{\text{tejido}}}{(\mu_a/\rho)_{\text{aire}}}$$

Para el presente trabajo, se tiene un haz de radiación gamma, de fuentes de Cobalto sesenta (Co-60) para el cual el factor $F = 0.95$

Para realizar las mediciones del presente trabajo se hizo uso de una cámara de ionización Farmer⁷ de 0.6 c.c., acoplada a un electrómetro Keithley⁸ modelo 610 c . Y la obtención de la distribución de dosis (curvas de isodosis) alrededor de las fuentes, fué por medio de dósimetria termoluminiscente⁹, con cristales de fluoruro de litio LiF. (T.L.D.- 100)

MÉTODOS DE TRATAMIENTO DEL CÁNCER
SERVICIO UTERINO.

Existen varios métodos en el uso de fuentes de radium-226 - para el tratamiento del cáncer cérvico-uterino, siendo los más usuales el de Estocolmo , París , y sistema Manchester , todos ellos tienen un propósito en común, la colocación de las fuentes en una posición tal que relacionadas entre sí, proporcionen una dosis efectiva de radiación al tumor primario y aquellas áreas donde el cáncer puede estar localizado. Esto incluye el tejido paracervical y los nodos linfáticos a lo largo de la pared pélvica y todos los tejidos que ocupan los espacios paracervical y parametrial. Para mayor comprensión del texto ver descripción anatómica de la vagina y del cuerpo uterino en la fig. (1.)

La diferencia principal entre estos métodos es la combinación de la carga radiactiva, tiempo de aplicación y número de fracciones necesarios para lograr una dosis cancericida. En el método Estocolmo se utilizan alrededor de 150 mg. de radium en dos fracciones por espacio de 24 hs. cada una. En el método París se propone una irradiación continua de 120 hs. aplicando de 60 a 65 mg. de radium-226 y el sistema Manchester que es una modificación del método París consiste en la aplicación de 65 a 85 mg. en dos fracciones de 72 hs. cada una.

METODO DE ESTOCOLMO.- En este método se utilizan en la cavidad uterina de 50 a 70 mg. y de 60 a 80 mg. de radium en la cavidad vagina. Fig. (2)

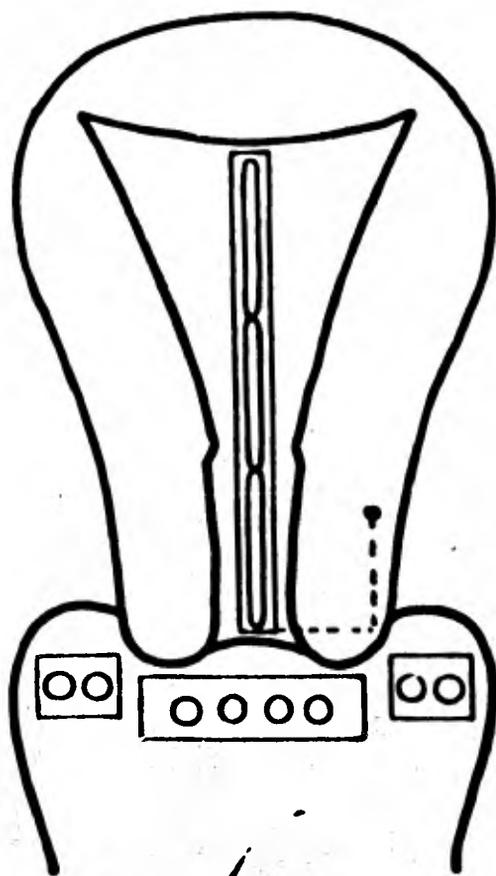


Fig. (2) APLICACION DE RADIUM EN EL METODO ESTOCOLMO.

El aplicador vaginal es una caja plana en cuya superficie - se distribuyen homogéneamente las fuentes radiactivas, la - cual se coloca contra el cérvix. El aplicador intrauterino en el cual se colocan los tubos de radium-226 en tandem pue - de variar su longitud de 4.5 a 7.5 cms. y de 0.7 a 0.8 cms. de diámetro, la pared de ambos aplicadores es de 2mm. de --

platino.

La dosis a un punto A que se localiza a 2 cms. por arriba - del extremo inferior del último tubo intrauterino y 2 cms. en dirección lateral del canal uterino es de 6,000 rads, -- siendo aplicada en dos sesiones de 24 a 28 hs. cada una con un intervalo de 3 semanas. El cálculo de la dosis es difícil de realizar debido a la inhomogeneidad del tejido pélvico y a la distribución tridimensional variable, por lo que inicialmente se uso el criterio de los miligramos-hora, es decir los miligramos de radium-226 insertados en la paciente en un tiempo determinado. A este tratamiento intracavitario se le complementa con irradiación externa.

Método París.- En este método se emplean 65 mg. de radium, el cual es aplicado en forma continua por un total de 120 hs. removiendo y reemplazándolo diariamente después de una ducha vaginal.

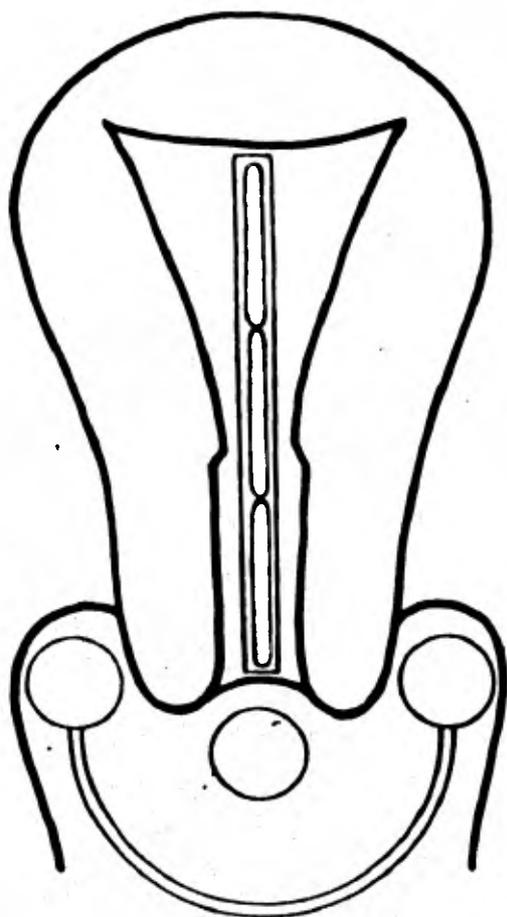


Fig. (3) APLICACION DE RADIUM EN EL METODO PARIS.

El aplicador intrauterino lleva tres tubos de radium, dos de 13.3 mg. y uno de 6.6 mg. con una pared de 1.0 mm. de platino, el aplicador vaginal consiste de un corcho cilíndrico hueco donde se deposita un tubo de radium-226 de 13.3 mg.

colocando uno en cada fondo de saco lateral quedando unidos por un resorte metálico, algunas veces es necesario adicionar un aplicador de corcho llevando 6.6 mg. de radium-226 - en la parte central contro el cérvix. Fig. (3.)

La dosis dada a un punto A definido en forma análoga al método de Estocolmo es del orden de los 8,000 rads. siendo -- aplicada en una sesión. El cálculo de la dosis se hace en forma análoga al método de Estocolmo siendo necesario complementar el tratamiento por este método con irradiación externa.

Sistema Manchester.- Este Sistema es una modificación del método de París. El tratamiento es aplicado en dos sesiones cada una de ellas de tres días de duración, con un intervalo de 4 a 7 días teniendo como característica principal:

1o.- La selección y definición de dos puntos A y B; el punto A que es representativo de la dosis al triángulo paracervical, que se encuentra localizado, en el borde medio de los ligamentos gruesos donde, los vasos uterinos cruzan el uretero. El punto A es el punto anatómicamente comparable de paciente a paciente, situado en una región, donde la dosificación no es muy sensible a cambios sin importancia, respecto a la posición del aplicador y sobre todo permite correlacionar los efectos clínicos con los niveles de radiación. Este

punto se localiza a 2 cms. en dirección lateral al cana central del útero y 2 cms. hacia arriba de la membrana mucosa de los fondos de saco laterales en el plano del útero. El punto B que es representativo de la dosis a los parametrios y nodos linfáticos debido a irradiación externa se localiza a 3 cms. laterales del punto A y al misio nivel. Fig. (4.)

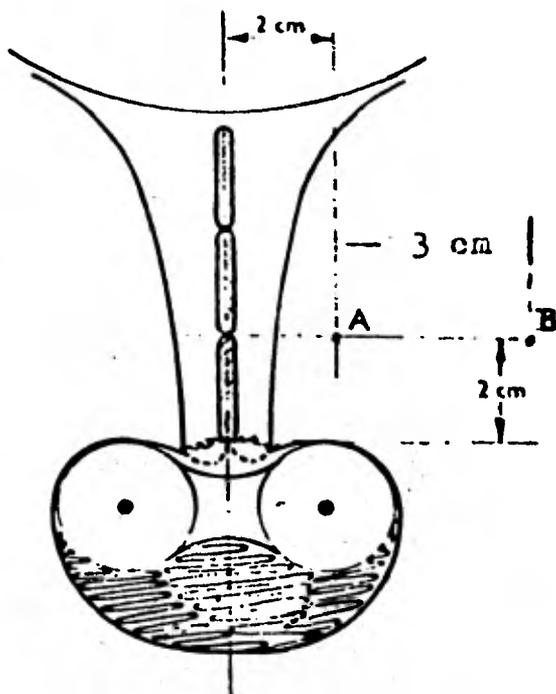


Fig. (4) APLICACION DE RADIUM SISTEMA MANCHESTER.

20.- Introduce nuevos aplicadores vaginales e intrauterinos, a los aplicadores vaginales se les denomina ovoides y se usan en pares insertados a nivel del cérvix, con dimensiones de 2.0, 2.5 y 3.0 cms. de diámetro y 17.5, 20.0 y 22.5 mg. de radium-226, la superficie del ovoide esta basada en las curvas de isodosis de un tubo de radium-226 de 1.5 cms. de longitud activa; el aplicador intrauterino tiene varias longitudes a saber, largo, mediano y corto con 35, 25 y 20 mg. - de radium-226.

30.- Se usa un sistema de carga de los tubos de radium-226 para los aplicadores en términos de un número simple de unidades, tal que la razón de dosis al punto A, sea siempre constante e independiente de la combinación de los aplicadores.

El número de miligramos que constituye la unidad depende de la dosis deseada, es decir de la dosis total en el tiempo de tratamiento completo, la dosis óptima para la aplicación de radium-226 es del orden de 8,000 rads. distribuidos en dos sesiones de 72 hs. implica 55.5 rads/hr por lo que la carga específica para una unidad es de 2.5 mg. de radium-226 con una pared de 1mm. de platino.

Tabla de mg. de radium-226 aplicados y dosis correspondiente al punto A para diferentes aplicadores y ovoides en el Sistema Manchester.

Aplicadores intrauterinos

Largo	carga	15, 10, 10 mg.	dosis	37.1 rads/hr.
Mediano	carga	15, 10 mg.	dosis	36.9 rads/hr.

Ovoides vaginales

Grandes	carga	22.5 mg.	dosis	20.4 rads/hr
Medianos	carga	20.0 mg.	dosis	20.5 rads/hr
Chicos	carga	17.5 mg.	dosis	20.5 rads/hr

1.- Razón de dosis para inserción estandar es de 56.7 a 57.6 rads/hr.

2.- Tiempo promedio para 8,000 rads. de 140 hrs.

Cuándo se usa irradiación externa la dosis a los parametrios (punto B) es del orden de 3,000 rads. distribuidos en 4 semanas, entonces la dosis al punto A es de 6,500 rads. en dos sesiones, una al iniciar y laotra al terminar la irradiación externa.

