INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE FÍSICA Y MATEMÁTICAS

DOSIMETRÍA Y CÁLCULO DE DOSIS EN VEJIGA Y RECTO UTILIZANDO UN SISTEMA ALTERNATIVO CON PLACA RADIOGRÁFICA GAFCHROMIC HD-810

T E S I S

QUE COMO REQUISITO PARA OBTENER EL TÍTULO DE

LICENCIADO EN
FÍSICA Y MATEMÁTICAS

PRESENTA

LAURA SANTILLÁN BÁRCENAS

DIRIGIDA POR: M.C. CARLOS FILIO LÓPEZ
M.C. LUIS VICENTE GUZMÁN RUÍZ

México, 2007

DEDICATORIA

A Dios:

Señor Jesús, gracias por permitirme estar aquí, por las pruebas que me hacen crecer como persona y ser humano y me permiten dar lo mejor de mí.

A mis padres:

Carlos y Francisca por su apoyo todos estos años por su infinita comprensión y por ayudarme a que este momento llegara. Gracias.

A mis hermanos:

Carlos, Lourdes y Esmeralda por su entusiasmo y empeño para lograr mi objetivo. Gracias.

A mis sobrinos:

Axel, Sabdy, Nayely, Leslie, José Luis y Adair a quienes han llegado a mi vida, dándome su cariño y alegría. Gracias.

A mis cuñados:

Clara, Luis y Rogelio gracias por el apoyo incondicional.

A quienes se han ido y con quién espero reencontrarme, gracias por su amor papá Alfonso y Dra. Gallardo.

A mi amigo:

Juan por su apoyo y confianza en mi trabajo y su capacidad para guiar mis ideas ha sido un aporte invaluable en el desarrollo de esta tesis. Gracias.

Al Instituto Politécnico Nacional:

Por haberme brindado la oportunidad de ser admitido en su seno y concederme la distinción de ser Politécnica.

Mi profundo y eterno agradecimiento.

A la Escuela Superior de Física y Matemáticas:

Por abrigarme en sus aulas, donde adquirí el conocimiento para mi formación profesional y alcanzar una de mis metas: titularme.

Mi gratitud eterna.

A todos mis profesores:

Que a lo largo de mi etapa como estudiante, contribuyeron con sus enseñanzas, a mis logros académicos

Mi admiración y gratitud sincera.

AGRADECIMIENTOS

Existen personas cerca de nosotros que en la mayoría de las ocasiones nos brindan su amistad y su cooperación justo en el momento cuando lo necesitamos y en esta ocasión deseo expresar mi gratitud respeto y aprecio:

Para todos los miembros del Departamento de Ingeniería Nuclear y la Escuela Superior de Física y Matemáticas, mis más sinceros agradecimientos.

Al Hospital General de México que facilito al proporcionarme los medios para realizar éste proyecto de tesis.

A M.C. Luis Vicente Guzmán Ruíz por su apoyo, motivación y confianza para llevar acabo este trabajo.

Al profesor M. C. Carlos Filio López por su apoyo, comprensión y paciencia para el desarrollo de la presente.

Dr. Raúl Florentino por su apreciable disposición de tiempo importante aporte y participación activa en el desarrollo de esta tesis, por encima de todo, su disponibilidad y paciencia.

Dr. Pomponio José Luján Castilla que me brindo ayuda y asesoría para la elaboración de esta tesis.

A todo el personal del Servicio de Radioterapia por el apoyo incondicional que me brindaron para formar un equipo de trabajo. Gracias.

A mis amigos Adrian, Elias, Celeste, Blanca y Daniel, cuando los necesite siempre me extendieron la mano. Gracias.

Finalmente a todas las personas que se cruzaron en este camino y que me dieron palabras de aliento y apoyo. Gracias.

ÍNDICE

RESUMEN…….. 1

INTRODUCCIÓN……..... 3

CAPÍTULO 1. EFECTOS DE LA RADIACIÓN GAMMA EN EL TEJIDO……..... 5

1.1 Clasificación de los fotones……..... 5
1.2 Modos de acción de la radiación ionizante en células……... 9

1.2.1 Acción directa…….. 10
1.2.2 Acción indirecta…… 10

CAPÍTULO 2. ANATOMÍA DE LA PELVIS FEMENINA…… 11

2.1 Órganos genitales femeninos…….. 11

2.1.1 Ovario……. 11
2.1.2 Trompa de Falopio…….. 14
2.1.3 Útero……..... 15

2.2 Recto……. 20
2.3 Vejiga Urinaria……..... 23
2.4 Ureteros…… 24

CAPÍTULO 3. CÁNCER CÉRVICO UTERINO…… 27

3.1 Cáncer cérvico uterino…… 28
3.2 Vías de diseminación…….. 28
3.3 Clasificación internacional del cáncer cérvico uterino……..... 29

CAPÍTULO 4. BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS…… 33

4.1 Métodos de tratamiento de cáncer cérvico uterino con braquiterapia……. 33
4.2 Braquiterapia intracavitaria…… 33
4.3 Especificaciones de volumen……... 35

4.3.1 Grosor de Volumen Tumoral (GTV)……..…….... 36
4.3.2 Volumen Tumoral Clínico (CTV)……..... 36
4.3.3 Volumen Tumoral Planeado (PTV)……..... 37
4.3.4 Volumen tratado…….. 38

4.3.5 Volumen irradiado…… 38
4.3.6 Órganos de riesgo……... 38

4.4 Unidad de tratamiento de braquiterapia automática…… 41

4.4.1 Sistema de planeación del tratamiento PLATO..……. 41
4.4.2 Unidad de control……. 41
4.4.3 Microselectron (Unidad de tratamiento)……... 42
4.4.4 Procedimientos de operación para la aplicación de un tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis para cáncer cérvico uterino……..... 43

4.5 Planeación del paciente…… 44

CAPÍTULO 5. PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TASK GROUP- 43……..... 49

5.1 Descripción de las fuentes de Iridio-192…… 49
5.2 Formalismo para los cálculos de dosis……..... 50
5.3 Formalismo general para el caso 2-D……..... 52

5.3.1 Punto de referencia para el cálculo de dosis…….. 53
5.3.2 Intensidad del kerma en aire S_K..... 53
5.3.3 Constante de tasa de dosis Λ …….. 54
5.3.4 Factor geométrico $G(r,\theta)$……... 54
5.3.5 Función radial de dosis $g(r)$……... 55
5.3.6 Función de anisotropía $F(r,\theta)$…….. 55

5.4 Aplicación del formalismo para el cálculo de dosis..... 56

CAPÍTULO 6. USO DE PELÍCULAS TIPO GAFCHROMIC PARA BRAQUITERAPIA DE HDR EN CACU …….. 65

6.1 Características de las películas de tinte radiocrómico……..... 65
6.2 Caracterización de la película de tinte radiocrómico……... 66
6.3 Descripción del experimento…… 67
6.4 Resultados…….. 70

CONCLUSIONES……..... 81

BIBLIOGRAFÍA……..... 83

APÉNDICE A……..... 85

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Los tres efectos más importantes de la interacción de fotones con la materia……..	6
Figura 1.2	Esquema del Efecto Fotoeléctrico ……..	7
Figura 1.3	Esquema del Efecto Compton……..	8
Figura 1.4	Esquema del fenómeno de Producción de Pares…….	9
Figura 1.5	Modo de acción de la radiación sobre una célula…….	9
Figura 2.1	Aparato genital femenino……..	11
Figura 2.2	(A)Esquema corte coronal de la pelvis …….	12
Figura 2.2	(B) Útero en una vista lateral…….....	12
Figura 2.3	Esquema de la mitad derecha de la pelvis…….	13
Figura 2.4	Esquema de las diferentes partes de la trompa de Falopio….	16
Figura 2.5	Esquema corte coronal de la pelvis……	18
Figura 2.6	Esquema de los medios de suspensión de ligamentos del Útero……	19
Figura 2.7	Esquema coronal de la pelvis muestra el recto y el piso pélvico	21
Figura 2.8	Esquema de la pared posterior de la pelvis…….....	22
Figura 2.9	Esquema del corte sagital de la pelvis……	24
Figura 2.10	Esquema del riego del recto…….	25
Figura 3.1	Situación del Cáncer Cérvico Uterino…….	28
Figura 3.2	Estadios de la FIGO……..	30
Figura 4.1	Técnica de Paris…….	34
Figura 4.2	Técnica Manchester……...	34
Figura 4.3	Diseño de un aplicador vaginal……	34

Figura 4.4 Definición del volumen blanco…….. 35

Figura 4.5 Un esquema del GTV……. 36

Figura 4.6 Un esquema del CTV……. 36

Figura 4.7 Volúmenes marcados…… 37

Figura 4.8 Vista antero posterior……..... 37

Figura 4.9 Vista antero posterior de un paciente…….. 38

Figura 4.10 Puntos A y B …….. 40

Figura 4.11 Sistema de planeación…….. 41

Figura 4.12 Unidad de control…… 42

Figura 4.13 Unidad de tratamiento…… 43

Figura 4.14 Aplicador Fletcher……... 43

Figura 4.15 Simulador del hospital…… 44

Figura 4.16 Vista antero posterior……..... 45

Figura 4.17 Placas oblicuas……... 45

Figura 4.18 Catéteres en las placas de 45^0 y 315^0…… 46

Figura 4.19 Colocación en las placas oblicuas……... 46

Figura 4.20 Muestra de todas las curvas de isodosis…… 47

Figura 5.1 Ilustración geométrica de la fuente……..... 50

Figura 5.2 Posición de la fuente al punto de referencia……..... 56

Figura 6.1 Estructura de la película dosimétrica……..... 65

Figura 6.2 Espectro de absorción para el material de dosimetría Gafchromic HD-810…… 66

Figura 6.3 Curva de calibración para Grafchromic HD-810…… 67

Figura 6.4 Arreglo del fantoma…… 68

Figura 6.5 Arreglo conectado al sistema de tratamiento visto de diferentes posturas..... 69

Figura 6.6 Curva de comparación de los tres métodos para vejiga…… 78

Figura 6.7 Curva de comparación de los tres métodos para recto 1…… 78

Figura 6.8 Curva de comparación de los tres métodos para recto 2…… 79

Figura 6.9 Curva de comparación de los tres métodos para recto 3…… 79

LISTA DE TABLAS

Tabla 4.1 Límites de dosis para órganos sensibles a la radiación…… 39

Tabla 4.2 Límites de dosis para el tratamiento del cáncer del cuello Uterino…… 40

Tabla 5.1 Cantidades reemplazadas…….. 52

Tabla 5.2 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group para vejiga…… 61

Tabla 5.3 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group para recto1…… 62

Tabla 5.4 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group para recto 2….. 63

Tabla 5.5 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group para recto 3….. 64

Tabla 6.1 Resultados obtenidos con película para vejiga…….. 70

Tabla 6.2 Resultados obtenidos con película para recto 1…… 71

Tabla 6.3 Resultados obtenidos con película para recto 2……. 72

Tabla 6.4 Resultados obtenidos con película para recto 3……. 73

Tabla 6.5 Resultados obtenidos con Task Group para vejiga…… 74

Tabla 6.6 Resultados obtenidos con Task Group para recto 1…….. 75

Tabla 6.7 Resultados obtenidos con Task Group para recto 2…….. 76

Tabla 6.8 Resultados obtenidos con Task Group para recto 3…….. 77

Tabla 6.9 Comparación de resultados…… 80

Tabla A1 Constante de rapidez de dosis…….. 84

Tabla A2 Función de dosis radial……... 84

Tabla A3 Cálculo de la función de anisotropía……. 85

RESUMEN

El primer tratamiento de cáncer mediante radiaciones ionizantes se efectuó en Estocolmo en 1899, aplicado a un paciente con cáncer de piel en la cara. El tratamiento consistió en 50 sesiones de radioterapia debido a las limitaciones de los equipos generadores de rayos X con que se contaba en ese tiempo.

Actualmente existen dos técnicas de tratamiento del cáncer: teleterapia y braquiterapia; la primera es un tratamiento que emplea haces externos al paciente a una distancia, por ejemplo 1m; la braquiterapia es un procedimiento en el cual se coloca la fuente lo más cercano posible al tumor, ya sea intracavitario, intersticial, intraluminal o mediante moldes de superficie.

Para tratar a un paciente de cáncer cérvico uterino se emplea una combinación de estos dos procedimientos.

Con base en experiencia clínica, se han desarrollado tres diferentes sistemas de tratamiento conocidos como: Estocolmo, Paris y Manchester. La mayoría de los sistemas empleados en el mundo están basados en estos tres sistemas básicos, permitiendo una terapia eficaz en el tratamiento del Cáncer Cérvico Uterino y vaginal.

El objetivo de esta tesis, es desarrollar una metodología enfocada a medir dosis mediante el uso de películas y compararla con la que se obtiene con el sistema de de planeación “PLATO” de braquiterapia de alta tasa de dosis, que se basa en el sistema Manchester, utilizado en el Hospital General de México.

Para lo cual se construyó un fantoma de acrílico en el que se colocaron películas Gafchromic HD-810 y que se irradiaron con la fuente de Ir-192 en un ambiente acuoso para reproducir una aplicación ginecológica. Con un densitometro se efectuaron mediciones de la densidad óptica, para después obtener la dosis absorbida con el uso de la curva de calibración de las películas y se compararon con los obtenidos con el cálculo teórico que establece el protocolo de dosimetría Task Group-43 y con los obtenidos mediante el sistema de Planeación “PLATO”.

Al comparar las mediciones obtenidas con las películas y el sistema de planeación “PLATO” se encontró una diferencia de ± 5%.

INTRODUCCIÓN

El cáncer, el cual se denomina tumor, o neoplasia, surge cuando las células de algún tejido u órgano comienzan a multiplicarse y a crecer descontrolada y desordenadamente.

Los primeros dos casos de cáncer tratados con radioterapia fueron:

Estocolmo. En junio de 1899, Tage Sjogren inició un tratamiento de 50 sesiones en un paciente con células escamosas cancerígenas en la mejilla. A pesar de que este paciente fue aparentemente curado con radioterapia, fue necesario practicarle una cirugía menor después del tratamiento para remover pequeñas remanencias del cáncer.[1]

Nueva York, 1903; Margaret Cleaves empleó la radioterapia en el cáncer del cuello uterino.

En 1913 Abbe publicó una curación de 8 años de evolución. Posteriormente, se establecieron tres métodos distintos de radioterapia.

Las tres grandes técnicas de tratamiento intracavitario inician con la aplicación de radio-226 como material activo y deben sus nombres a las escuelas de Estocolmo (1914), Paris (1914) y Manchester (1938), con diferencias básicamente en el número, duración y tamaño de las aplicaciones.[1]

El radio-226 fue el primer radioisótopo empleado en la radioterapia para el tratamiento del cáncer. Sin embargo, desde el descubrimiento de la radiactividad, artificial o inducida, por Irene Joliot-Curie en 1934, el número de radioisótopos empleados aumentó.[1]

En 1958 Henschke introduce el Ir-192 en la braquiterapia y en su aplicación emplea tubos de plástico, logrando un mejor manejo del material y un avance considerable en la radioprotección del personal ocupacionalmente expuesto.[1]

La aplicación de las radiaciones ionizantes provenientes de radionúclidos o equipos generadores de ellas en el tratamiento de diversos tipos de cáncer es muy amplia, y día con día, y de acuerdo a la tecnología disponible se vuelven más complejos por ejemplo, en teleterapia en donde se empleaban regularmente cuatro haces cuadrados de radiación provenientes de una fuente externa para tratar las zonas de drenaje linfático de la pelvis, con las nuevas tecnologías se utilizan cinco, o mas haces conformados. Por otra parte, en la braquiterapia denominada de baja tasa consiste en colocar, en la cavidad pélvica de la paciente, para el tratamiento del cáncer cervico uterino, un arreglo de 5 fuentes de radiación cada una de 20 mm de longitud. La mejora en este tratamiento es la denominada braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR, de sus siglas en inglés) la cual con

ayuda de un programa de computo y un sistema mecánico sustituyen las 5 fuentes con una sola de 5 mm de longitud.

El presente trabajo tiene como objetivo desarrollar una metodología enfocada a medir dosis mediante el uso de películas Gafchromic, y compararlas con los resultados de braquiterapia de alta tasa de dosis, procedimiento basado en el sistema Manchester utilizado en el Hospital General de México. Para tal propósito, se diseñó un dispositivo de fijación mecánica que sustituye al paciente; se efectuó dosimetría con película Gafchromic y se realizó el cálculo de la dosis utilizando para ello los parámetros de salida del software del sistema "PLATO" y una hoja de cálculo basada en el Task Group-43 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM de sus siglas en ingles) y finalmente se hizo la comparación de los resultados.

En el capítulo 1 se explican las características de la radiación gamma, el origen de ésta y los procesos fundamentales de interacción con el tejido.

En el capítulo 2 se describe brevemente la anatomía de la región pélvica femenina, que debe de conocer el Físico Médico para poder identificar las estructuras anatómicas que intervienen en un tratamiento de braquiterapia.

En el capítulo 3 y 4 se muestran, en forma breve, algunos conceptos básicos de los estadios del cáncer cérvico uterino y el procedimiento de la braquiterapia, con el enfoque hacia las funciones del Físico Médico.

En el capítulo 5 se muestra el protocolo del Task Group-43 de la AAPM, en donde se definen algunas cantidades físicas necesarias para hacer el cálculo teórico de la dosimetría.

En el capítulo 6 se describe cómo se realizó la dosimetría experimental utilizando un fantoma y las películas Gafchromic HD-810, y se presentan los resultados obtenidos.

Finalmente, se presentan las conclusiones de este trabajo.

CAPÍTULO 1

EFECTOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE GAMMA EN EL TEJIDO

Las radiaciones ionizantes características de la radiación gamma tienen suficiente energía para romper enlaces químicos y producir ionización durante su interacción con el tejido. La radiación ionizante altera el estado físico del tejido en el que incide, haciendo que sus átomos queden cargados eléctricamente.
Los efectos de la radiación ionizante dependerán: del flujo, la energía de la misma, de las propiedades del cuerpo sobre el que inciden y de su orientación respecto de la misma.
Esta propiedad de la radiación se utiliza para braquiterapia, que se emplea para el tratamiento de cáncer cérvico uterino donde se deposita la energía mediante diferentes mecanismos.

1.1 Clasificación de los fotones. [2]

Los fotones se clasifican de acuerdo a su origen y con base a su energía. De acuerdo con su origen se tiene:

- Rayos gamma que es radiación electromagnética que acompaña las transiciones nucleares.
- Radiación de frenado (Bremsstrahlung) o rayos X contínuos que son el resultado de desaceleración de electrones libres u otras partículas cargadas.
- Rayos X característicos que son emitidos en transiciones de electrones entre las capas del átomo

La energía de cualquiera de estas radiaciones viene dada por: $E = h\nu$

Donde:

h : Es la constante de Planck y tiene un valor de $6.63X10^{-34}$ joule-seg.

ν: Es la frecuencia de la radiación y está dada por:

$\nu = \frac{c}{\lambda}$, c es la velocidad de la luz y λ es la longitud de onda

$c = 3x10^8\ m/s.$

La interacción no depende de la naturaleza de la radiación sino de la energía del fotón.

Existen tres tipos de interacciones importantes de los fotones con la materia:

A) Efecto Fotoeléctrico
B) Efecto Compton
C) Producción de Pares

La probabilidad de ocurrencia de estos efectos depende de la energía de los fotones y del medio donde inciden. En la Figura 1.1 se muestra de manera gráfica la situación de las zonas dominantes para que ocurra cada uno de estos fenómenos en relación con la energía.

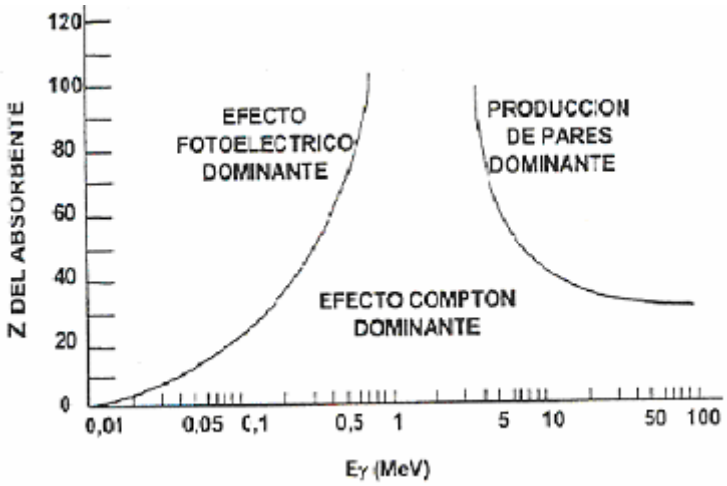


Figura 1.1 Los tres efectos más importantes de la interacción de fotones con la materia.

A) Efecto Fotoelectrico. [3]

Mediante este mecanismo un fotón da toda su energía a un átomo (es decir, se absorbe completamente) expulsando un electrón enlazado con él, La energía cinética de este electrón es la energía de la radiación incidente menos la suma de las energías requeridas para arrancar el electrón del átomo (energía de amarre) y la energía suministrada al átomo, esto se muestra en la Figura 1.2.

En 1905, A. Einstein mostró que todas las leyes del efecto fotoeléctrico se explican al suponer que la radiación se absorbe siempre en las mismas cantidades que se emiten. De acuerdo a esto, la energía del electrón expulsado la recibe en una cierta cantidad $h\nu$. Parte de esta energía se emplea para que el electrón abandone el átomo (energía de amarre). Si el electrón es expulsado por la radiación desde alguna capa interna del átomo al cual pertenecía, parte de la energía inicial del electrón (E'), puede perderse debido a choques casuales del electrón con otros electrones, el resto se transforma en energía cinética Ec siendo esta máxima cuando $E' = 0$, en este caso se cumple la relación.

$$h\nu = \frac{1}{2} m_e V^2 + A$$

h es la constante de Planck
ν es la frecuencia de la radiación incidente
m_e la masa del electrón
V la velocidad del electrón.
A energía de amarre.

Cabe señalar que para radiaciones muy energéticas el efecto fotoeléctrico disminuye, y que para elementos con números atómicos elevados este efecto es predominante.

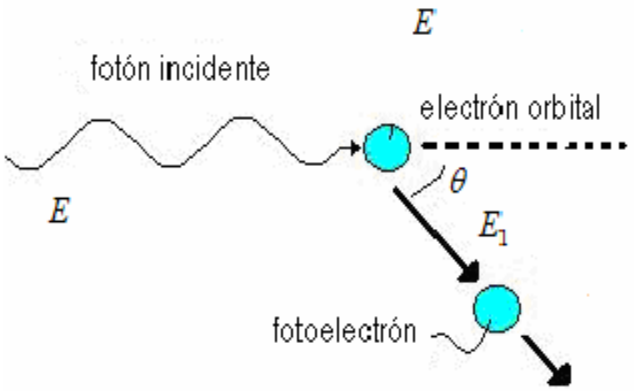


Figura 1.2 Un fotón con energía E que choca sobre un electrón orbital de un átomo con energía E_1, le trasfiere toda su energía y desaparece. El electrón es lanzado fuera del átomo a un ángulo θ de la dirección original del fotón.