SISTEMA DE CARGA DIFERIDA

En los Centros Hospitalarios donde se hace uso continuo de los métodos intracavitarios para tratamiento del cáncer -- cervico uterino, se afronta el problema de protección radiológica al personal médico, para-médico, y personal asociado con el cuidado y transporte de la paciente.

Como ejemplo, el método tradicional que se seguía en el Hospital de Oncología del C.M.N., I.M.S.S., consistía en insertar los aplicadores con las fuentes radioactivas de 65 mg. de radium en el quirófano localizado en el séptimo piso, exponiéndose a radiación el médico radioterapeuta, anestesiólogo, enfermera y técnico de manejo de radium. En seguida se trasladaba la paciente a una sala de radiodiagnóstico localizada en la planta baja con el fin de obtener placas radiográficas que permitieran la localización geométrica de la posición de los aplicadores, si ésta no era la correcta, se hacían las modificaciones necesarias hasta hacerla satisfactoria. Una vez tomadas las placas la paciente pasaba al área de hospitalización localizada en el 6o. piso quedando internada hasta terminar el tratamiento.

El manejo de la paciente con el material radioactivo insertado implicaba, exposición a radiación del camillero que la transportaba, elevadorista, personal hospitalario, pacientes y técnico de radiodiagnóstico que realizaba la toma

de placas, personal asociado, pacientes del servicio de ra yos X y personal de enfermería encargado del cuidado de la paciente y todo tipo de personal que en alguna forma estuviera en contacto con la paciente.

Debido a que se realizaban de 10 a 15 aplicaciones de radium-226 por semana, el problema de protección radiológica era de suma importancia.

Con la idea de reducir la exposición al personal, tener mayor exactitud en la colocación de los aplicadores, se hizo uso de la técnica de carga diferida del material radioactivo.

La técnica de carga diferida se puede llevar a cabo en dos formas, a saber: Carga diferida manual¹⁰ y carga diferida automática.¹¹

La técnica de carga diferida manual se realiza en la actualidad en el Hospital de Oncología del C.M.N. y consiste en lo siguiente: En el quirófano el médico radioterapeuta auxiliado por anestesiólogo, enfermera y técnico de radium-226, coloca los aplicadores intrauterino y vaginal en la paciente sin carga de material radioactivo, pero se colocan unos cilindros metálicos que simulan los tubos de radium-226 con el fin de localización. El hecho de trabajar sin material radioactivo, implica que se puede emplear ma-

por tiempo durante la colocación de los aplicadores sin el temor de la exposición a radiación, por lo que su posición es más exacta, posteriormente a la paciente se le lleva a una Sala de Radiodiagnóstico para toma de placas radiográficas de los aplicadores.

Asegurando de esta forma su posición correcta, solo si el arreglo completo es aprobado, la paciente es trasladada a un cuarto aislado donde queda internada durante el tiempo del tratamiento.

Es en este cuarto donde se hace el cambio de las fuentes simuladas por las fuentes reales que contienen el material radioactivo, siendo la sustitución y renovación de tales fuentes sin necesidad de mover a la paciente.

Con el uso de esta técnica se minimiza la exposición de radiación al médico radioterapeuta, anesthesiólogo, enfermera, técnico de radium-226 y todo el personal que estuvo en contacto con la paciente hasta la internación en su cuarto -- aislado, prevaleciendo solo exposición en el cambio de las fuentes simuladas por las reales y al personal de enfermería responsable del cuidado de la paciente.

Esta técnica se puede adaptar a cualquiera de los métodos de tratamiento mencionados anteriormente en particular en

el Hospital de Oncología se tienen adaptada al Sistema Man
chester.

La técnica de carga diferida automática tiene como base fundamental realizar la colocación del material radiactivo en los aplicadores intrauterino y vaginal a control remoto por medio de una consola de mando que se localiza fuera de la sala de aplicación y ello solo después de que dichos aplicadores han sido colocados correctamente en la paciente, en esta forma se elimina la exposición a radiación del personal médico, paramédico y personal asociado con el cuidado y transporte de la paciente, permitiéndola a la vez que la aplicación se haga sin la presión del tiempo que se tiene en la colocación de fuentes activas, logrando con esto mayor exactitud en la irradiación del tumor.

Existen diferentes unidades para la aplicación de carga diferida del material radiactivo a control remoto como son.

El Brachytrón,^{1,2} Cervitrón,^{1,2} Curietrón,^{1,2} Cathetrón, todas con la finalidad de eliminar el problema de protección radiológica y con diferentes características a saber:

UNIDAD	BRACHYTRON	CERVITRON	CURIETRON	CATHETRON
Fuente/Actividad Total	Co-60/ 10Ci	Cs-137/ Ir-192/ ≤10Ci	Cs-137/ ≤150mCi	Co-60/ ≤50Ci
Tiempo de tratamiento	Minutos	Horas	Días	Minutos
Número máximo de fuentes que se introducen simultáneamente.	3	6	≤4	3/9
Requisitos de protección para la Sala	10Ci/ Co-60	10Ci/ Ir-192	Ninguna	20Ci/ Co-60
Número de pacientes que pueden tratarse	>8/ día	2/ día	1/ semana	>8/ día
Experiencia desde	1963	1971	1966	1965
Número de Unidades en operación	4	4	30	más de 15

De las anteriores unidades el Cathetron ofrece las siguientes ventajas:

- 1.- Equipo diseñado fundamentalmente para tratamientos ginecológicos.
- 2.- Es el equipo con mayor número de fuentes (hasta 9)
- 3.- Alta actividad de las fuentes por lo que se reduce el tiempo de tratamiento.
- 4.- La distribución isodósica deseada se obtiene por combinación de fuentes estáticas.
- 5.- Las cargas pueden diseñarse para utilizarse en los métodos de Manchester, Paris y Estocolmo.
- 6.- El nivel de radiación fuera del contenedor es menor (2 mR/hr) con la carga máxima de 50 Ci.
- 7.- Los sistemas de seguridad (interruptores y gravitacional) sistema manual de regreso de las fuentes, son eficientes.

Por lo anterior el Cathetron fue la Unidad escogida para ser instalada en el Hospital de Oncología del C.M.N., I.M.S.S.

El Cathetron es una unidad para tratamiento del carcinoma del cérvix y cuerpo uterino, que permite tratamientos con fuentes radioactivas de Cobalto 60 de alta actividad, por medio de carga diferida automática, facilitando de esta forma tratamientos en sesiones de tiempos cortos, precisos y sin riesgo de radiación al personal.

Es una unidad que consiste básicamente de: un contenedor, que se encuentra ubicado dentro de la sala de aplicación, el cuál aloja hasta nueve fuentes radioactivas de Cobalto 60, distribuidas en forma circular y numeradas del 1 al 9 para su identificación.

Una consola de control que se encuentra ubicada fuera de la sala de aplicación para el manejo de las fuentes, dos juegos de cables semiflexibles, cables de conexión eléctrica, catéteres de acero inoxidable y tres juegos de ovoides de diferentes diámetros.

Descripción de la consola de control.- La consola de mando - tiene las siguientes partes: fig. (5).

En la parte derecha se encuentran tres relojes electromecáni-

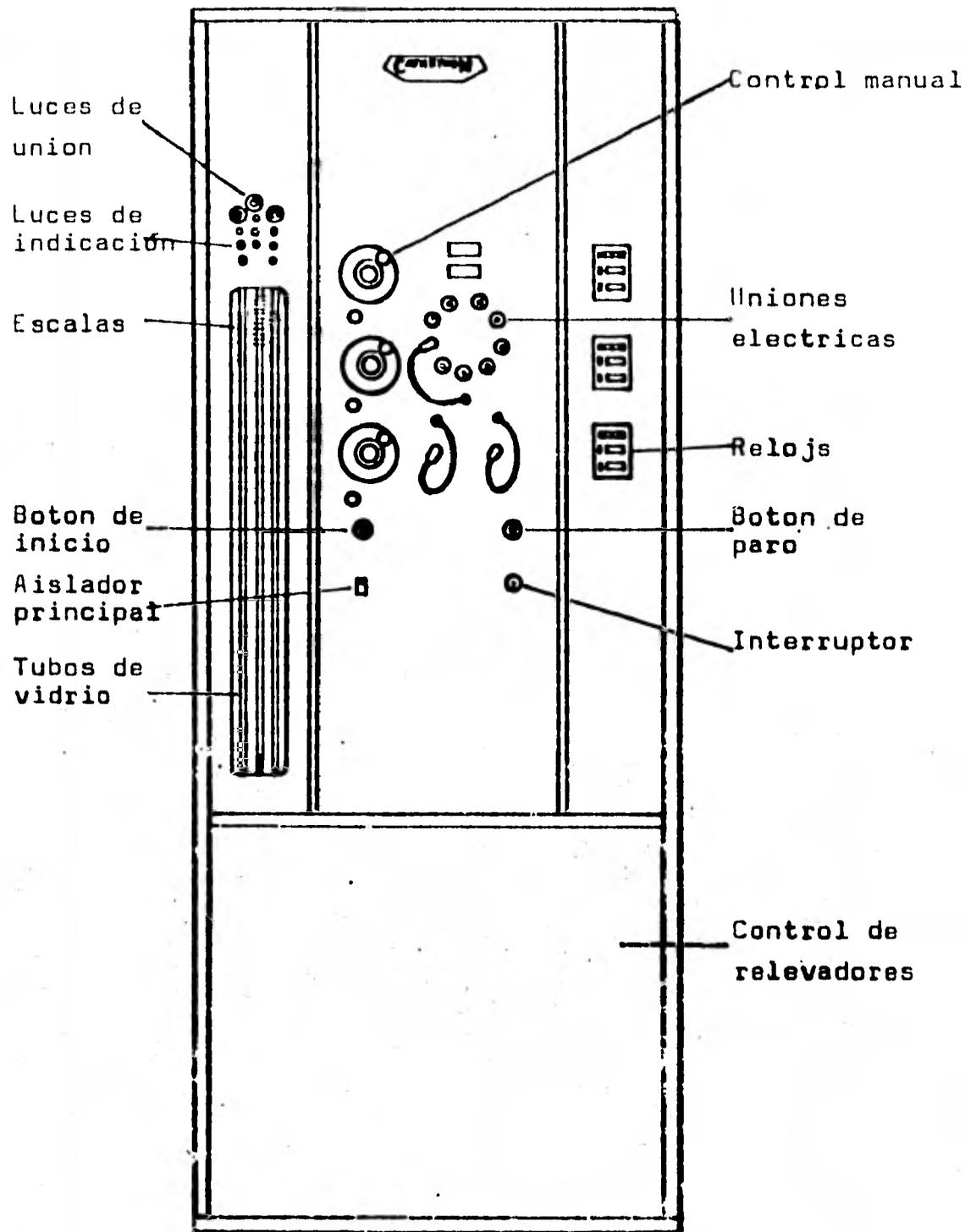


fig. (5).- Consola de control

cos, uno por cada guía, identificados por los colores rojo, amarillo y azul. Cada reloj tiene dos contadores, el primero cuenta en sentido decreciente y el segundo en sentido creciente para verificar el tiempo transcurrido, estos contadores están graduados en minutos y décimas de minuto hasta un máximo de 99.99 minutos.

En la parte izquierda se encuentran cuatro conjuntos de luces: las de la parte superior son blancas y cuando están encendidas indican que las conexiones de los cables semiflexibles y eléctricos de la consola al contenedor y del contenedor a los catéteres, están correctamente conectados. Abajo de las luces blancas se encuentran conjuntos de luces rojas, amarillas y verdes; las luces verdes indican que las fuentes radioactivas están dentro del Contenedor; las amarillas que las fuentes están en tránsito y las rojas, que las fuentes están expuestas en los catéteres. Abajo de estas luces se localizan las indicaciones de la posición de las fuentes y constan de tres tubos de vidrio y dentro de cada tubo se encuentra un cable teleflex indicador, cuando las fuentes están depositadas en los catéteres, los cables teleflex se encuentran en la parte superior del tubo que tiene una escala graduada hasta 20 cms. indicando el recorrido final de las fuentes.