B) Efecto Compton.

Una visión elemental de este efecto es un choque de "bolas de billar" entre un haz de radiación incidente y los electrones del átomo a cuyo través pasa. La cantidad de energía transmitida al electrón expulsado de su orbita está relacionada con el cambio en la dirección del haz incidente y el cambio en la frecuencia del mismo, esto se muestra en la Figura 1.3.

En 1923 A. Compton investigando la dispersión de los rayos X por diversos materiales, descubrió que en los rayos difusos, conjuntamente con la radiación de longitud de onda inicial (λ) se encuentran también rayos de mayor longitud de onda (λ'). La diferencia $\Delta\lambda$ resultó depender solo del ángulo (θ) formado por la dirección de la radiación dispersa con la de la radiación incidente.

Todas las particularidades del efecto Compton puede ser explicadas teniendo en cuenta que la dispersión es un proceso de choques elásticos de los rayos incidentes con los electrones libres del material.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_c(1-\cos\theta)$$

$$\lambda_c = \frac{2\pi h}{mc}$$

h es la constante de Planck.

m la masa del electrón.
c la velocidad de la luz.

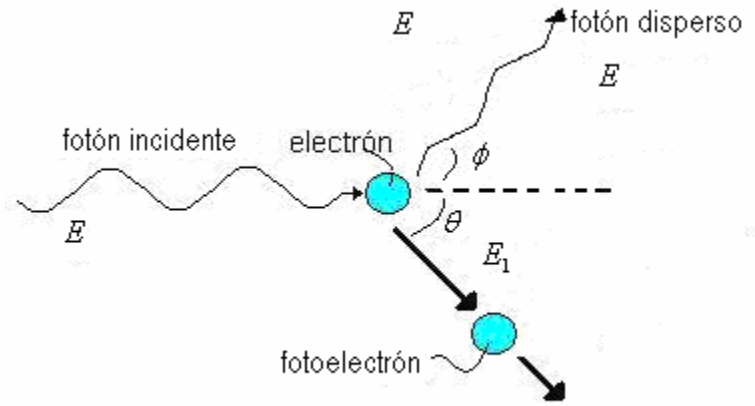


Figura 1.3 Esquema del Efecto Compton.

C) Producción de Pares.

Los fotones con energía superior a 1.02 MeV pueden perder energía a través de la creación simultanea de un electrón y un positrón. Toda la energía del fotón aparece en el par de partículas. Los primeros 1.02 MeV suministran la masa en reposo y el resto la energía cinética de los electrones creados, ver Figura 1.4. Las dos partículas pueden perder su energía por choque con el resto de los electrones, pero el positrón tiene la posibilidad, cuanto menor sea su energía cinética, de aniquilarse con un electrón. En este segundo efecto la masa del positrón y del electrón desaparece dando origen a dos rayos gamma.

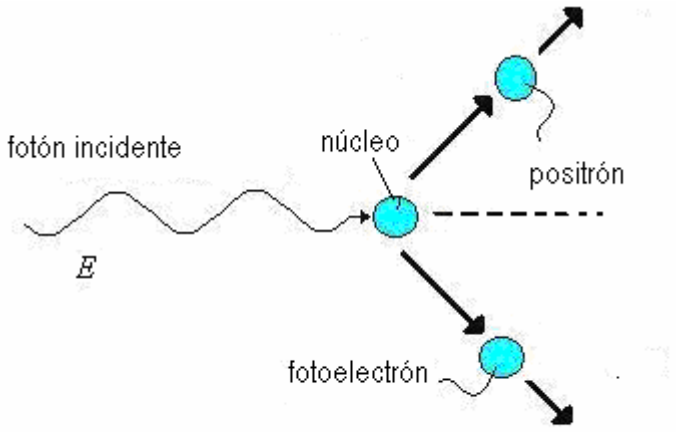


Figura 1.4 El fenómeno de creación de pares es representativo para fotones de altas energías E min ≥1.02 MeV y predomina en materiales con Z altos.

1.2 Modos de acción de la radiación ionizante gamma en células. [4]

Hay dos formas concernientes al modo de acción de la radiación gamma en células: la acción directa e indirecta.

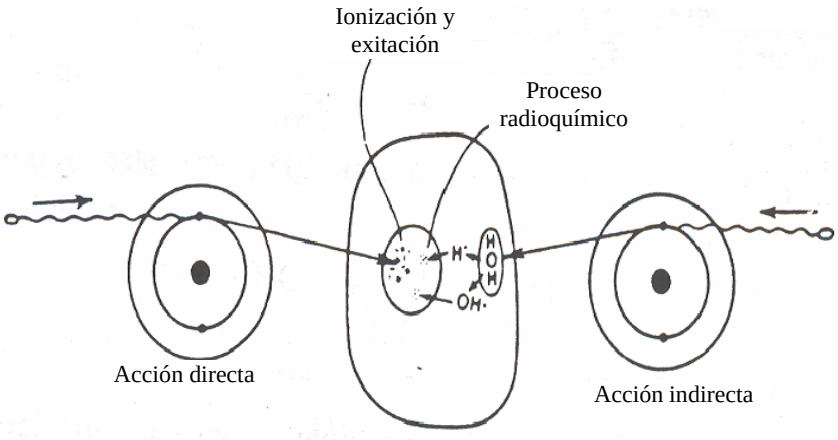


Figura 1.5 Modo de acción de la radiación sobre una célula.

1.2.1 Acción directa.

La partícula ionizada entra en la macro molécula radiosensible o blanco y deposita directamente la energía como se muestra en la Figura 1.5. El núcleo sirve como un centro vital de la célula, la teoría del blanco propone que la radiación inducida de la ionización hacia el núcleo ocurre de dos maneras:

A) Ionización hacia un gen (complemento DNA) causando una mutación y
B) Paso de la ionización a través de un cromosoma causando ruptura.

La acción directa ocurre principalmente con radiación de partículas α y neutrones.

1.2.2 Acción indirecta.

Es la interacción del haz de radiación con otros átomos y moléculas de la célula como el agua, produciéndose radicales libres (H y OH) que al difundirse hasta la molécula de ADN, la dañan de manera indirecta.

CAPÍTULO 2

ANATOMÍA DE LA PELVIS FEMENINA [5]

El físico médico debe tener conocimientos básicos de fisiología y anatomía de la región pélvica femenina, para identificar qué zonas son apropiadas para la aplicación de braquiterapia. Los conceptos que a continuación se mencionan son elementales para el ejercicio de la física médica.

2.1 Órganos genitales femeninos.

El aparato femenino comprende glándulas de secreción, dos ovarios y un útero, una vagina y los órganos genitales externos; los oocitos se originan en los ovarios y son conducidos a través de las dos trompas uterinas hasta la cavidad del útero, éstos conducen a los espermatozoides en dirección opuesta, y la fecundación del oocito ocurre habitualmente en el interior de estos conductos (Figura 2.1).

2.1.1 Ovario.

Cada ovario tiene una forma ovoide y mide 4 x 2 cm y está unido a la parte posterior del ligamento ancho por el mesoovario (Figura 2.2).

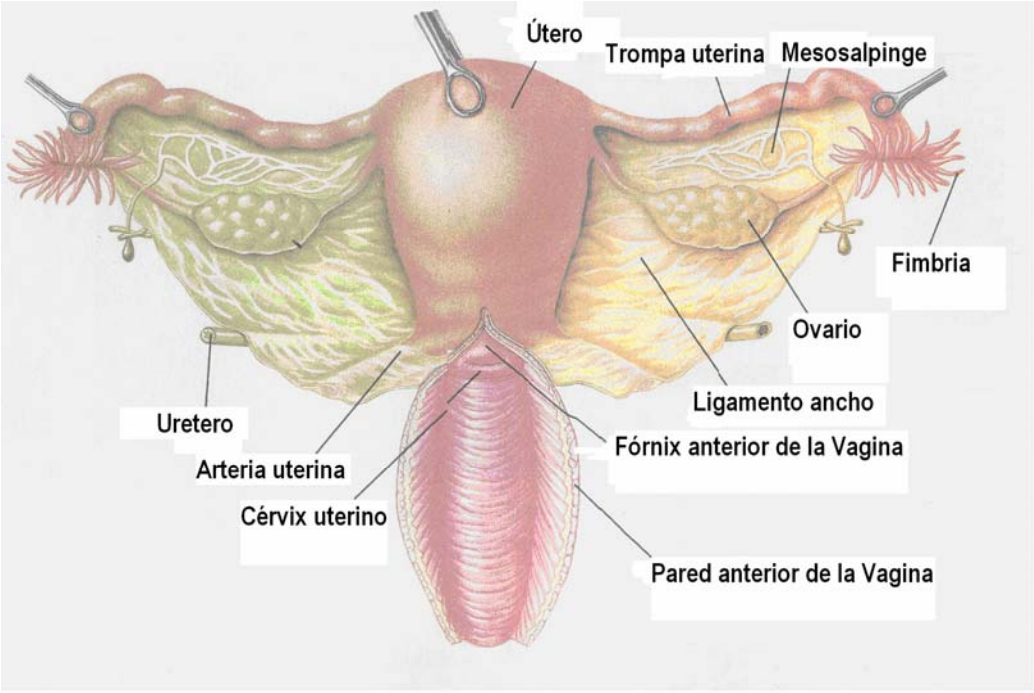


Figura 2.1 Aparato genital femenino, esquema general, vista anterior.

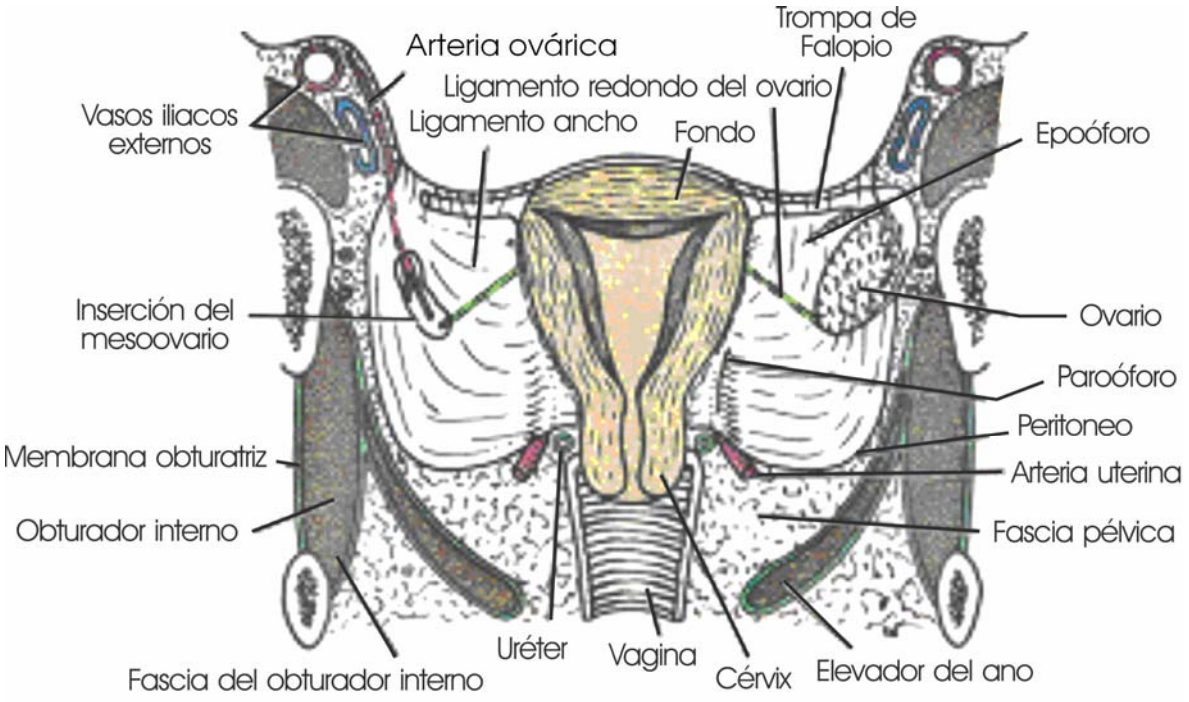


Figura 2.2 A . Corte coronal de la pelvis que muestra el útero, los ligamentos anchos y el ovario derecho vistos por la parte superior. Se suprimieron el ovario izquierdo y parte de la trompa de Falopio del mismo lado.

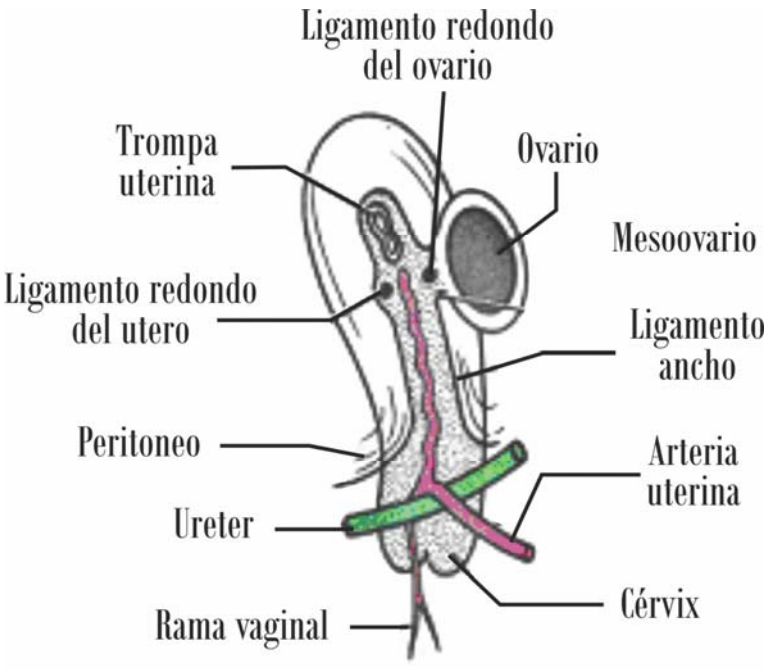


Figura 2.2 B, útero en una vista lateral.

Esta parte del ligamento ancho que se extiende entre las inserciones del mesovario y la pared lateral de la pelvis se conoce como ligamento suspensor del ovario (Figura 2.2). El ligamento redondo del ovario, que representa el remanente de la parte superior del gubernáculo, une el borde lateral del útero con el ovario (Figuras 2.2 y 2.3).

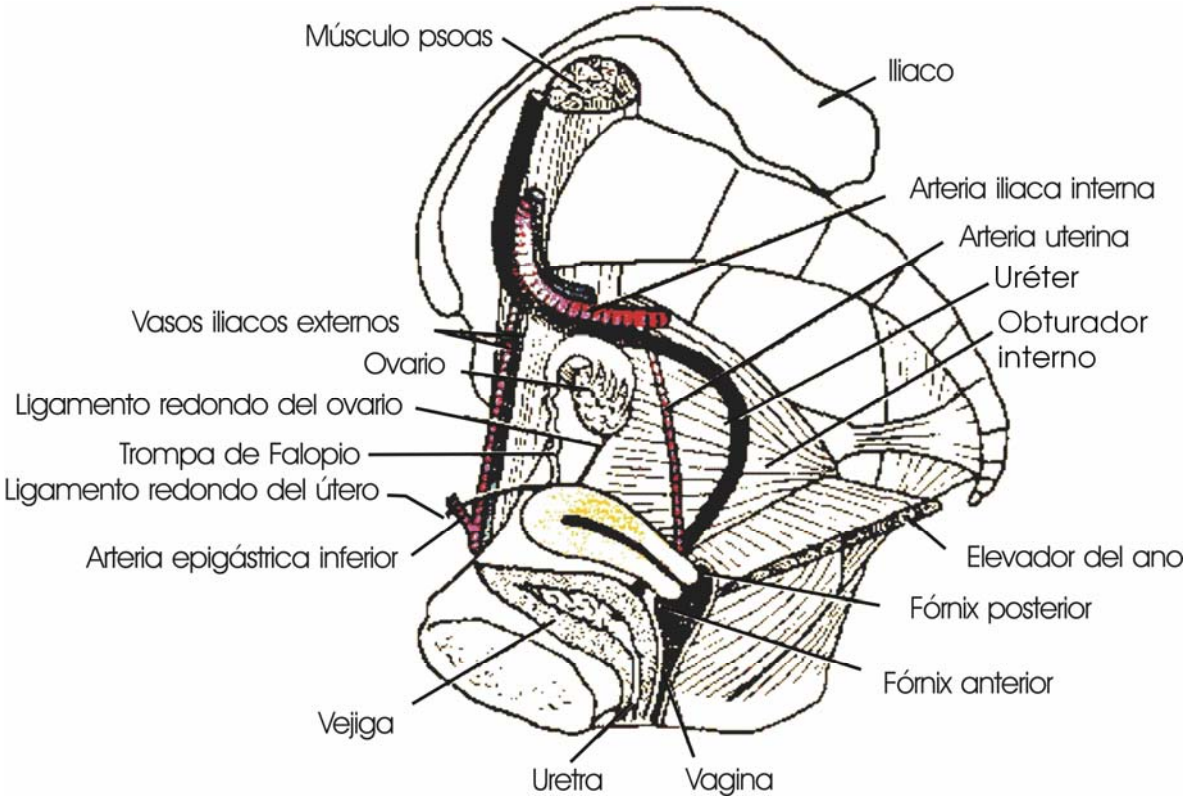


Figura 2.3 Mitad derecha de la pelvis que muestra el ovario, la trompa de falopio y la vagina.

El ovario está situado contra la pared lateral de la pelvis en una depresión llamada fosa ovárica, limitada por los vasos iliacos externos arriba y los vasos iliacos internos atras (Figura 2.3). Pero la posición del ovario es extremadamente variable y con frecuencia se encuentra colgando en el saco rectouterino.

Los ovarios están rodeados por una cápsula fibrosa delgada, la túnica albugínea, recubierta en su superficie externa por un área modificada de peritoneo denominada epitelio germinal, Las oogonias se desarrollan antes del nacimiento a partir de células germen primordiales.

Antes de la pubertad el ovario es liso, pero después de ella se forman progresivamente cicatrices en él a medida que se degeneran los cuerpos amarillos sucesivos. Después de la menopausia el ovario se retrae y su superficie queda marcada con cicatrices.

Función: Los ovarios son los órganos que tienen a su cargo la producción de las células germinales femeninas, los óvulos, y las hormonas sexuales femeninas, estrógeno y progesterona, en la mujer sexualmente madura.

Irrigación Arterial: La arteria ovárica proviene de la aorta abdominal a nivel de la primera vértebra lumbar.

Irrigación Venosa: La vena ovárica desemboca en la vena cava inferior en el lado derecho y en la renal izquierda del lado correspondiente.

Drenaje linfático: Los vasos linfáticos del ovario siguen a la arteria ovárica y desembocan en linfonodos paraórticos a nivel de la primera vértebra lumbar.

Inervación: La inervación del ovario deriva del plexo aórtico y acompaña a la arteria ovárica. El riego, el drenaje linfático y la inervación del ovario se difunden sobre el borde de la abertura superior de la pelvis y cruzan los vasos iliacos externos (Figura 2.2). Llegan al ovario a través del externo lateral del ligamento ancho, Los vasos y nervios penetran en el hilio del ovario a través del mesoovario

2.1.2 Trompa de Falopio.

Cada trompa de falopio tiene alrededor de 10 cm de largo y se localiza en el borde superior del ligamento ancho (Figuras 2.2. y 2.3). Ambas conectan la cavidad peritoneal en la región del ovario con la cavidad del útero. La trompa de falopio se divide en cuatro partes:

El infundíbulo es el extremo lateral en forma de embudo que se proyecta más allá del ligamento ancho y recubre el ovario. El borde libre del embudo poseé varios procesos digitiformes, conocidos como fimbrias, que rodean el ovario (Figuras 2.2. y 2.4). La ampolla es la parte más ancha de la trompa de falopio (Figura 2.4.). El istmo es la porción más estrecha y se ubica justo lateral al útero (Figura 2.4). La parte intramural es el segmento que perfora la pared uterina (Figura 2.4).

Función: La trompa de falopio recibe el óvulo del ovario y proporciona un sitio en el que puede llevarse a cabo la fecundación. Suministra nutrición al óvulo fecundado y lo transporta a la cavidad uterina. La trompa de falopio funciona como un conducto a lo largo del cual se desplazan los espermatozoos para alcanzar el óvulo.

Irrigación Arterial: Arteria uterina, proveniente de la arteria iliaca interna, y ovárica de la aorta abdominal (Figura 2.4).

Irrigación Venosa: Las venas corresponden a las arterias.

Drenaje Linfático: Los vasos linfáticos transcurren junto con las arterias correspondientes y desembocan en los linfonodos iliacos internos y paraórticos.

Inervación: Por medio de los nervios simpáticos y parasimpáticos de los plexos hipogástricos inferiores.

2.1.3 Útero.

El útero es un órgano hueco, en forma de pera, con paredes musculares gruesas. En la mujer adulta joven, mide 8 cm de largo, 5 cm de ancho y 2.5 cm de grueso. Se divide en fondo, cuello y cérvix (Figura 2.4).

Fondo: Es la parte del útero situada arriba de la entrada de las trompas de falopio.

Cuerpo: Es la porción del útero localizada debajo de la desembocadura de las trompas de falopio. Se estrecha en la parte inferior en donde se continúa con el cérvix (cuello), que perfora la pared anterior de la vagina y se divide en las partes supravaginal y vaginal del cérvix.

Cavidad del Cuerpo Uterino: Es triangular en un corte coronal, pero simplemente una hendidura en el plano sagital (Figura 2.4). La cavidad del cérvix, el conducto cervical, comunica con la cavidad del cuerpo a través del orificio interno y con la de la vagina por el orificio externo (Figura 2.4).

Relaciones

- **Anteriores**: el cuerpo del útero se relaciona en la parte anterior con el saco uterovesical y la porción superior de la vejiga (Figura 2.9). El cérvix supravaginal lo hace con la superficie superior de la vejiga y el cérvix vaginal con el fórnix anterior de la vagina.

- **Posteriores:** el cuerpo del útero se vincula en la parte posterior con el saco rectouterino y con las asas de íleon o colon sigmoide dentro de éste (Figura 2.9).

Laterales: el cuerpo del útero se relaciona en las partes laterales con el ligamento ancho, la arteria y vena uterinas (Figura 2.2). El cérvix supravaginal se conecta con el uréter a su paso hacia delante para penetrar en la vejiga. El cérvix vaginal se vincula con el saco lateral de la vagina. Las trompas de falopio penetran en los ángulos superolaterales del útero, y el ligamento redondo del ovario y el del útero se insertan en la pared uterina justo debajo de este nivel.

Función: El útero sirve como sitio para la recepción, retención y nutrición del óvulo fecundado.

Posiciones del útero: En la mayoría de las mujeres, el eje largo del útero está inclinado hacia el frente sobre el eje largo de la vagina.

Esta posición se denomina anteversión del útero (Figura 2.4). Más aún, el eje largo del cuerpo uterino se inclina hacia delante a nivel del orificio interno con el eje largo del cérvix. Esta posición se llama anteflexión del útero (Figura 2.4). Por consiguiente, en la posición erguida, con la vejiga vacía, el útero se halla en un plano casi horizontal.