En la parte inferior del centro del tablero se encuentra el

interruptor general de corriente de la unidad completa, el interruptor de corriente para el funcionamiento del mecanismo electromecánico de las fuentes y un interruptor de emergencia que corta el paso de corriente al mecanismo de las fuentes consiguiendo que regresen al contenedor.

En la parte central del tablero se encuentran distribuidos en forma circular nueve orificios que funcionan como enchufes, en la parte inferior de estos enchufes se encuentran tres clavijas de color rojo, amarillo y azul que al insertarlos en alguno de los 9 enchufes cierra el circuito eléctrico seleccionando la fuente deseada que es empujada del contenedor por el mecanismo electromecánico a través de los cables semiflexibles depositándola en los catéteres durante el tiempo de exposición predeterminando en los relojes.

En la parte central izquierda se encuentran tres discos identificados por los colores rojo, amarillo y azul los cuales sirven para corregir en forma manual, la posición final de las fuentes durante la exposición.

Descripción del contenedor.- El contenedor consiste de una esfera de plomo de 53.3 cms. de diámetro fig. (6) en cuyo interior se localizan nueve tubos de acero inoxidable distribuidos en forma circular y numerados del 1 al 9, pasando a través de la esfera, con una curva ligera en el centro pa

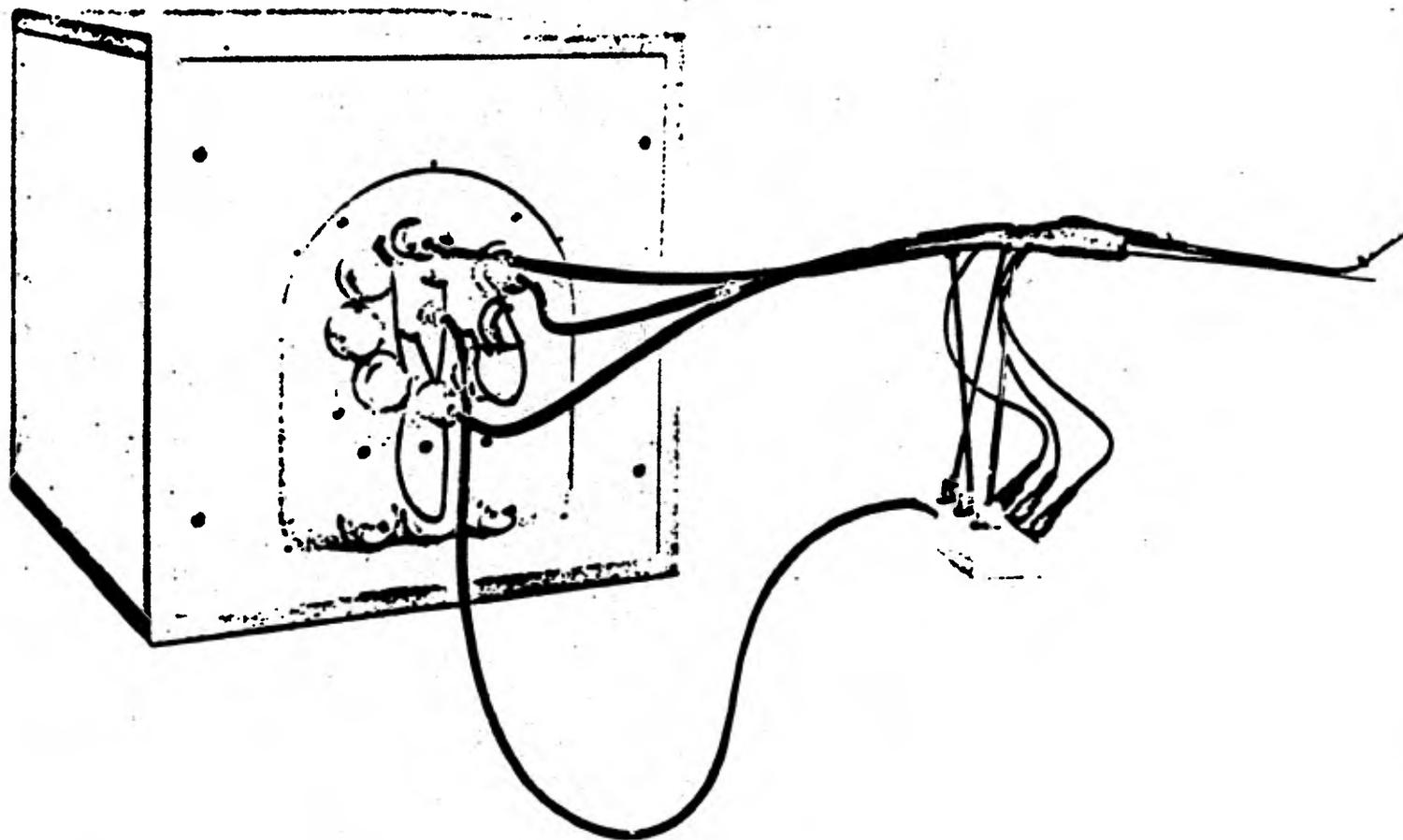


fig. (6).- Contenedor de fuentes

ra lograr máxima protección radiológica, los extremos de estos tubos salen al exterior del contenedor en donde existen interruptores de seguridad que permiten cerrar el circuito eléctrico para el paso de las fuentes.

En el interior de los tubos se encuentran las fuentes radioactivas, unidas en su extremo posterior a un cable semiflexible que sale al exterior del contenedor, permitiendo unirlo a los cables semiflexibles provenientes de la consola de control.

Por la parte exterior anterior del contenedor se conectan - tres cables semiflexibles que sirven para transportar a través de ellos las fuentes y depositarlas en los catéteres previamente colocados al paciente.

Descripción de las fuentes.- Cada fuente esta formada por - cápsulas cilíndricas huecas de acero inoxidable con extremos hemisféricos con una longitud total de 0.8 cms. de diámetro exterior 0.32 cms. y el espesor de la pared 0.05 cms. cada cápsula contiene un cilindro sólido de Cobalto 60 de longitud 0.475 cms. y diámetro 0.16 cms., el Cobalto se encuentra cubierto por una capa de níquel de espesor 0.026 cms.

Las fuentes se colocan en tanden utilizando espaciadores en caso necesario y todo con el fin de simular uno de los tubos

utilizado en un sistema tradicional.

Los tanden van dentro de un alambre helicoidal de 12 cms. de largo, fijándolos por un extremo a un cable acerado helicoidal comprimido que sale al extremo exterior posterior del -- contenedor, donde se une a los cables semiflexibles provenientes de la consola de control.

Dos Cápsulas en tanden tienen una longitud activa de 1.28 -- cms. y una longitud física de 1.6 cms., por lo que es posible usar dos cápsulas para simular un tubo de radium de 2 -- cms. de largo usado en el sistema Manchester, haciendo posible considerar que una sonda uterina Manchester de x cms. de longitud, debe llevar $x/2$ pares en tanden de fuentes encapsuladas con una longitud activa ajustada a $(x - 1)$ cms. por medio de un espaciador central logrando una distribución de dosis alrededor de los aplicadores vaginal e intrauterino, - similar a la obtenida en el sistema Manchester, a excepción del área cercana al eje longitudinal de la fuente debido al efecto de filtración que origina una pequeña variación.

CARACTERISTICAS DE LAS FUENTES DE Co-60

No.de Guia	Aplicador	Long.activa	Actividad nominal al encapsularlas
1	8.25cm Sonda uteri <u>na</u> .	7.0 cm.	5.4 Ci
2	6.25cm Sonda uteri <u>na</u> .	5.0 cm.	4.2 Ci
3	4.25cm Sonda uteri <u>na</u> .	3.0 cm.	3.0 Ci
5 y 6	Ovoides pequ <u>e</u> ños.	1.3 cm.	2.1 Ci
7 y 8	Ovoides media <u>n</u> os y grandes	1.3 cm.	2.7 Ci

CONCEPTOS RADIOBIOLÓGICOS

En los tratamientos con radiaciones a pacientes con carcinomas se ha observado que el efecto biológico depende de factores como: la histología del tumor, sitio y volumen de radiación, oxigenación, recuperación celular, dosis total, tiempo total de tratamiento, número de fracciones y dosis por fracción.

Los estudios en el fraccionamiento de dosis, tiempo total de tratamiento y dosis por fracción se iniciaron en 1930 en reacciones de la piel, siendo los más conocidos los de Reisner y Mc Comb en 1933, y los de Quimby en 1936, a la vez que en Centros Ingleses, Países Escandinavos y la Fundación Curie establecieron esquemas de fraccionamiento de dosis con diferentes tiempos totales de tratamiento; por ejemplo, en el tratamiento de pacientes con cáncer de laringe, la dosis a tumor fue de 6000 a 6500 en 12 a 14 días, de 6000 rads en seis semanas, de 5000 rads en tres semanas, de 7000 a 7500 rads en setenta días; observándose diversidad de criterio en la dosis total y tiempo total de tratamiento.

Strandquist¹³ en 1944 determinó en forma experimental curvas de isoefecto, para diferentes esquemas fraccionados en el tratamiento del carcinoma de la piel y tejido normal, encontrando que dichas curvas tenían la misma pendiente, fig. (7) lo que hace posible realizar

tratamientos en varias fracciones ó en una sola, esto último no fue recomendable debido a complicaciones a órganos internos, siendo más conveniente dividir la dosis total en fracciones y así poder irradiar las células en alguna etapa de reproducción más sensible, (mitosis) lograndose un mayor efecto biológico.

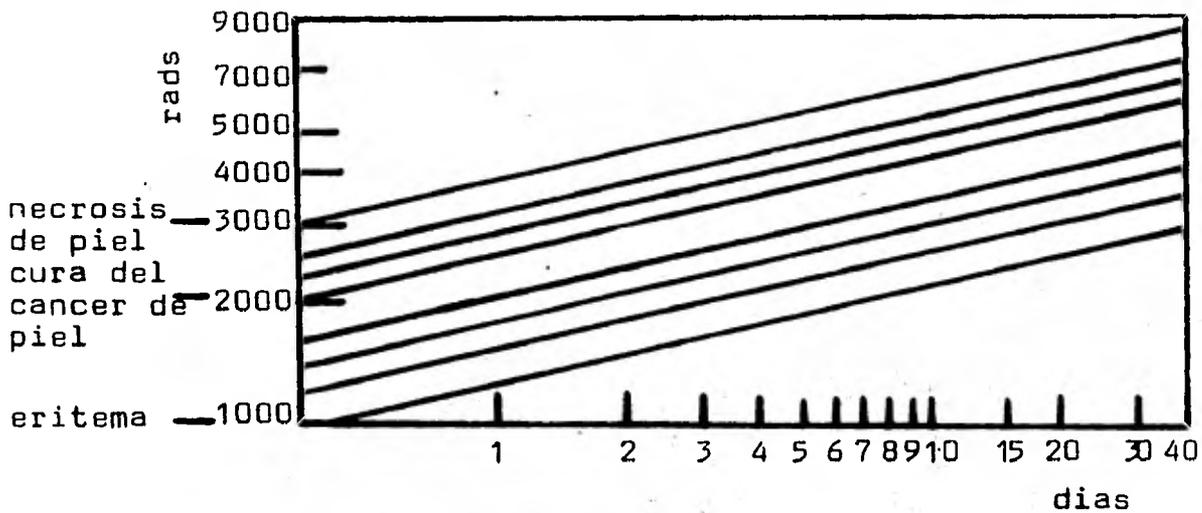


fig. (7) Curvas de isoeffecto según Strandquist.