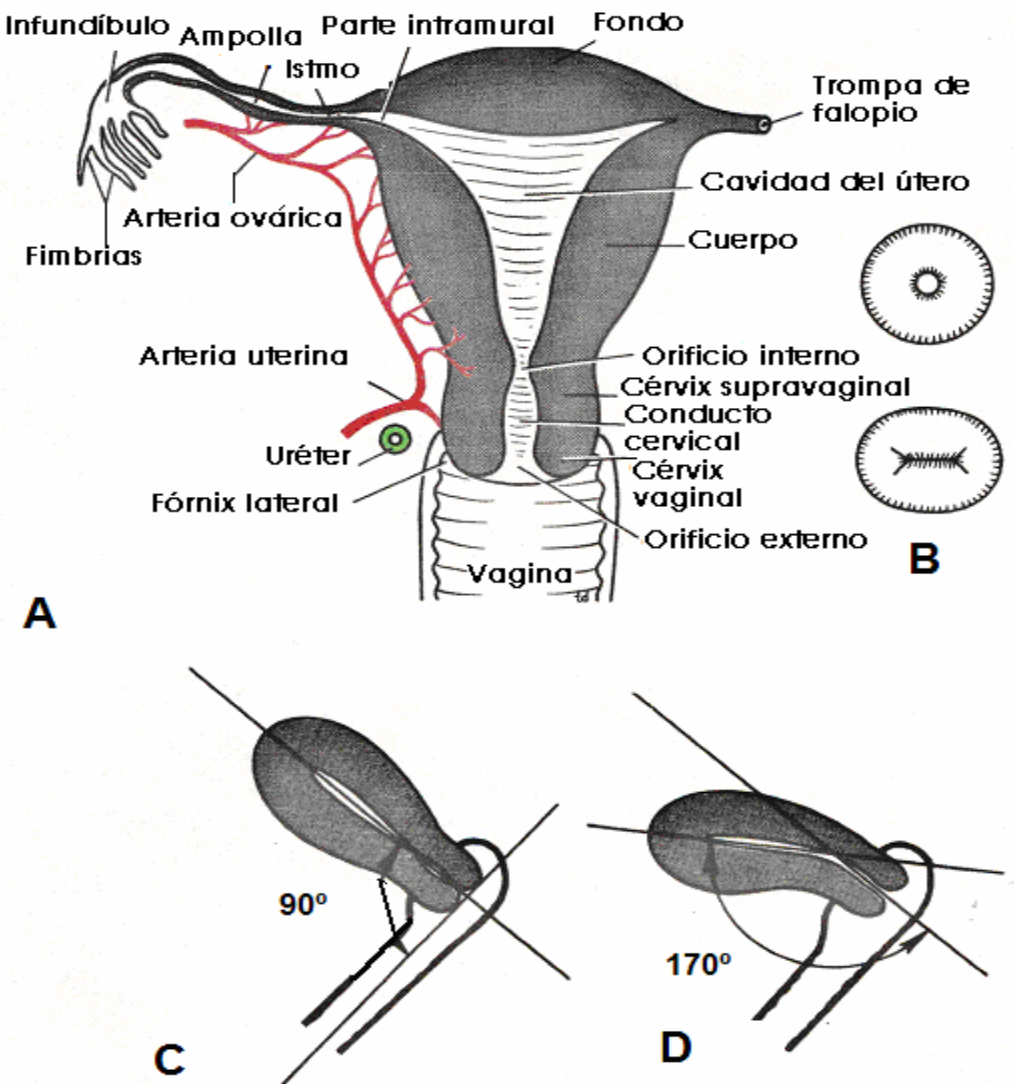


Figura 2.4 A, diferentes partes de la trompa de Falopio y el útero. B, orificio externo del cérvix: (arriba) nulípara; (abajo) multípara. C, posición en anteversión del útero. D. posición en anteversión y anteflexión del útero.

En algunas mujeres, el fondo y el cuerpo del útero están inclinados hacia atrás sobre la vagina, de tal modo que se sitúan en el saco rectouterino. En estos casos se dice que el útero está en retroversión. Cuando, además, se dobla hacia atrás el cuerpo del útero sobre el cérvix, se dice que está en retroflexión.

Estructura del útero: El útero está recubierto con peritoneo excepto en la pared anterior, abajo del nivel del orificio interno, en donde el peritoneo pasa hacia delante en dirección de la vejiga a nivel lateral también existe un espacio entre la inserciones de las capas del ligamento ancho.

La pared muscular, o miometrio, es gruesa y la forma músculo liso apoyado por el tejido conjuntivo. La mucosa que recubre el cuerpo del útero se conoce como endometrio. Se continúa arriba con la membrana mucosa que recubre las tubas uterinas y abajo con el cérvix. El endometrio se aplica directamente al músculo, sin que exista submucosa. Desde la pubertad hasta la menopausia, el endometrio sufre cambios extensos durante el ciclo menstrual en respuesta a las hormonas ováricas.

La parte supravaginal del cérvix está rodeada por fascia pélvica visceral, que en esta región suele denominarse parametrio. En esta fascia es en donde cruza la arteria uterina el uréter a cada lado del cérvix.

Irrigación Arterial: La irrigación del útero procede principalmente de la arteria uterina, una rama de la arteria iliaca interna, que llega al útero proyectada en sentido medial por la base del ligamento ancho (Figura 2.2). Cruza arriba del uréter en ángulo y alcanza el cérvix a nivel del orificio interno (Figura 2.4). A continuación, la arteria asciende a lo largo del borde lateral del útero dentro del ligamento ancho y termina tras anastomosarse con la arteria ovárica, que también contribuye al riego del útero. La arteria uterina emite una vena descendente pequeña que irriga el cérvix y la vagina.

Irrigación Venosa: La vena uterina transcurre junto con la arteria y desemboca en la vena iliaca interna.

Drenaje linfático: Los vasos linfáticos del fondo del útero acompañan a la arteria ovárica y concluyen en los ganglios paraaórticos a nivel de la primera vértebra lumbar. Los vasos del cuerpo y el cérvix drenan en los linfonodos iliacos internos y externos. Unos cuantos vasos linfáticos siguen el ligamento redondo del útero a través del conducto inguinal y desembocan en los linfonodos inguinales superficiales.

Medios de suspensión del útero: El útero está suspendido principalmente por: a) el tono de los músculos elevadores del ano y b) el grosor de la fascia pélvica, que forman tres ligamentos importantes.

Músculos elevadores del ano y cuerpo perineal: Estos forman una vaina muscular ancha que se dispone a través de la cavidad pélvica y, junto con la fascia pélvica en su superficie superior, apoyan con efectividad las vísceras

pélvicas y resisten la presión intraabdominal que se transmite hacia abajo a través de la pelvis.
Los bordes mediales de las partes anteriores de los músculos elevadores del ano se insertan en el cérvix uterino mediante la fascia pélvica (Figura 2.5).

Algunas fibras de los elevadores del ano se insertan en una estructura fibromuscular llamada cuerpo perineal (Figura 2.9), que es importante para conservar la integridad del piso pélvico. El cuerpo perineal se sitúa en el perineo entre la vagina y el conducto anal; lo desplazan hacia arriba en forma de cabestrillo, en dirección de las paredes pélvicas, los elevadores del ano y, en consecuencia, apoya la vagina e indirectamente el útero.

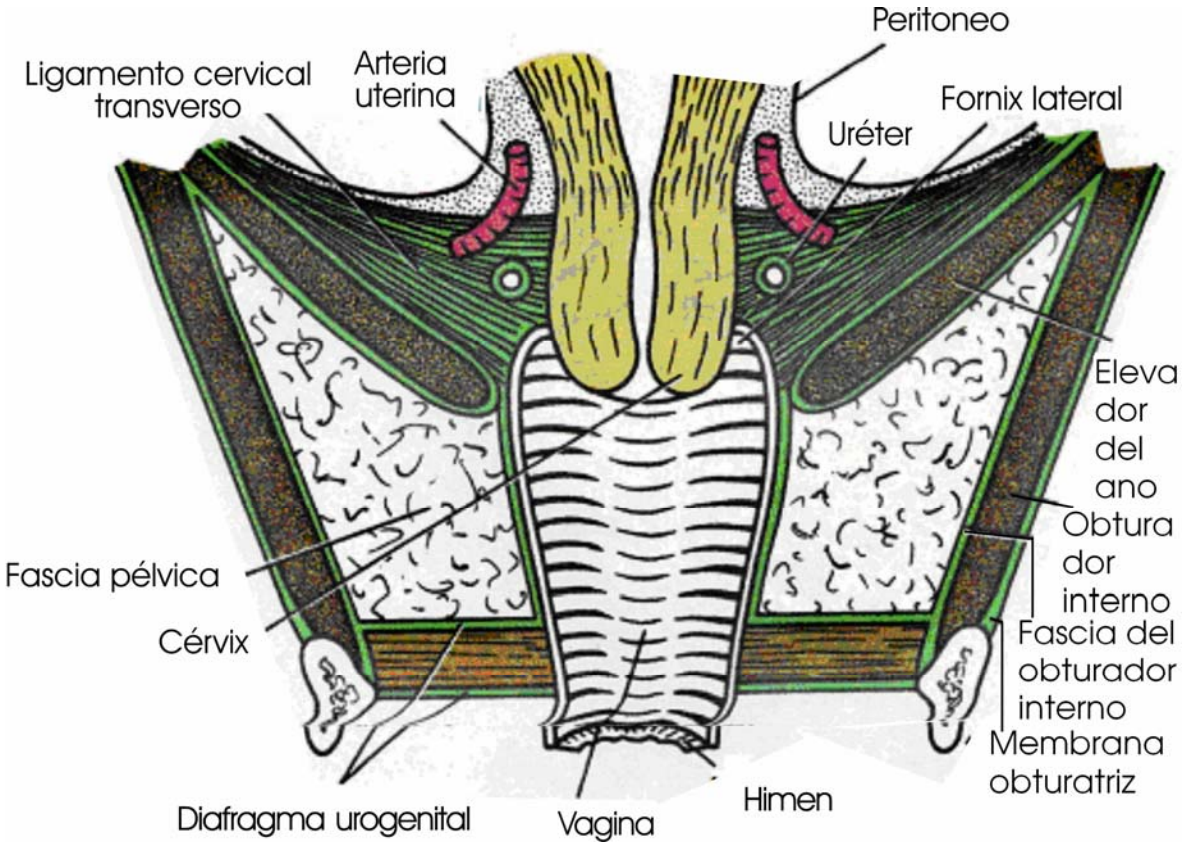


Figura 2.5 Corte coronal de la pelvis que muestra la relación de los músculos elevadores del ano y los ligamentos cervicales transversos con el útero y la vagina. Obsérvar que los ligamentos cervicales transversos están formados por una condensación de fascia pélvica visceral.

Ligamentos cervicales transversos, pubocervicales y sacrocervicales: Estos tres ligamentos son condensaciones subperitoneales de la fascia pélvica en la parte superior de los músculos elevadores del ano. Se insertan en el cérvix y la

bóveda vaginal y tienen un papel determinante en el sostén del útero y la conservación del cérvix en su posición correcta (Figuras 2.5 y 2.6).

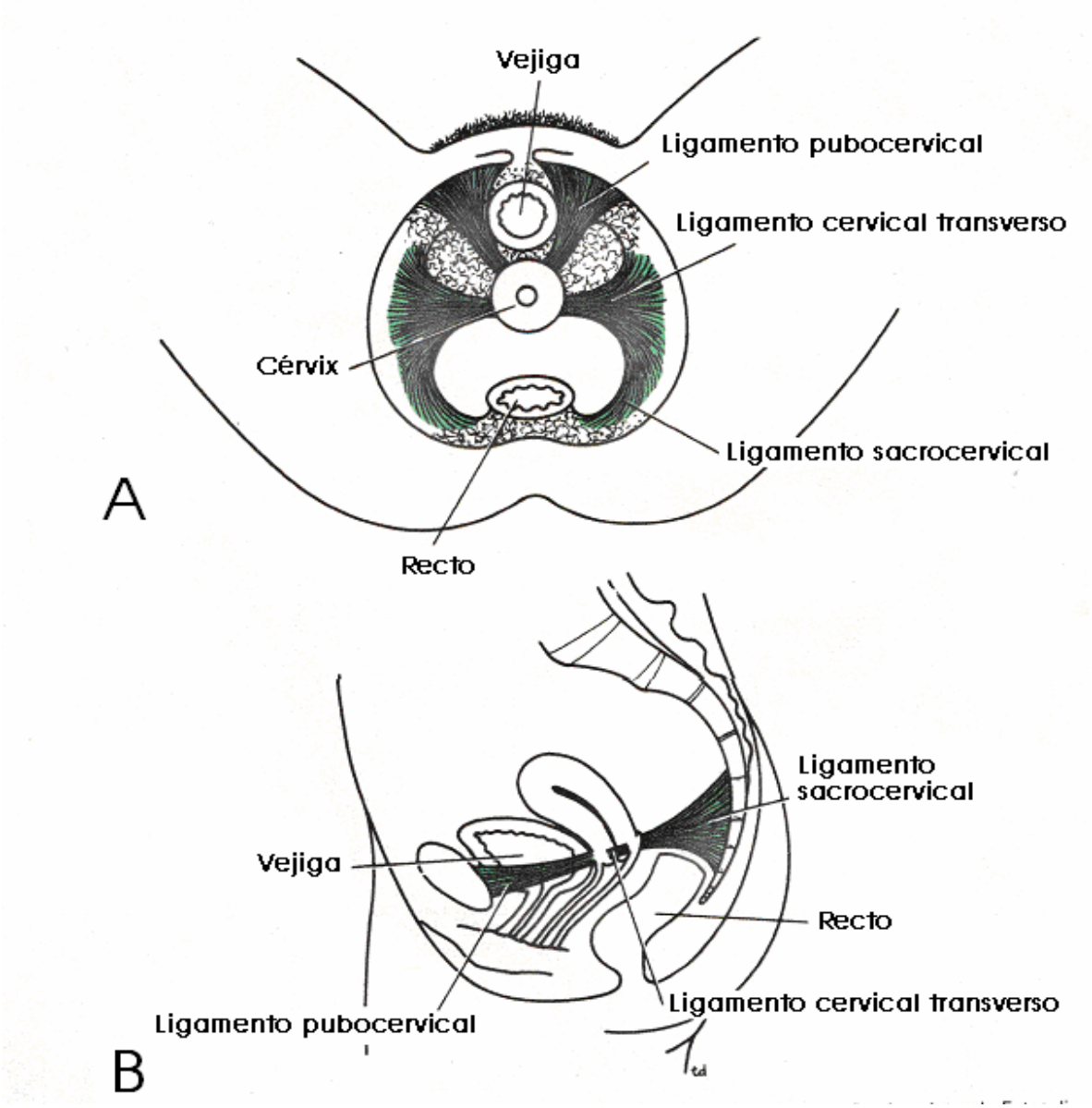


Figura 2.6 Medios de suspensión ligamentos del útero. A, vista inferior. B, vista lateral. Estos ligamentos están formados por fascia pélvica visceral.

Descripción

Ligamentos cervicales transversos. Los ligamentos cervicales transversos son condensaciones ó engrosamiento fibromusculares de la fascia pélvica que pasa hacia el cérvix y el extremo superior de la vagina a partir de las paredes laterales de la pelvis.

Ligamento pubocervicales. Los ligamentos pubocervicales consisten en dos bandas firmes de tejido conjuntivo que se extienden al cérvix desde la superficie posterior del pubis. Están situados a cada lado del cuello de la vejiga, a la cual le confieren cierto apoyo (ligamentos pubovesicales).

Ligamentos sacrocervicales. Los ligamentos sacrocervicales se constituyen en dos bandas fibromusculares firmes de fascia pélvica que se proyectan al cérvix y el extremo superior de la vagina desde la parte inferior del sacro. Forman dos rebordes, uno a cada lado del saco rectouterino.
Los ligamentos anchos y los redondos del útero son estructuras laxas y es posible traccionar hacia arriba o empujar hacia abajo el útero una distancia notoria antes que se tensen. A nivel clínico se considera que tienen un papel mínimo en el sostén del útero.

El ligamento redondo del útero, que representa el remanente de la mitad inferior del gubernáculo, se extiende entre el ángulo superolateral del útero, a través del anillo inguinal profundo y el conducto inguinal, hasta el tejido subcutáneo del labio mayor (Figura 2.3). Contribuye a conservar el útero en anteversión (inclinación hacia el frente) y anteflexión (doblado hacia delante), pero se estira considerablemente durante el embarazo.

2.2 Recto.

El recto mide alrededor de 13 cm de largo y se inicia delante de la tercera vértebra sacra como una continuación de colon sigmoide. Se enfila hacia abajo, siguiendo la curvatura del sacro y el coxis, y termina delante de la punta de este último perforando el diafragma pélvico y continuándose con el conducto anal. La parte inferior del recto se dilata para formar la ampolla rectal.

Cuando se examina desde la parte frontal, se observa que el recto se desvía a la izquierda pero regresa enseguida al plano medio (Figura 2.7).
La porción puborrectal de los músculos elevadores del ano forma un cabestrillo en la unión del recto con el conducto anal y se encarga de tirar esta parte del intestino hacia delante para formar el ángulo anorrectal.

El peritoneo cubre la superficies anterior y lateral del primer tercio del recto y sólo la parte anterior del tercio medio, dejando el tercio inferior desprovisto del peritoneo (Figura 2.9).

La capa muscular del recto está dispuesta en las capas externa longitudinal y circular interna comunes de músculo liso. Sin embargo, las tres tenias del colon sigmonoide se acercan entre sí de tal manera que las fibras longitudinales forman una banda ancha en las superficies anterior y posterior del recto.

La membrana mucosa del recto, junto con las capas de músculo circular, conforma tres pliegues permanentes denominados pliegues transversos del recto (Figura 2.7), que son semicirculares y varían en cuanto a número y posición.

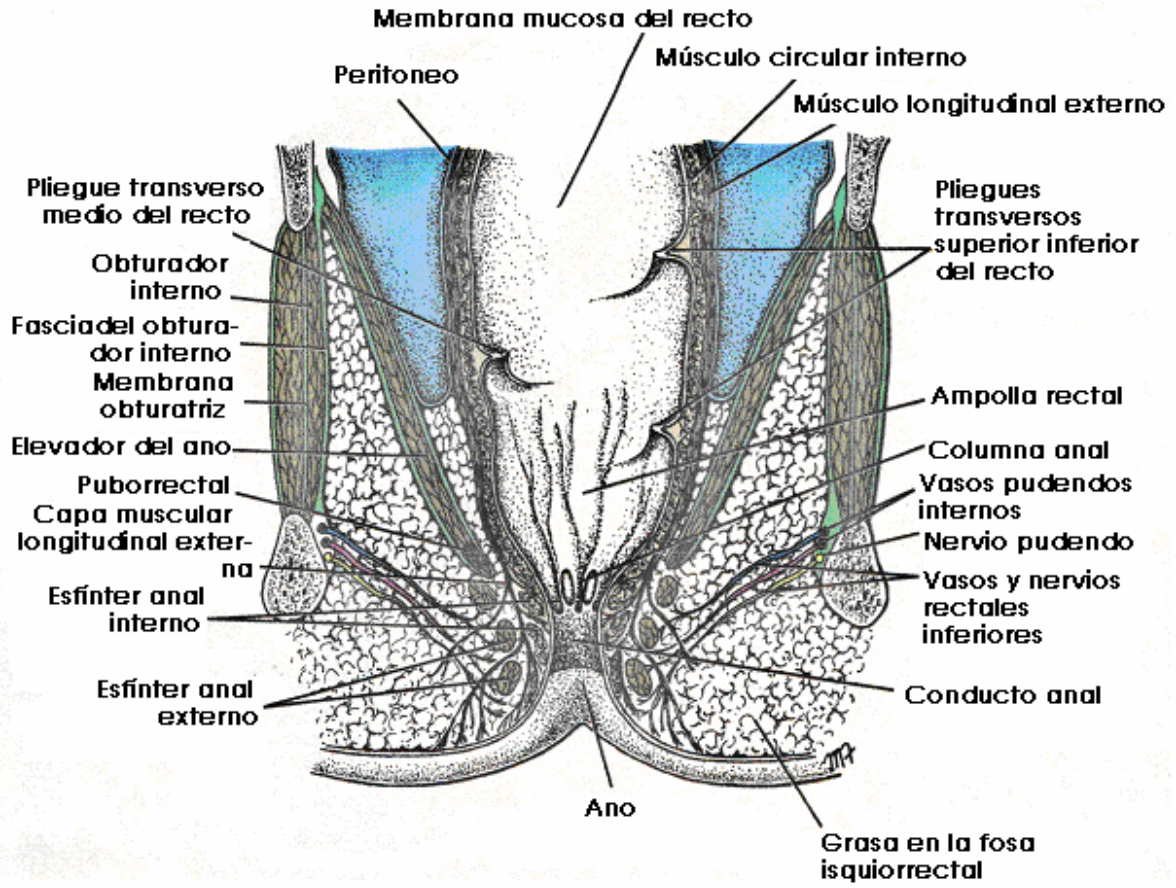


Figura 2.7 Corte coronal a través de la pelvis que muestra el recto y el piso pélvico.

Relaciones

- **Posteriores:** el recto está en contacto con el sacro y el coxis, los músculos piramidal de la pelvis, coccígeo y elevadores del ano, el plexo sacro y los troncos simpáticos (Figura 2.8).

- **Anteriores:** los dos tercios superiores del recto, que están recubiertos por peritoneo, se vinculan con el colon sigmoide y las asas de íleon que ocupa el saco rectouterino. El tercio inferior del recto, que carece de peritoneo, se relaciona con la superficie posterior de la vagina (Figura 2.9).