Ellis¹⁴ en 1967 basándose en la curación del carcinoma de células escamosas y en los trabajos de Cohen (1960) del tipo Strandquist sobre la tolerancia y eritema de la piel fig. (8) encontró que la diferencia de las pendientes de las curvas respectivas de 0.22 y 0.33 era de 0.11 y correspondía al coeficiente de regresión respecto al tiempo, para la recuperación del tejido normal, para un esquema de cinco fracciones por semana. Representando el log. de dosis en las ordenadas y log. del número de fracciones en las abscisas, obtuvo una gráfica con un coeficiente de regresión para el fraccionamiento de 0.24, por lo que sugirió la siguiente expresión matemática:

$$N.S.D. = D \cdot N_{tot}^{0.24} \cdot T^{-0.11} \text{ ret}^* \quad (I)$$

N.S.D. = Dosis Nominal Estándar

D = Dosis total

N_{tot} = Numero de fracciones necesarias para alcanzar tolerancia a tejido normal.

T = Tiempo total de tratamiento

* Equivalente al rad en radioterapia

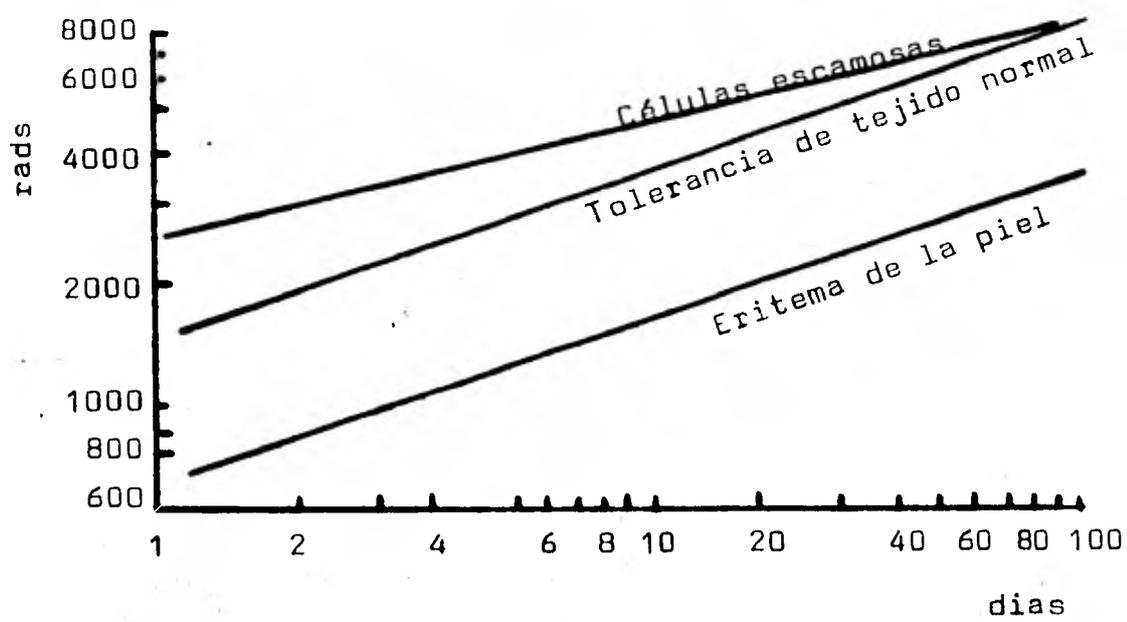


fig. (8) Curvas de isoeffecto en tratamiento del cáncer, de células escamosas, tolerancia y eritema de la piel, por Cohen (1960)

Como la fórmula N.S.D. es aplicable sólo a nivel de tolerancia. Winston¹⁵ en 1969 introdujo el concepto de tolerancia parcial (P,T) para representar niveles de subtolerancia a tejido conectivo normal:

$$P,T = N/N_{tot} \cdot N.S.D.$$

N = Número de fracciones en el tratamiento

En el uso del concepto de P,T es necesario conocer el valor del N.S.D. que es constante para un tipo de tejido y volumen normal dado, pero puede variar entre diferentes centros hospitalarios debido a diferencias de criterio respecto a la tolerancia. Estas variaciones dieron lugar a que J.Kirk¹⁶ y colaboradores en 1971 generalizaran la fórmula del N.S.D., haciendo posible la comparación de diferentes esquemas de tratamiento en base al efecto biológico causado, asaber:

$$C.R.E._f = P \cdot d \cdot N^{0.65} \quad \text{reu}^* \quad (II)$$

donde:

C.R.E._f = Efecto acumulado por radiación

$P = T^{-0.11} N$ Parámetro de repetición

d = Dosis por fracción

N = Número de fracciones que se asignan

* Unidad de efecto de radiación.

Esta función se considera como una suma de los efectos de cada fracción, de tal forma que el daño producido por una fracción, no puede ser evaluado sin considerar el daño producido por fracciones anteriores.

Siendo el Cathetrón un sistema con fuentes de Co-60 de alta actividad, aproximadamente 200 veces mayor al rendimiento de una aplicación tradicional, fué necesario, una evaluación radiobiológica. Dicha evaluación se basa en las experiencias reportadas con el Sistema Manchester, Sistema de Joslin¹⁷ y Hospital de Oncología del I.M.S.S.

Los sistemas de dosis de Manchester y Hospital de Oncología fueron descritos con anterioridad, el sistema de Joslin que se tomó en cuenta consiste en dar cuatro fracciones de 1000 rads, una cada siete días con el Cathetrón, más doce fracciones de 200 rads cada una con radioterapia externa, en 26 días de duración.

Para traducir dichas experiencias en un concepto radiobiológico, se hace uso de la formulación de J.Kirk, (ec. II) aplicándose a los esquemas de dosis, dados con el Cathetrón y terapia externa, en los puntos A y B:

Punto A

$$N = 8 \text{ fracciones}$$

$$\text{Cathetrón } d = 960 \text{ (rads) dosis por fracción}$$

$$T = 25 \text{ días}$$

de la ec. (II)

$$C.R.E._f = (T/N)^{-0.11} d \cdot N^{0.65}$$

sustituyendo valores:

$$C.R.E._f = (25/8)^{-0.11} 960 \cdot 8^{0.65} = 3272 \text{ reus}$$

Punto B

$$N=8 \text{ fracciones}$$

$$N=8 \text{ fracciones}$$

$$\text{Cathetrón } d=320 \text{ rads}$$

Terapia

$$d=314 \text{ rads}$$

$$T=25 \text{ días}$$

Externa

$$T=25 \text{ días}$$

De la relación de J.Kirk¹⁶, para un régimen con dos esquemas simultáneos, se tiene:

$$C.R.E. = (T/N)^{-0.11} \cdot N^{0.65} \cdot \left[\frac{d_c^{1/0.65} + d_{t.e.}^{1/0.65}}{2} \right]^{0.65} \quad (III)$$

donde:

d_c = dosis por fracción con el Cathetrón

$d_{t.e.}$ = dosis por fracción con terapia externa

sustituyendo valores en la ec. (III), se tiene:

$$\text{C.R.E.} = (25/8)^{-0.11} \cdot 16^{0.65} \cdot \left[\frac{320^{1.528} + 314^{1.528}}{2} \right]^{0.65}$$

$$\text{C.R.E.} = 0.952 \cdot 6.062 \cdot 317.007 = 1829.6 \text{ reus}$$

Se tiene que la dosis en el punto B, es la contribución dada con el Cathetrón más la dosis dada con terapia externa, lo que implica, un régimen de dos esquemas, cuyas fracciones son dadas en forma alterna.

Para poder realizar la suma J.Kirk y colaboradores consideraron lo siguiente:

- i.- Para dos fracciones secuenciales de esquemas diferentes, el efecto de la segunda fracción, no puede ser evaluado, sin el conocimiento del efecto de la primera; condición inicial para acumulación de daño.
- ii.- La determinación de una condición de equivalencia en la unión de dos fracciones de esquemas diferentes.

Sean los esquemas A y B, con fracciones a_1, a_2, \dots, a_N y b_1, b_2, \dots, b_n y d_a, d_b las dosis por fracción respectivas, y e el

parametro de repetición.

Para un C.R.E. en particular del régimen, se determinan las $n_{a1}, n_{a2}, \dots, n_{aN}$ y $n_{b1}, n_{b2}, \dots, n_{bN}$ de los esquemas respectivos.

Si la primer fracción dada es del esquema A, el C.R.E. obtenido es debido a n_{a1} , donde n_{a1} tiene el valor de 1. La siguiente fracción dada sera la primera del esquema B ($n_{b1}-1$), y $n_{a1}, (n_{b1}-1)$ pueden alcanzar el mismo C.R.E. respectivamente; argumento que puede ser repetido sucesivamente.

Ahora los efectos de la radiación en la unión de estas fracciones, estan relacionados por las siguientes condiciones de equivalencia:

$$P_e \cdot d_a \cdot n_{a1}^m = P_e \cdot d_b \cdot (n_{b1}-1)^m$$

$$P_e \cdot d_a \cdot (n_{a2}-1)^m = P_e \cdot d_b \cdot n_{b1}^m$$

$$P_e \cdot d_a \cdot n_{a2}^m = P_e \cdot d_b \cdot (n_{b2}-1)^m$$

⋮
⋮
⋮

$$P_e \cdot d_a \cdot n_{aN}^m = P_e \cdot d_b \cdot (n_{bN}-1)^m$$

de las condiciones anteriores se elimina P_e , y se expresa de la forma siguiente:

$$(d_a/d_b)^{1/m} \cdot n_{a1} = n_{b1}-1$$

para $y = (d_a/d_b)^{1/m}$ las condiciones de equivalencia se expresan, como sigue:

$$\begin{aligned}y \cdot n_{a1} &= n_{b1} - 1 \\y \cdot (n_{a2} - 1) &= n_{b1} \\y \cdot n_{a2} &= n_{b2} - 1 \\&\vdots \\y \cdot n_{aN} &= n_{bN} - 1\end{aligned}$$

ahora, se puede expresar n_{b1} en función de la primer fracción n_{a1} , a saber:

$$\begin{aligned}n_{b1} &= y \cdot n_{a1} + 1 \\n_{b2} &= y \cdot (n_{a1} + 1) + 2 \\n_{b3} &= y \cdot (n_{a1} + 2) + 3 \\&\vdots \\n_{bN} &= y \cdot [n_{a1} + (N+1)] + N\end{aligned}$$

sustituyendo el valor de Y , y expresando el C.R.E. como una sumatoria de los efectos de radiación, se tiene:

$$\begin{aligned} \text{C.R.E.} &= \rho_e \cdot d_b \cdot \left\{ (d_a/d_b)^{1/m} \cdot [n_{a1} + (n-1)] + N \right\}^m \\ &= \rho_e \cdot \left\{ d_a^{1/m} \cdot [n_{a1} + (N-1)] + d_b^{1/m} \cdot N \right\}^m \end{aligned}$$

Si N es el número de tratamientos de cualquier esquema, entonces:

$N = N_a = N_b$ y si \mathcal{N} es el número total de tratamientos, tenemos

que: $\mathcal{N} = 2N$ y como $n_{a1} = 1$, se tiene:

$$\text{C.R.E.} = \rho_e \cdot N^m \cdot (d_a^{1/m} + d_b^{1/m})^m$$

$$\text{C.R.E.} = \rho_e \cdot \mathcal{N}^m \cdot \left(\frac{d_a^{1/m} + d_b^{1/m}}{2} \right)^m$$

que resulta ser la ecuación (III).

DOSIMETRIA

La dosimetría de las fuentes de Co-60 se realizó con una cámara de ionización Farmer y con Termoluminiscencia.

En la dosimetría de las diferentes fuentes para determinar su rendimiento en los puntos A y B de Manchester, se usó un electrómetro Keythley 610 C acoplado a una cámara de ionización Farmer de 0.6 c.c.

La dosimetría con termoluminiscencia se uso para la obtención de las curvas de isodosis de las fuentes. El cristal usado fué, fluoruro de litio (LiF), en forma de barras de 1•1•6 m.m. de dimensiones. El equipo para calentamiento y lectura de las barras fué un detector termoluminiscente Harshaw modelo 2000 A y un integrador picoamperímetro Harshaw 200 B.

Al determinar el rendimiento en aire de las fuentes en los puntos A y B, lo que se hace es medir la exposición, haciendose necesario colocar un cierto elemento volumetrico, que contenga una cantidad conocida de aire, en los puntos respectivos en que se ha de determinar.

Para ello se usa la cámara de ionización de aire libre ó cámara patron¹⁸ fig. (9).

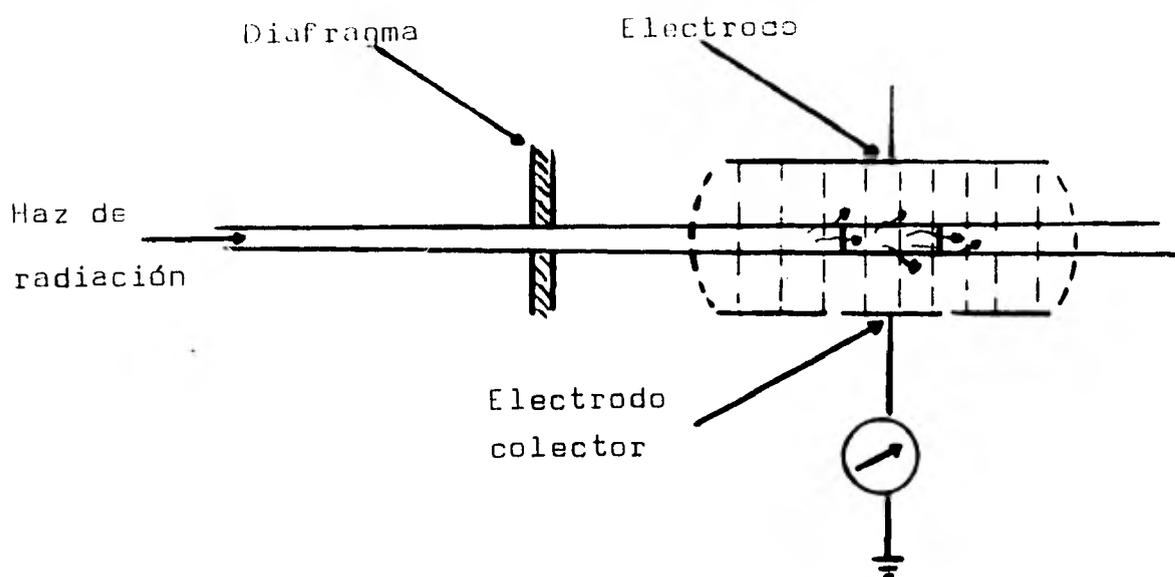


fig. (9).-Cámara de ionización de aire libre

En la cámara patron, la radiación gamma entra en una cámara llena de aire, a través de un diafragma que limita geoméricamente la sección transversal del haz. El haz de radiación está rodeado por una nube de iones, formados por electrones secundarios del haz. La cámara contiene dos electrodos paralelos que están separados de tal forma, que los electrones secundarios no puedan llegar hasta ellos. Uno de estos electrodos consiste de tres secciones, la central se llama colector y esta aislada por electrodos protectores a ambos lados. La función de los electrodos protectores es asegurar que el campo eléctrico entre los electrodos paralelos sea homogéneo alrededor del colector, es decir, que las líneas de fuerza eléctrica corran paralelas entre si y perpendicu-

lares a los planos de los electrodos. La diferencia de potencial mantenida entre los electrodos, es para que todos los iones de un signo sean colectados por un electrodo y todos los iones de signo opuesto viajen a el otro.

La exposición (R), se encuentra dividiendo la carga acumulada en el colector (medida en coulombs) por la masa de aire (en unidades de 0.001293 gramos), contenida en un cilindro que tenga una sección transversal igual a la abertura del diafragma y una longitud igual a la distancia de la sección central del colector.

Para propósitos clínicos como es nuestro caso, la exposición en un punto puede ser medida usando una cámara de ionización⁷ del tipo dedal ó tubular. fig. (10)



fig. (10).- Cámara de ionización dedal ó tubular

En donde la pared de la cámara sirve como un electrodo y esta hecho de material de densidad unitaria, como el grafito, bakelita, grafito recubierto con plastico, que tienen un número atómico equivalente al aire; el electrodo central ó colector generalmente esta hecho de aluminio, aislado con ambar, perspex, polietileno. En esta cámara el volumen de aire está completamente encerrado y totalmente expuesto a la radiación. El alcance de los electrones secundarios en aire es normalmente mayor que las dimensiones de la cámara, lo que significa que los electrones secundarios liberados en la pared contribuyen apreciablemente a la ionización del volumen de aire encerrado.

La relación entre el número de electrones secundarios liberados en la pared de la cámara, y que entran en el volumen de aire de ésta, y el número de electrones secundarios liberados en el volumen de aire y que son absorbidos en la pared de la cámara debe ser igual a uno, valor que depende de la naturaleza y espesor de la pared de la cámara. Como esto no es posible obtenerse en la practica, pero es posible obtener materiales que aun cuando difieran del aire en su composición atómica, liberen la misma cantidad de electrones secundarios que él; el espesor de la cámara debe ser por lo menos igual al alcance de los electrones secundarios mas rapidos liberados por los fotones de la radiación gamma, para evitar que penetren en la cámara electrones secundarios extraños y se obtenga una medida erronea.

Siendo que la medición es dependiente de la masa de aire encerrada en la cámara, es importante que la cámara contenga masa de aire fija ó volumen de aire fijo a presión y temperatura ambiente; como la cámara no es sellada, fluctuaciones en las condiciones ambientales afectaran la masa de aire encerrada en la cámara, afectando así las lecturas obtenidas, por lo que se requieren dos factores de corrección, corrección de temperatura y corrección de presión, referidos a corregir la masa de aire. La densidad del aire a 0°C y 760 m.m. de mercurio (Hg) es de 0.001293 gr. cm⁻³, pero si la temperatura sube la densidad baja, mientras que si la presión sube, la densidad sube también, por lo que la densidad y las lecturas deben ser corregidas por un factor de presión y temperatura, a saber:

$$\rho(P, T) = 760/P \cdot \frac{273.15 + T}{273.15 + 20}$$

donde T y P son la temperatura ambiente y presión atmosférica en el momento y lugar de la medición, el factor de temperatura 273.15 + 20 es por que se tiene a 20°C como temperatura de referencia.

Como las cargas y corrientes que se pueden medir son pequeñas, con un régimen de dosis 1 R/seg. en un volumen de aire con una masa de 0.001293 gr. (1cm.³ de aire a 0°C y 760 m.m. de Hg. de presión), la corriente de ionización será, por definición de

1 u.e.s./seg. Esto equivale a 0.333×10^{-9} ampers, cantidad que puede ser medida con un Electrómetro, razón por la que puede ser acoplado a una cámara de ionización, y en nuestro caso se tiene acoplado a una cámara de ionización Farmer de 0.6 c.c. del tipo dedal.

En la determinación del rendimiento de las fuentes en los puntos A y B de Manchester, se tienen los siguientes arreglos:

- a).- Fuentes cérvico-uterinas formadas con los cateteres uterinos de 8.25, 4.25, 6.25 y 2.25 cm. de longitud y las respectivas fuentes radiactivas.
- b).- Colpostatos formados por los cateteres de 2.25cm. de longitud y los ovoides de 2.0, 2.5 y 3.0 cm. de diámetro.
- c).- Del Sistema Manchester formado por una fuente cérvico-uterina y dos colpostatos.

Las mediciones se hicieron por dos métodos, a saber:

- I.- Método directo, sólo para fuentes uterinas.
- II.- Método indirecto, para todas las fuentes.

1.- Metodo directo.- Se define un sistema de coordenadas fig.(11), que nos permita referirnos en todas las mediciones al mismo origen, el cual se encuentra situado en el plano del útero, con el origen de coordenadas en el centro de la rondancla del cateter uterino, quedando la rondancla en contacto con el cérvix como se aprecia en la fig. (11); el eje de las ordenadas a lo largo del cateter y el eje de las abcisas perpendicularmente a este.

Se localizan los puntos A y B de Manchester de coordenadas $A(2,2)$, $B(5,2)$ y sus simetricos A' y B' de coordenadas $A'(-2,2)$ y $B'(-5,2)$ fig. (12).