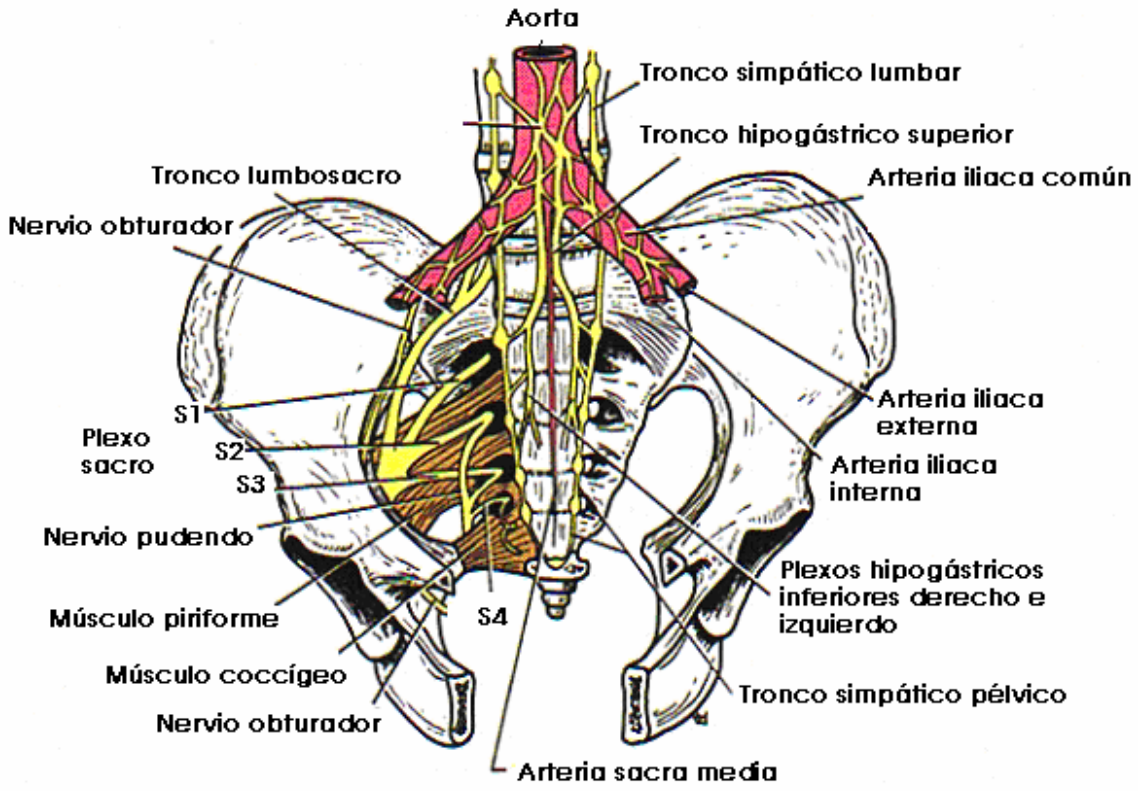


Figura 2.8 Pared posterior de la pelvis que muestra el plexo sacro, el plexo hipogástrico superior y los plexos hipogástricos inferiores derecho e izquierdo. También se muestran las partes pélvicas de los troncos simpáticos.

Irrigación Arterial: Arterias rectales superior, media e inferior (Figura 2.10).
La arteria rectal superior es una continuación directa de la arteria mesentérica inferior y el principal vaso que riega la mucosa. Penetra en la pelvis tras descender en la raíz del mesocolon sigmoide y se divide en ramas derecha e izquierda, que al inicio se encuentran atrás del recto y luego perforan la capa muscular e irrigan la membrana mucosa. Se anastomosan entre sí y con las arterias rectales media e inferior.

La arteria rectal media es una rama pequeña de la arteria iliaca interna. Se difunde hacia delante y medial al recto, para distribuirse principalmente en la capa muscular.
La arteria rectal inferior es una rama de la arteria pudenda interna en el perineo. Se anastomosa con la arteria rectal media en la unión anorrectal.

Irrigación Venosa: Las venas del recto corresponden a las arterias. La vena rectal superior es una tributaria de la circulación porta y drena en la vena mesentérica inferior. Las venas rectales media e inferior desembocan en las venas iliaca interna y pudenda interna, respectivamente. La unión entre las venas rectales forma una anastomosis portosistemática importante.

Drenaje linfático: Los vasos linfáticos del recto desembocan en los ganglios pararrectales. A continuación acompañan a la arteria rectal superior hasta los linfonodos mesentéricos inferiores. Los vasos linfáticos de la parte inferior del recto discurren junto con la arteria rectal media hasta los linfonodos iliacos internos.

Inervación: Nervios simpáticos y parasimpáticos de los plexos hipogástricos inferiores. El recto sólo es sensible al estiramiento [5].

2.3. Vejiga Urinaria.

La vejiga urinaria está situada inmediatamente atrás del pubis (Figura 2.9). Debido a la ausencia de la próstata, la vejiga se halla a un nivel inferior respecto a la pelvis del varón y el cuello descansa directamente en la cara superior del diafragma urogenital. La relación estrecha de la vejiga con el útero y la vagina tiene una gran importancia clínica. (Figura 2.9).

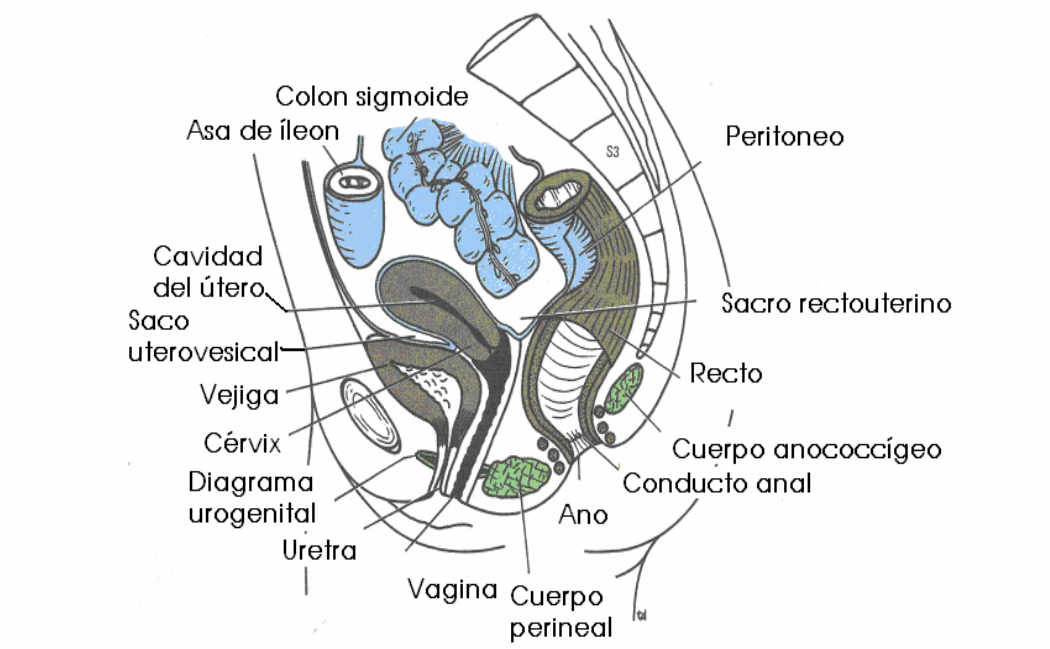


Figura 2.9 Corte sagital de la pelvis femenina.

El vértice de la vejiga se sitúa detrás de la sínfisis púbica (Figura 2.9). La base, o superficie posterior, está separada del recto por la vagina. La parte superior se relaciona con el receso uterovesical del peritoneo y con el cuerpo del útero. Las superficies inferolaterales se vinculan por delante con el cojín adiposo retropúbico y el pubis. En la parte más posterior entran en contacto con los músculos obturador interno arriba y elevador del ano abajo. El cuello de la vejiga descansa en la cara superior del diafragma urogenital.

La forma y estructura generales de la vejiga, su riego, drenaje linfático e inervación y el proceso de la micción son idénticos que en el varón.

2.4. Ureteros.

El uréter cruza sobre la abertura superior de la pelvis por delante de la bifurcación de la arteria iliaca común (Figura 2.3). Avanza hacia abajo y atrás del ovario hasta llegar a la región de la espina isquiática. A continuación gira de manera frontal y medial debajo de la base del ligamento ancho, en donde lo cruza la arteria uterina (Figuras 2.2 y 2.3). El uréter sigue en seguida hacia delante, lateral al fondo de saco lateral de la vagina, para penetrar en la vejiga.

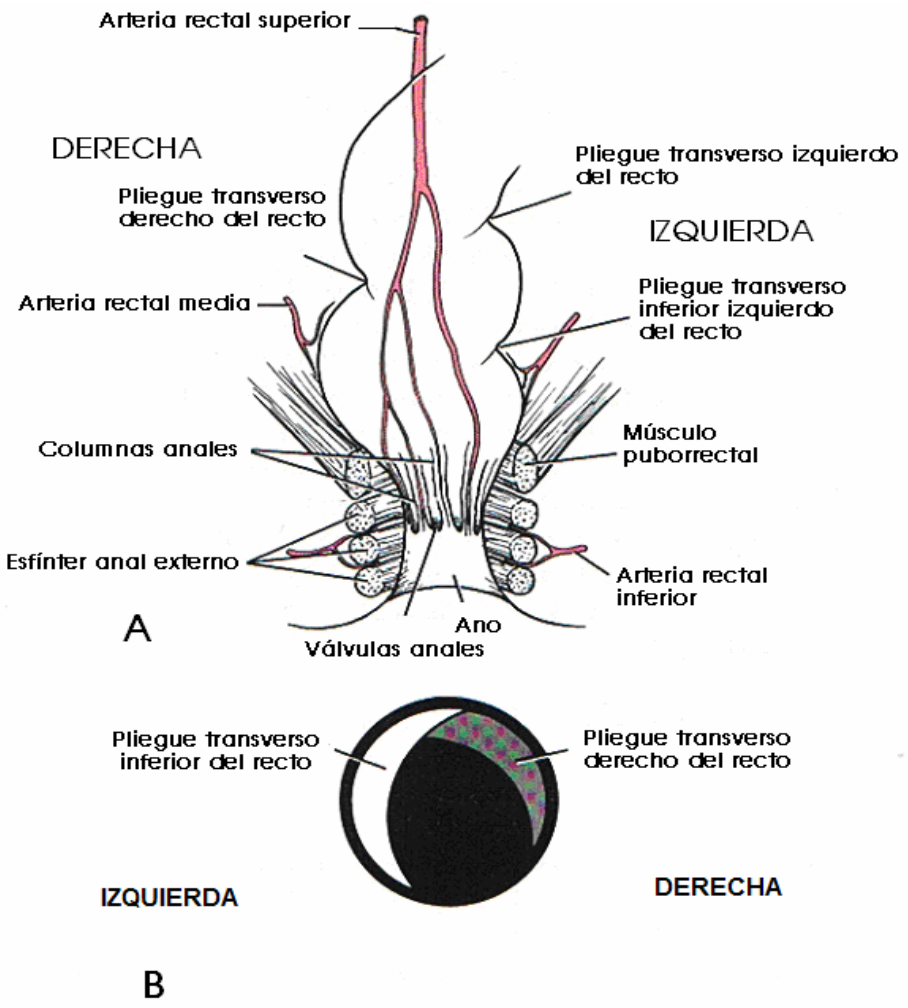


Figura 2.10 Riego del recto (A) y los pliegues transversos rectales (B) como se observa a través de un sigmoidoscopio.

CAPÍTULO 3

CÁNCER CÉRVICO UTERINO

Podemos definir el cáncer como una enfermedad donde la proliferación y diferenciación celular están alteradas. En general las células tumorales se multiplican más rápido que el tejido normal del cual derivan, sin cumplir correctamente el programa normal de diferenciación. Prácticamente en todos los tejidos del cuerpo existen células indiferenciadas con suficiente capacidad de replica para reemplazar las células que normalmente mueren diariamente.

Estas células han recibido el nombre de "madres " o "stem". Las células "madres" son el blanco predilecto del cáncer; por este motivo la gran mayoría de tumores (llamados carcinomas) derivan de los epitelios, pero realmente cualquier célula con capacidad de replicación puede originar un tumor.

El cáncer se inicia en un grupo reducido de células, se expande localmente destruyendo los tejidos normales que lo rodean y finalmente viaja por el torrente sanguíneo o linfático colonizando órganos distantes, fenómeno conocido como metástasis. Este último estado depende del tamaño del tumor, mas en ocasiones tumores pequeños pero muy agresivos hacen metástasis rápidamente. La velocidad de su crecimiento determina el tiempo en el cual alcanza un tamaño que puede percibirse por el paciente o cause algún síntoma que haga sospechar su presencia.

El cáncer cérvico uterino (ca.cu.) es la neoplasia maligna más frecuente en México. La incidencia en la población amparada por el Instituto Mexicano del Seguro Social es de 50 casos nuevos por año por cada 100,000 habitantes en el medio sub-urbano y rural. Afecta principalmente a grupos de población con escaso ingreso económico. Es un tumor común en los países con bajo desarrollo tecnológico-industrial, económico y en los países subdesarrollados el cáncer cervico uterino ocupa el segundo lugar entre las causas de muerte por cáncer en la mujer.[6]

El cáncer hoy en el mundo, de acuerdo a informes emitidos por la organización Mundial de la Salud, presenta una tendencia creciente. Anualmente se producen alrededor de 10 millones de casos nuevos, esperándose alrededor de 15 millones para el año 2020.