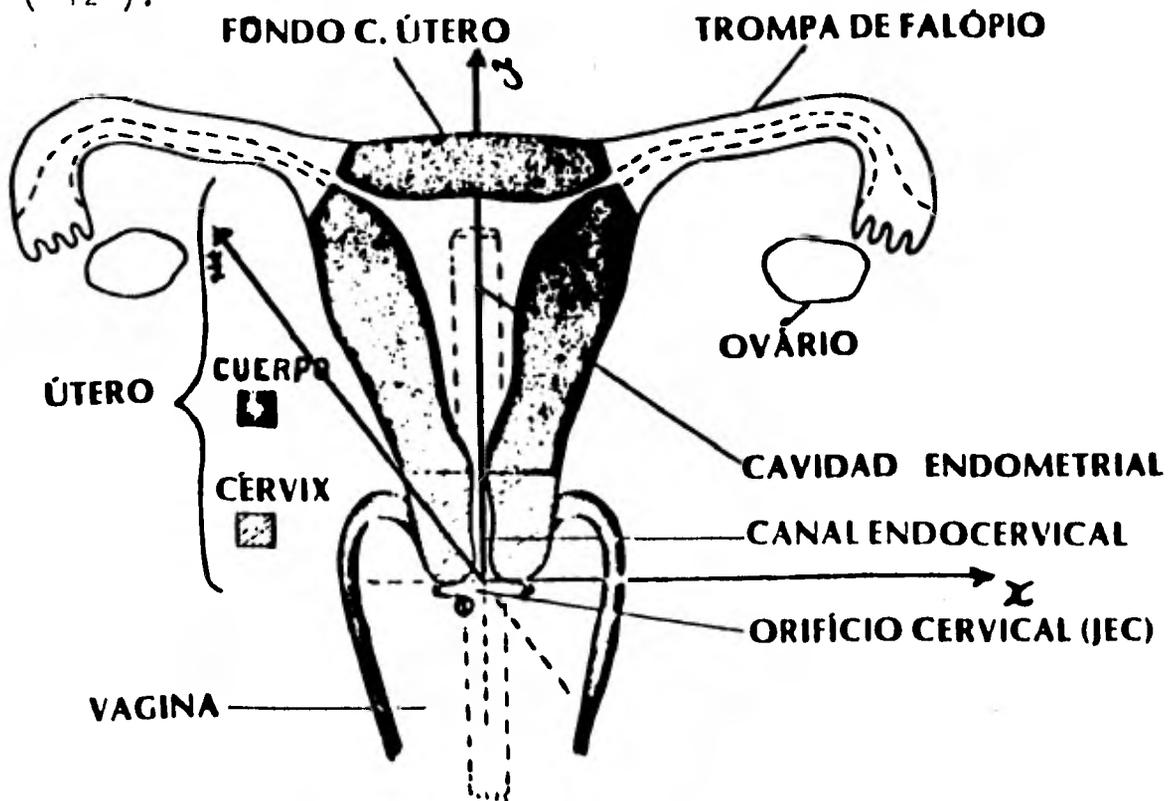


fig. (11).- Sistema de Cooroenadas

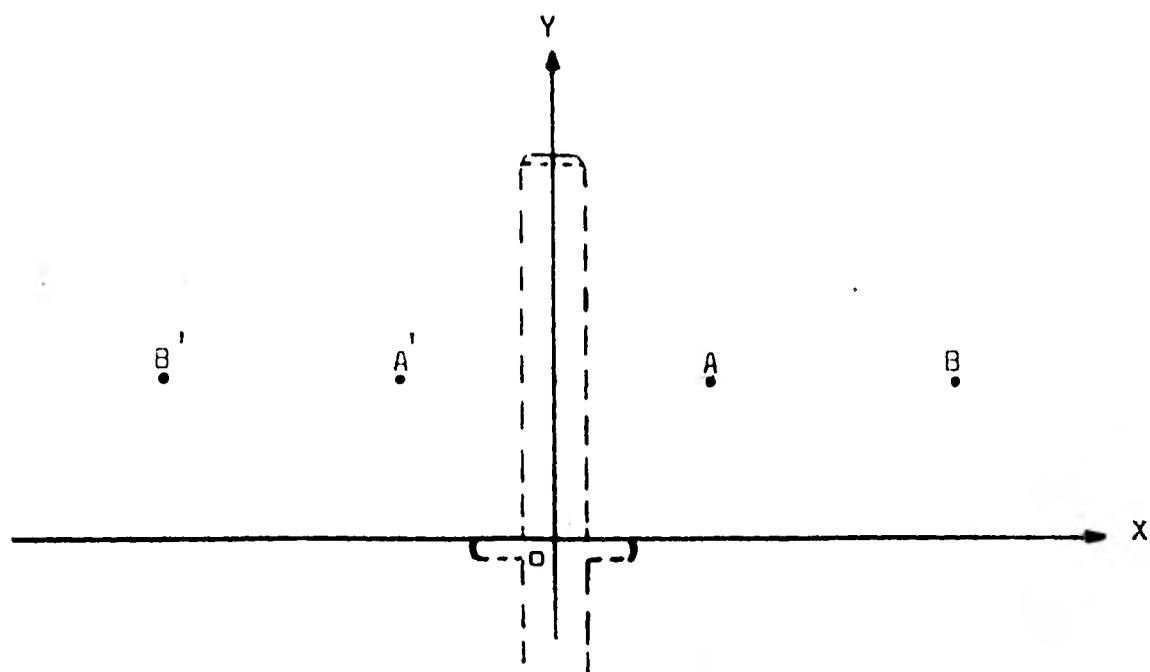


fig. (12).- Localización de los puntos A,B y sus simetricos A', B' en el sistema de coordenadas.

En estos puntos se coloca la cámara de ionización perpendicularmente a la fuente uterina, de tal forma que el centro de la cámara coincida con el punto elegido.

Una vez expuesta la cámara a la radiación, y habiendo registrado varias lecturas (Ω_i) en el electrómetro, se hace uso de la siguiente expresión analítica para el cálculo de la exposición por unidad de tiempo (rendimiento).

$$\dot{X}_p = \varphi (P,T) \cdot E_K \cdot \frac{1}{t} \cdot \bar{L} \quad \text{Roentgen/min.} \quad (IV)$$

$\varphi (P,T)$ definido en la pag. (47)

E_K = Factor de calibración del dosimetro

$\frac{1}{t}$ = Factor de transformación a unidad de tiempo

\bar{L} = Lectura promedio

La dosis de absorción por unidad de tiempo (rads/min.), se puede conocer tomando en cuenta la relación de la pag. (7).

a).- Fuentes cérvico-uterinas:

i { Cateter 8.25 cm. de longitud exterior
Fuente 6-4-4-4 unidades Manchester

Arreglo geométrico de acuerdo a la pagina (50)

Dosimetro Keytley - Farmer

PUNTO A

tiempo 1'

$L_i = 1.83, 1.83, 1.86, 1.85, 1.84$

$\bar{L} = 1.842 \pm 0.013$

$$P = 588.79 \text{ mm.Hg}$$

$$T = 24^{\circ}\text{C}$$

$$E_k = 47.58$$

$$1/t = 1'$$

Haciendo uso de la ecuación (IV)

$$\phi(P,T) = \frac{760}{588.79} \cdot \frac{273.15 + 24}{295.15} = 1.299$$

sustituyendo valores:

$$\dot{X} (A) = 1.299 \cdot 47.58 \cdot 1 \cdot 1.842 = 113.8 \text{ R/min.}$$

$$\dot{X} (A) = 6828 \text{ R/hr.}$$

PUNTO B

tiempo 1'

$$L_i = 0.5, 0.5, 0.499, 0.498, 0.497$$

$$\bar{L} = 0.4988 \pm 0.0013$$

Haciendo uso de la ecuación (IV), y de los factores

$\phi(P,T)$, E_k anteriores, se tiene:

$$\dot{X} (B) = 1.299 \cdot 47.58 \cdot 1 \cdot 0.4988 = 30.82 \text{ R/min.}$$

$$\dot{X} (B) = 1850 \text{ R/hr.}$$

En forma análoga:

ii { Cateter 6.25 cm. de longitud exterior
Fuente 6-4-4 unidades Manchester

$$\dot{X} (A) = 109.59 \text{ R/min. ; } 6575 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (B) = 27.27 \text{ R/min. ; } 1636 \text{ R/hr.}$$

iii { Cateter 4.25 cm. de longitud exterior
Fuente 6-4 unidades Manchester

$$\dot{X} (A) = 111.05 \text{ R/min. ; } 6663 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (B) = 22.87 \text{ R/min. ; } 1372 \text{ R/hr.}$$

iv { Cateter 2.25 cm. de longitud exterior
Fuente 8 unidades Manchester

$$\dot{X} (A) = 81.7 \text{ R/min. ; } 4902 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (B) = 16.92 \text{ R/min. ; } 1015 \text{ R/hr.}$$

II.- Método indirecto.- En este método se calculan los mg-Ra equivalentes²⁰ de cada una de las fuentes, a partir del conocimiento de la constante gamma específica del Ra-226 y de la exposición medida a una distancia de 10 cm. de la fuente. Del conocimiento de los mg.-Ra equivalentes y de los valores dados en el Sistema Manchester pag.(17), se puede conocer la exposición por unidad de tiempo en el punto A, a saber:

$$\dot{X} (A) = \frac{\text{mg-Ra eq.}}{\text{mg. Manchester}} \cdot \text{rendimiento Manchester (V)}$$

donde:

mg-Ra eq. = miligramos de Ra-226 equivalentes para cada fuente de Co-60

mg. Manchester = miligramos de Ra-226 en el sistema Manchester de un arreglo equivalente a la fuente usada.

rendimiento Manchester = rendimiento en el punto A según Manchester de un arreglo equivalente a la fuente usada.

Determinación de los mg-Ra eq.- La determinación se hace calculando la cantidad de Ra-226 de una fuente Manchester filtrada por 1mm. de platino, suponiendo que tiene el mismo rendimiento de la fuente de Co-60 en un punto P que se localiza a 10 cm. de dis-

tancia perpendicularmente al centro de dicha fuente fig.(13),
por lo que se tiene lo siguiente:

PUNTO P

Dosimetro K-F

tiempo 1'

$$L_i = 0.125, 0.125, 0.125$$

$$C = 0.125$$

$$P = 588.58 \text{ mm. H}_g$$

$$T = 23.9 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$\phi (P,T) = 1.299$$

$$E_k = 47.58$$

$$1/t = 1'$$

De la ecuación (IV) y sustituyendo valores, se tiene:

$$\dot{X} (P) = 1.299 \cdot 47.58 \cdot 1 \cdot 0.125 = 7.698 \text{ R/min.}$$

$$\dot{X} (P) = 461.89 \text{ R/hr.}$$

haciendo uso de la constante gamma especifica igual a $8.25 \frac{\text{R cm}^2}{\text{hr-mCi}}$

cuando es filtrada por 0.5 mm. de platino, y para nuestro caso de filtración 1 mm. de platino, se corrige por un factor de 0.92 teniendo $8.25 \cdot 0.92 = 7.59 \text{ Rcm}^2/\text{hr-mCi}$ y del cuadrado inverso de la distancia, se tiene:

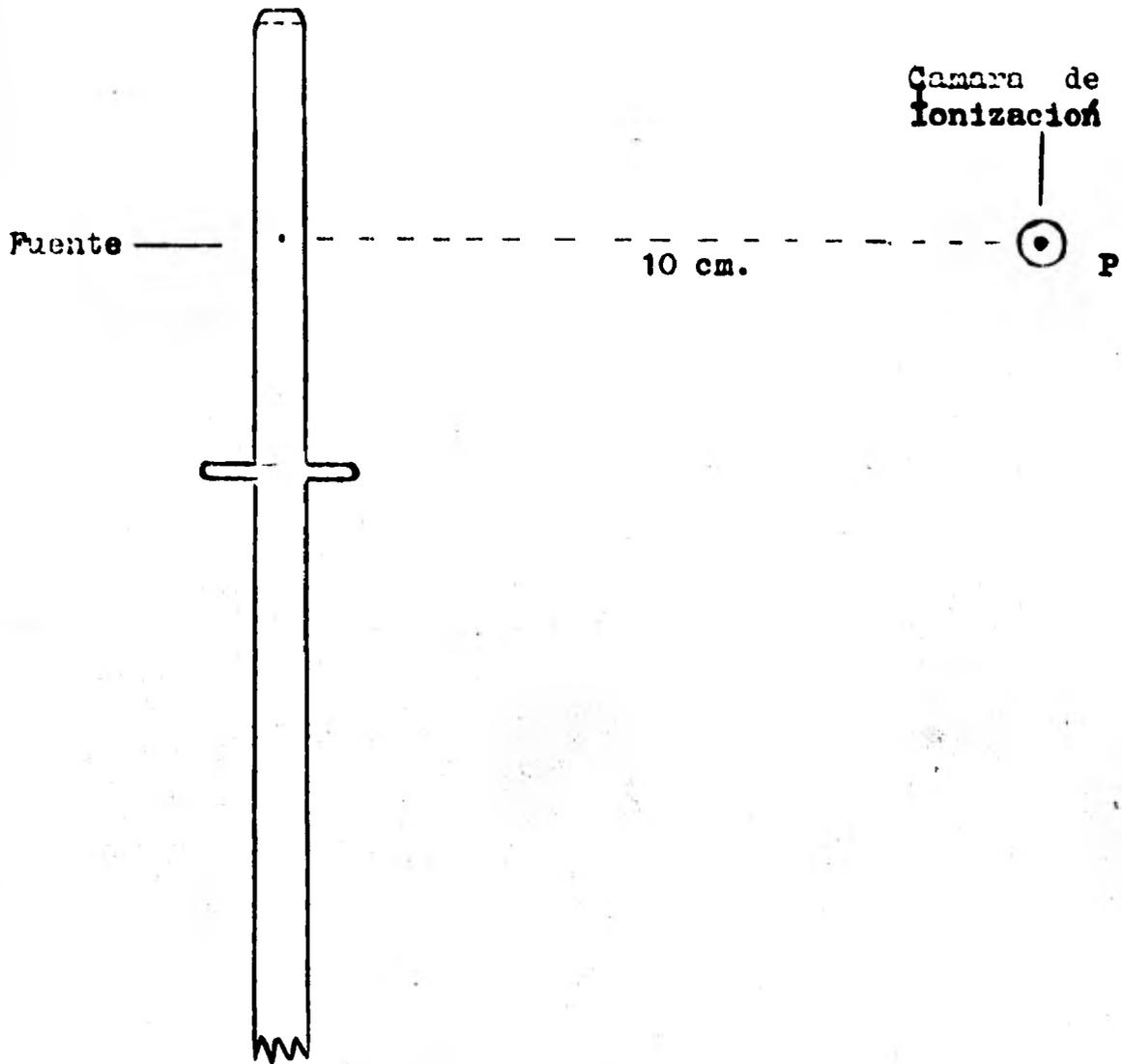


Fig.(13) Arreglo fuente—Cámara de Ionización, en el Método Indirecto.

$$\dot{X} (P) = \frac{M \cdot 7.59}{10^2} \quad (VI)$$

como:

$$\dot{X} (P) = 461.89 \text{ R/hr.} \quad \text{entonces:}$$

$$461.89 = \frac{M \cdot 7.59}{10^2}$$

despejando M se tiene:

$$M = \frac{461.89 \cdot 10^2}{7.59}$$

$$M = 6085 \text{ mg-Ra eq.}$$

sustituyendo este valor en la ecuación (V), se tendrá el rendimiento en el punto A, a saber:

$$\dot{X} (A) = \frac{6085}{35} \cdot 37.1$$

$$\dot{X} (A) = 6450 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (A) = 107.5 \text{ R/min.}$$

En forma analoga para las demas fuentes, excepto la fuente de 8.25 cm. de longitud, 6-4-4-4 U.M. por no existir valor de referencia en el Sistema Manchester, por lo que se tiene:

Cateter 4.25 cm. de longitud exterior

Fuente 6-4 U.M.

$$M = 4425 \text{ mg-Ra eq.}$$

$$\dot{X} (A) = 6531 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (A) = 108.85 \text{ R/min.}$$

Cateter 2.25 cm. de longitud exterior

Fuente 8 U.M.

$$M = 3583 \text{ mg-Ra eq.}$$

$$\dot{X} (A) = 5147 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (A) = 85.78 \text{ R/min.}$$

Cateter 2.25 cm. de longitud exterior

Fuente 7 U.M.

$$M = 3028 \text{ mg-Ra eq.}$$

$$\dot{X} (A) = 3547 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (A) = 59.1 \text{ R/min.}$$

b) y c) .- Colpostatos y Sistema Manchester

Cateteres 6.25 y 2.25 cm. de longitud exterior

Fuentes 6-4-4 y 7 u 8 U.M.

Los ovoides en el plano X-Y de la sonda uterina, con coordenada $Z = 0$ y distancia entre los ovoides de $D = 6 \text{ mm.}$ dada por el diametro de la sonda uterina , su extremo superior en contacto con la cara inferior de la rondaneta fig. (14).



fig. (14) .- Ubicación de los colpostatos en el S. Manchester

Ovoides chicos $\left\{ \begin{array}{l} \text{Cateter 2.25 cm. de longitud exterior} \\ 2.0 \text{ cm. de diametro} \\ 7 \text{ U.M.} \end{array} \right.$

Fuente uterina $\left\{ \begin{array}{l} \text{Cateter 6.25 cm. de longitud exterior} \\ 6-4-4 \text{ U.M.} \end{array} \right.$

Dosimetro K-F

$$\text{tiempo} = 1'$$

$$\bar{r} = 2.25$$

$$P = 589.49 \text{ mm. de Hg.}$$

$$T = 22.7^{\circ}\text{C}$$

$$E_k = 47.58$$

$$\phi (P,T) = 1.298$$

Haciendo uso de la ecuación (IV)

PUNTO A

$$\dot{X} (A) = 1.92 \cdot 47.58 \cdot 2.25 = 138.31 \text{ R/min.}$$

$$\dot{X} (A) = 8298 \text{ R/hr.}$$

PUNTO B

$$\text{tiempop} = 1'$$

$$\bar{r} = 0.7302$$

$$E_k = 47.58$$

$$\phi (P,T) = 1.298$$

De la ecuación (IV)

$$\dot{X} (B) = 1.298 \cdot 47.58 \cdot 0.7302 \cdot 45.09 \text{ R/min.}$$

$$\dot{X} (B) = 2705.4 \text{ R/hr.}$$

En forma análoga:

Ovoides grandes	{	Cateter 2.25 cm. de longitud exterior
		3.0 cm. de diametro
		8 U.M.

Fuente uterina	{	Cateter 6.25 cm de longitud exterior
		6-4-4- U.M.

$$\dot{X} (A) = 145.54 \text{ R/min. ; } 8732.4 \text{ R/hr.}$$

$$\dot{X} (B) = 47.81 \text{ R/min. ; } 2869 \text{ R/hr.}$$

DOSIMETRIA TERMOLUMINISCENTE

La dosimetria termoluminiscente se usó para la obtención de las curvas de isodosis de las diferentes fuentes de Co-60.

El cristal usado fué fluoruro de litio (LiF), en forma de barras de 1 • 1 • 6 mm; un detector termoluminiscente Harshaw 2000 A y un integrador picoamperimetro Harshaw 2000 B.

La dosimetria termoluminiscente en irradiar cristales de LiF los cuales al absorber energia del haz, los electrones de la banda de valencia pasan a la banda de conducción, de donde algunos regresan a la banda de valencia y otros son atrapados en niveles intermedios de energia. debido a impurezas del cristal, raramente llegan a escapar los electrones de estas trampas y regresar a la banda de valencia en forma directa, cuando el cristal es calentado entonces se libera a los electrones atrapados regresando a la banda de conducción de donde caen a la banda de valencia emitiendo luz. Esta luz incide en el fotocátodo de un tubo fotomultiplicador y la cantidad de luz incidente es proporcional a la energia absorbida por el cristal durante la irradiación.

La señal del fotomultiplicador es dirigida a través de un convertidor analógico-digital y mostrada en pantalla como un numero de cuentas.

Para irradiar los cristales de LiF se usó una placa de lucita de 20 x 25 x 1 cm., con hoyos distribuidos en forma semejante al de un sistema de coordenadas, y con una separación de 0.5 cm. entre ellos; en la parte central lleva una canal para colocar el cáteter de la fuente respectiva. fig. (15)

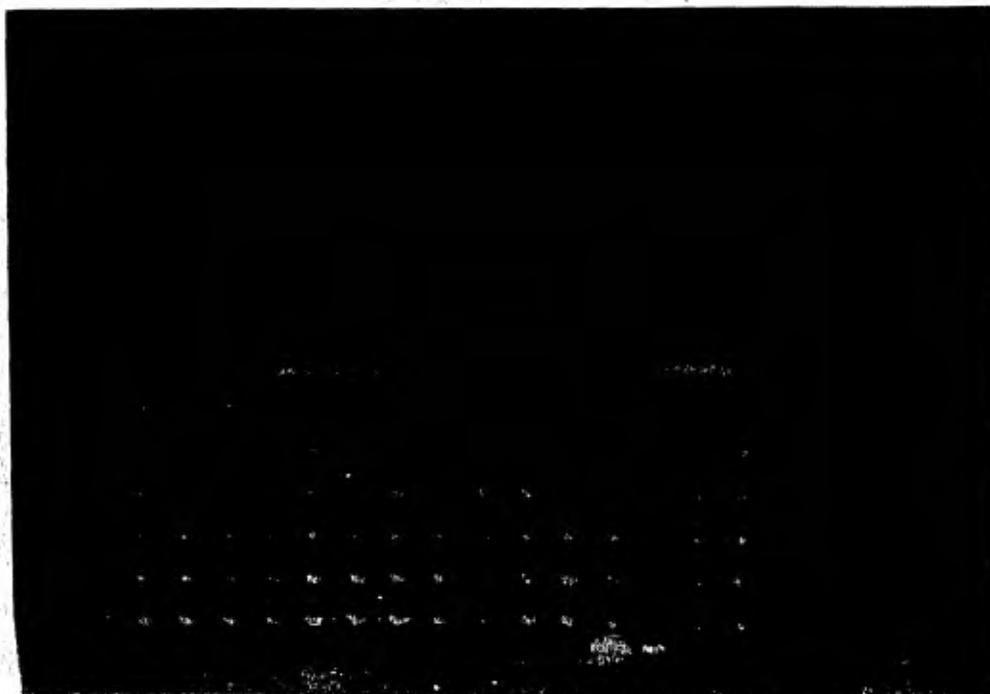


fig. (15).- Placa de lucita para irradiación de cristales de LiF.

Una vez distribuidos los cristales en los hoyos y colocado el cateter, la placa se sella y se introduce en un fantoma de harina de arroz, procurando que quede a unos 5cm. de profundidad, como puede apreciarse en la figura siguiente. fig.(16)

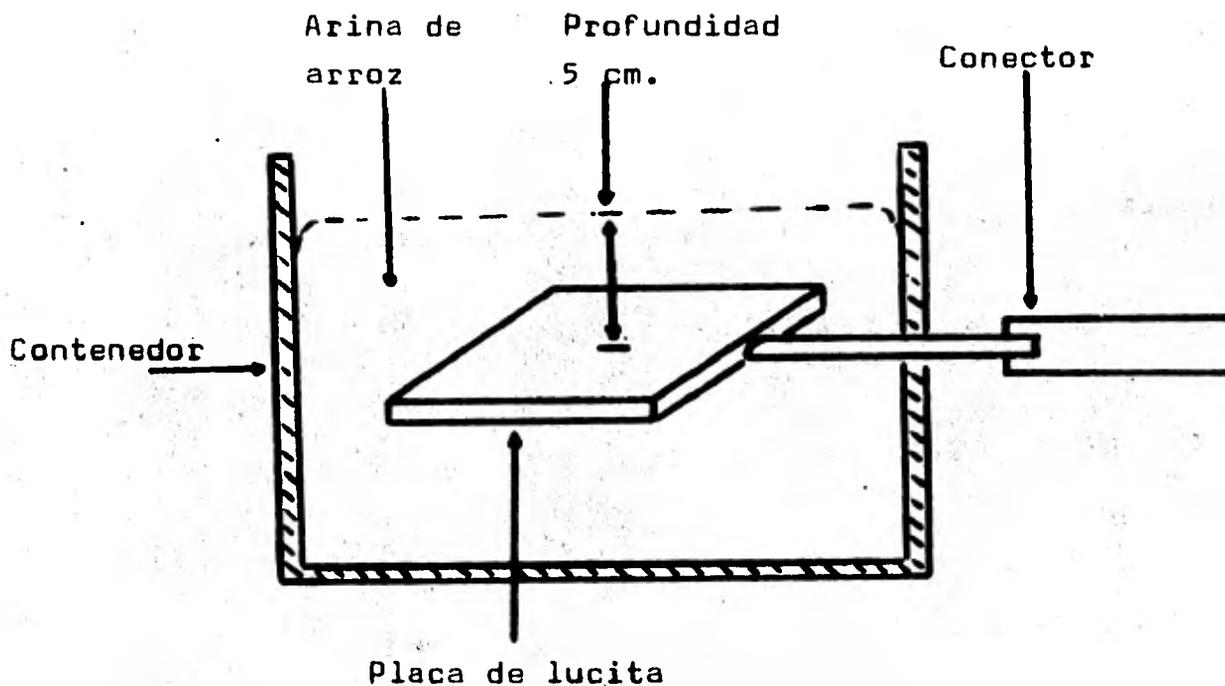


fig. (16).- Placa de lucita con cristales de LiF en fantoma de arina de arroz.

Después de irradiar los cristales y obtener las lecturas correspondientes, se determina su valor respectivo en porcentajes ó en rads/hr., si es en porcentajes será respecto al 100 % de la lectura del cristal colocado en el punto de coordenadas (2,2), que corresponde al punto A de Manchester; posteriormente los porcentajes son ajustados por análisis de regresión de la relación siguiente.

Sea:

$$Z = \frac{k}{r^m}$$

$$\ln Z = \ln \frac{k}{r^m}$$

$$\ln Z = \ln k - \ln r^m$$

$$\text{si } Y = \ln Z \quad \text{y} \quad K = \ln k$$

$$\text{se tiene:} \quad Y = K - m \ln r$$

$$\text{y para } x = \ln r$$

$$\text{obtenemos:} \quad Y = K - mx \quad (\text{VII})$$

que es la ecuación de una recta perpendicular a la fuente, donde Z toma valores de porcentajes ó de rads/hr. según se requiera, como en el caso de las isodosis de la fig.(19).

Posteriormente los porcentajes ajustados para cada una de

estas rectas, forman puntos con el valor del porcentaje correspondiente; la unión de puntos con el mismo valor de cada recta da origen a las curvas deseadas. fig. (17) y (18)

La fig. (19), corresponde a isodosis de una fuente de Cs-137, de 8.0 cm. de longitud activa y los respectivos valores estan dados en rads/hr. .

ESTRUCTURA
DISTRIBUCIÓN CARGA DE LA FUENTE UTERINA 0-4 CM
LONGITUD 4.25 CM
ESPACIADOR EN PUNTO A

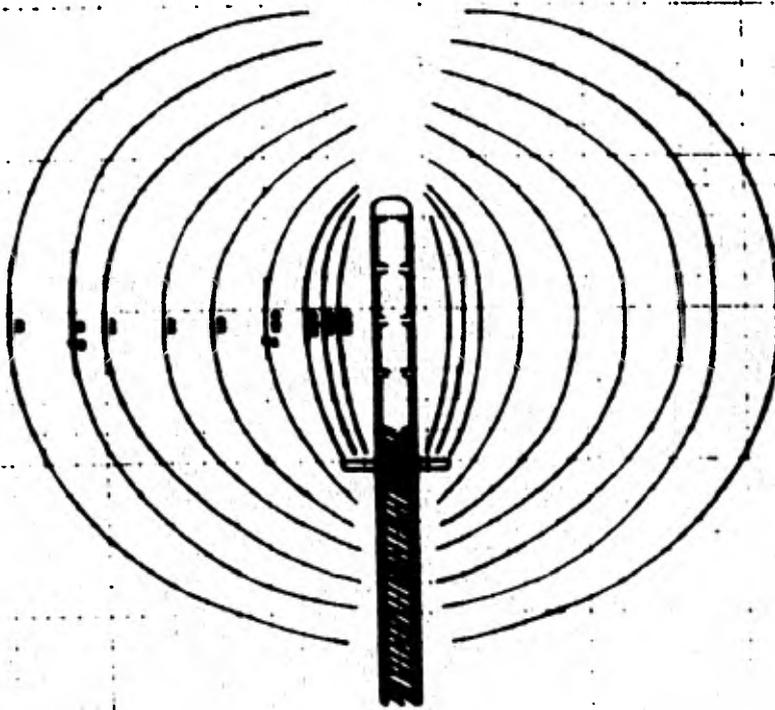


fig. (18).- Isodosis en porcentajes normalizadas al 100 %
en el punto A, de la fuente uterina de 4.25 cm.
de longitud, sin espaciador en el centro.

Curvas de isodosia fuente 8 cm. de long. Ac.
 Cs - 137 (rads/hr.)

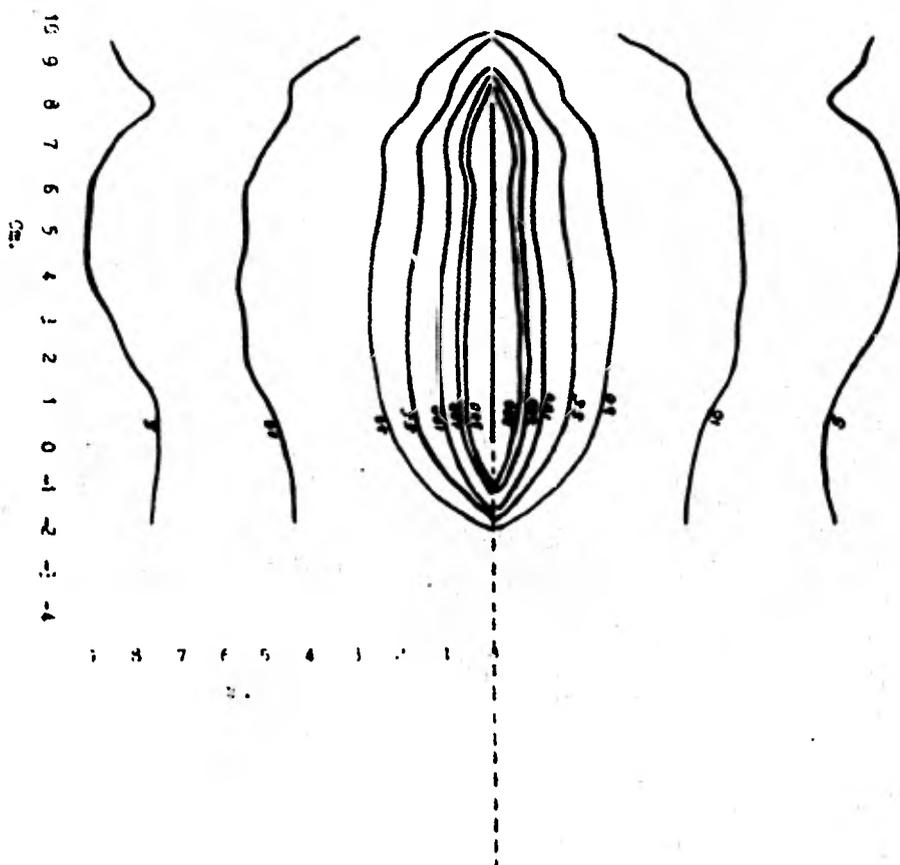


fig. (19).- Isodosia en rads/hr. , de una fuente de Cs-137 de 8.0 cm de longitud activa.

RESULTADOS Y APLICACIONES

RESULTADOS.- El conocer el rendimiento de las fuentes en los puntos A y B de Manchester, hace posible determinar los tiempos de tratamiento, y con ello poder administrar la dosis requerida, a pacientes con carcinoma uterino con lo cual se logra uno de los objetivos .

Al obtener las curvas de isodosis de las respectivas fuentes, nos permite conocer las dosis alrededor de ellas, en rads/hr , ó en porcentajes, definiendo para lo segundo el 100 % en el punto A; logrando de esta forma el segundo objetivo.

APLICACIONES.- Siendo la principal aplicación en tratamientos de carcinoma cervico-uterino, también es posible tratar otros cánceres, por ejemplo de piel, fosa nasal, cavidad bucal; como se ilustra en la fig. (20)

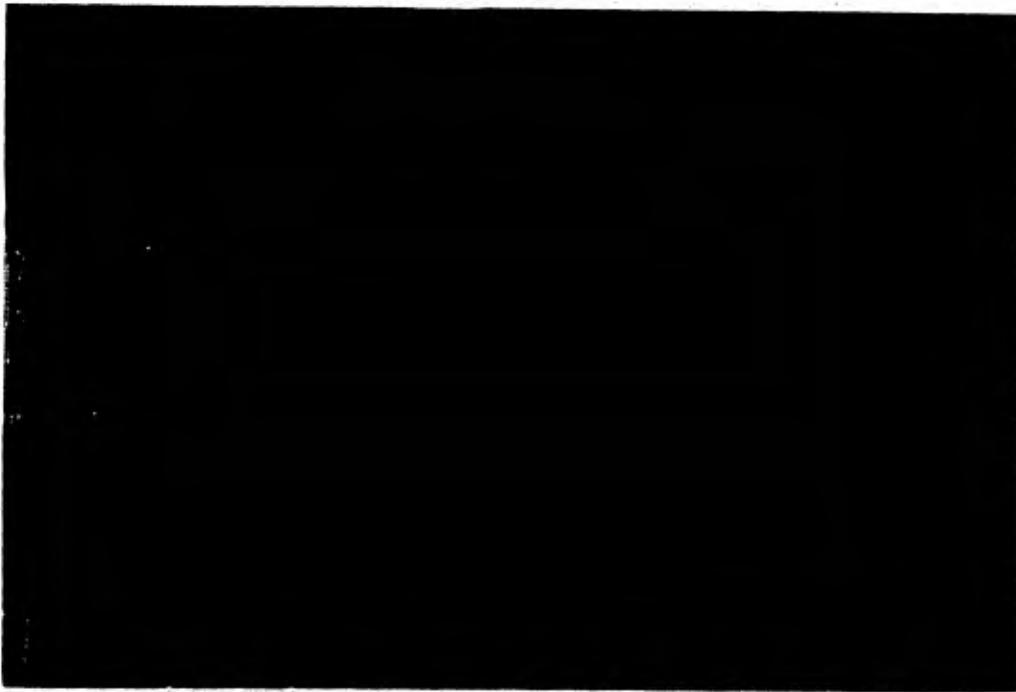


Fig. (20).- Aplicación en tratamientos de carcinomas
en cavidad bucal.

CONCLUSIONES

El dosimetro usado, cámara de ionización acoplada a un electrómetro, es de manejo sencillo y facilita la repetición de las lecturas sin variación del arreglo geométrico.

En la dosimetria con cámara de ionización el arreglo geométrico, cámara-cateter, en los métodos directo e indirecto es sencillo y fácil de reproducir.

Por el método directo es posible determinar el rendimiento en los puntos A y B solo de las fuentes uterinas.

Por el método indirecto, es posible determinar el rendimiento en el punto A de todas las fuentes que tengan valor de referencia en el Sistema Manchester.

Los resultados obtenidos por los métodos directo e indirecto estan dentro del 5 % de diferencia.

La dosimetria termoluminiscente, es un método conocido y práctico para determinar las curvas de isodosis de las fuentes.

La obtención del rendimiento en los puntos A y B y las curvas de isodosis de las diferentes fuentes, por medio de cámara de ionización y termoluminiscencia, forman la dosimetría respectiva; considerando que no son los únicos métodos que existen para realizarla, los presentes son prácticos, confiables y sencillos de aplicar.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Tod, M., and Meredith W.J.: Treatment of cancer the cervix: uterine revised "Manchester Method" Brit. J. Radiol 29:13, 1956
- 2.- D.O'Connell, C.A. Joslin, N. Howard, E. Liversage, The treatment of uterine carcinoma using the Cathetron, 1967, Br. J. Radiol, 40, 882-904
- 3 y 4 .- Meredith / Massey 3rd. edition: Fundamental PHYSICS OF RADIOLOGY pag. 98,99.
- 5.- NBS GUIDELINES FOR USE OF THE METRIC SYSTEM. U.S. DEPARTMENT OF COMMERCE/ National Bureau of Standards. LC1056 Revised August 1975
- 6.- Harold Elford Johns, Ph.D., John Robert Cunningham, Ph.D. THE PHYSICS OF RADIOLOGY third edition pag.288-291
- 7.- Meredith / Massey 3rd. edition: Fundamental PHYSICS OF RADIOLOGY. pag. 105-108
- 8.- KEITHLEY CATALOG # 77
- 9.- Cameron, J.R.; Suntheralingam, Thermoluminescence Dosimetry. Univ. of Wisconsin Press, Madison 1968.
- 10 y 11 .- Afterloading 20 Years of Experience, 1955-1975

- Proceeding of the Second International Symposium on Radiation Therapy 1975 New York, New York pag. 189-219
- 12 .- Dr. Morrison and Walstam ., First Working Party Report of Genova, 1972. Remote Afterloaderr
- 13 .- Gilbert H. Fletcher, Textbook of RADIOTHERAPY pag. 135
- 14 .- Frank Ellis,- DOSE? TIME and FRACTIONATION: A Clinical Hypothesis. Clin.Radiol. 1969, 20. 1-7
- 15 .- Winston, B., Ellis., and Hall,E., The Oxford N.S.D. Calculator for Clinical use, Clinical Radiology, 20,8-11, 1969
- 16 .- J.Kirk, W. M. Gray and E.R. Watson: Cumulative Radiation Effect. Part. I: Fractionated Treatment Regimes. Clin. Radiol. (1971) 22, 145-155
- 17 .- C.A.F. Joslin: The Treatment of Cervix Cancer using high activity Co- 60 sources. 1972, British Journal of Radiology, 45, 257-270.
- 18 .- Meredith / Massey. Fundamental PHYSICS OF RADIOLOGY 3rd. Edition pag. 102-103.
- 19 .- John B. Massey: MANUAL OF DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY Technical Reports Series No 110 pag.11.
- 20.- W. E. Liversage: THE TREATMENT OF UTERINE CARCINOMA USING THE CATHETRON. Part. II. Physical Measurements. 1967 Br. J. Radiol., 40, 887-894.