Algunos estudios han sugerido que el cáncer del cuello uterino es más frecuente entre mujeres que consumen anticonceptivos orales; sin embargo, estos estudios no han sido comprobados plenamente ya que están afectados por factores como pueden ser el inicio precoz de la actividad sexual después de la pubertad, múltiples compañeros sexuales e historia previa de enfermedades de transmisión sexual.[7]

3.1 Cáncer cérvico uterino.[7]

El cuello uterino con cáncer invasor clínicamente se observa de diferente apariencia: al principio tiene un aspecto granular, ulcerado, fácilmente sangrante, cercano al orificio cervical externo, tal como se muestra en la Figura 3.1. Cuando la enfermedad avanza se encuentra un aspecto exofítico (semejante a una coliflor), endofítico (úlcera destructiva roedora, ulcus rodens). Comúnmente el cérvix se ve francamente alterado, aumentado de volumen, de consistencia dura y fácilmente sangrante. Otra variedad es el tumor que crece dentro del canal cervical por lo que el exocérvix muestra un aspecto epitelial normal pero está aumentado de volumen y consistencia ofreciendo la forma de un barril.

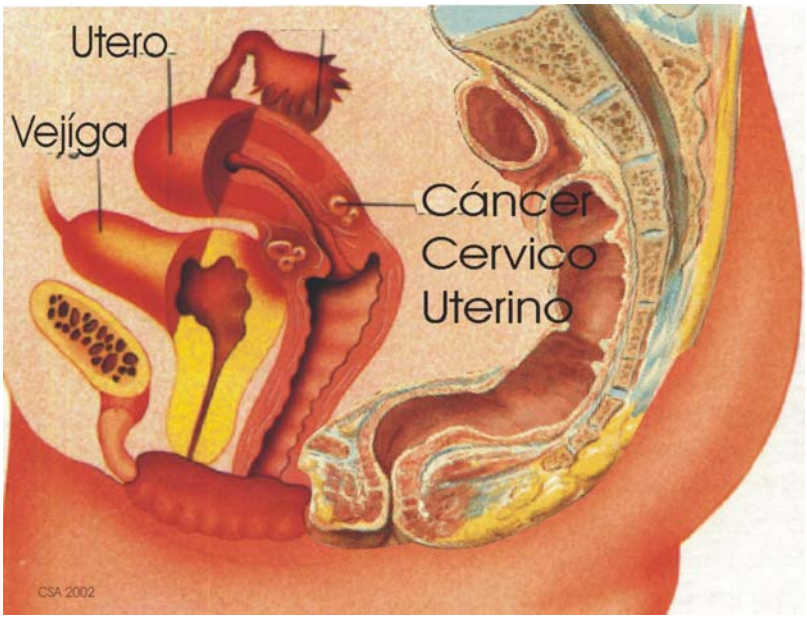


Figura 3.1 Situación del cáncer cérvico uterino.

3.2 Vías de diseminación.[8]

Las principales vías de diseminación del carcinoma uterino son: hacia la mucosa vaginal, extendiéndose de forma microscópica más allá de los límites de la lesión visible o palpable; hacia el miometrio del segmento uterino inferior y el cuerpo, especialmente en el caso de las lesiones originadas en el endocérvix; hacia los linfáticos paracervicales y desde allí a los ganglios linfáticos afectados con más frecuencia (es decir, los ganglios obturadores, hipogástricos e ilíacos externos), y extensión directa hacia estructuras adyacentes o parametrios, que pueden alcanzar la fascia obturatriz y la pared de la pelvis verdadera. La extensión de la enfermedad hacia la vejiga o el recto puede asociarse o no con la aparición de fístulas vesicovaginales o rectovaginales (Orificio o comunicación normal entre el recto y la vagina).

Se ha apreciado en diversos estudios anatómicos que la localización de la afectación linfática muestra una correlación con el estadío de la enfermedad.

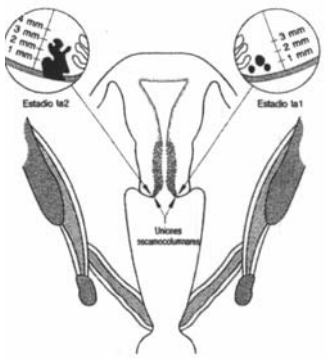
3.3 Clasificación internacional del cáncer cérvico uterino.[7]

La Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO) clasifica el cáncer del cuello uterino por etapa clínica en diferentes estadíos como sigue:

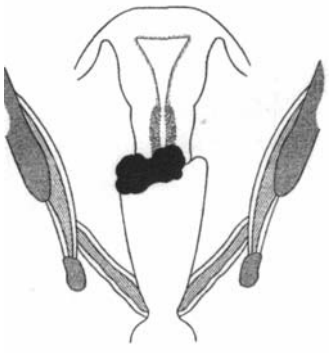
Estadío 0	Carcinoma in situ, carcinoma intraepitelial. Se incluye en este grupo a las pacientes con displasia severa; situación denominada neoplasia intracervical. Esta etapa no es visible microscópicamente y su diagnóstico se hace mediante biopsia.
Estadío I	El carcinoma se limita estríctamente al cuello uterino (debe descartarse extensión al cuerpo uterino).
Estadío Ia	Carcinomas preclínicos del cuello uterino, es decir, los diagnosticádos sólo mediante microscopía.
Estadío Ia1	Invasión mínima de estroma evidente por microscopía.
Estadío Ia2	Lesiones detectadas por microscopía que pueden medirse. El límite superior de la lesión no debe mostrar una profundidad de invasión superior a 5 mm a partir de la base del epitelio, ya sea de superficie o glandular, del que se origina, y su segunda dimensión, la extensión horizontal, no debe exceder los 7mm. Lesiones mayores deben considerarse Ib.
Estadío Ib	Lesiones de mayores dimensiones que las correspondientes al estadío Ia2, visibles o no clínicamente. La afectación de espacios preformados no debe alterar el estadiaje, sino que debe registrarse de forma específica para determinar si habría de afectar futuras decisiones terapéuticas.
Estadío II	Afectación vaginal excluyendo el tercio inferior o infiltración de los parametrios sin llegar a las paredes laterales.
Estadío IIa	Afectación de la vagina sin evidencia de afectación parametrial.
Estadío IIb	Afectación de los parametrios sin afectación de la pared lateral.

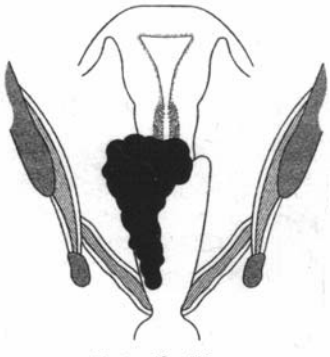
Estadío III	Afectación del tercio inferior de la vagina o extensión a la pared lateral de la pelvis. Deben incluirse todos los casos con hidronefrosis que puedan atribuirse a otra causa conocida.
Estadío IIIa	Afectación del tercio inferior de la vagina sin llegar a la pared lateral de la pelvis si están afectados los parametrios.
Estadío IIIb	Extensión hacia la pared lateral de la pelvis o hidronefrosis o riñones mudos.
Estadío IV	Extensión por fuera de los límites del tracto reproductor.
Estadío IVa	Afectación de la mucosa de la vejiga o el recto.
Estadío IVb	Metástasis a distancia o enfermedad por fuera de los límites de la pelvis verdadera.

Las siguientes imágenes representan el Estadío de cáncer según la FIGO

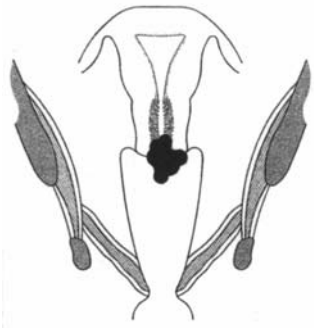


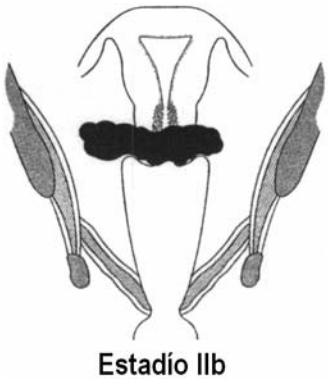
Estadío Ia


Estadío IIa


Estadío IIIa

Estadío IVa


Estadío Ib


Estadío IIb

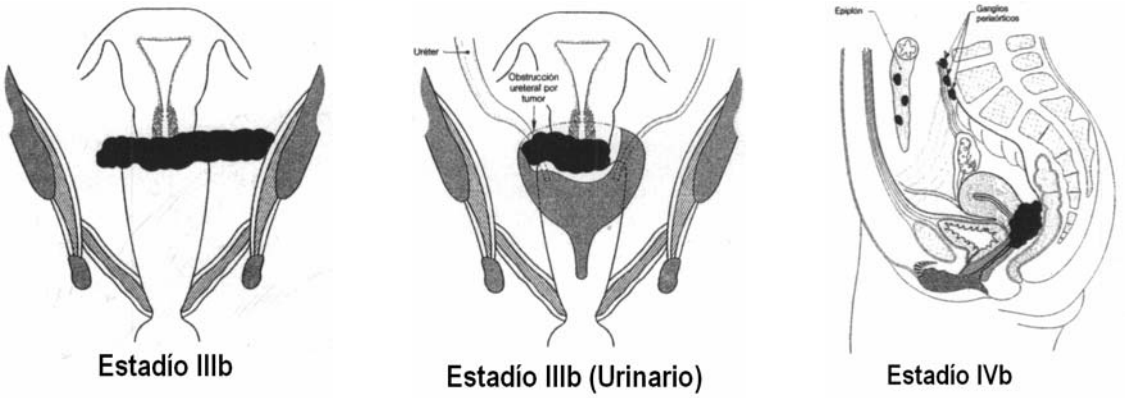


Figura 3.2 Estadíos según la FIGO.

CAPÍTULO 4

BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

La braquiterapia es una técnica de tratamiento con radiaciones en la que se utilizan fuentes radiactivas para suministrar la dosis a corta distancia, en un tejido o tumor, mediante una aplicación intracavitaria, intersticial o superficial. Con este tipo de técnica se puede obtener una cantidad de radiación, localizada en un tejido o tumor con una gran caída de dosis en los alrededores, afectando en lo mínimo a los tejidos contiguos sanos.

4.1 Métodos de tratamiento de cáncer cérvico uterino con braquiterapia.[1]

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR, de sus siglas en inglés) consiste en administrar una rapidez de dosis mayor a 0.2 Gy por minuto (12 Gy por hora).

En el Hospital General, para el tratamiento de cacu, se utiliza la terapia intracavitaria, donde se aplica la técnica llamada carga diferida, en la que estando la paciente anestesiada en el quirófano, se insertan dentro del tumor, o cavidad adyacente al mismo, aplicadores huecos (Fletcher Williamson o aplicador Estándar, que consiste en un par de colpostatos y una sonda intrauterina) que después son cargados con una fuente radiactiva, mediante el uso de un aparato automático de control remoto (microselectron).

4.2 Braquiterapia Intracavitaria.

Desde las primeras aplicaciones de la braquiterapia intracavitaria, la región anatómica que más a menudo se trataba era el cervix del útero; aunque con esta técnica se podrían tratar otras regiones, como son: el endometrio, la vagina y el recto.

En la braquiterapia intracavitaria se usaban tres técnicas:

Sistema Paris: Se utilizaban aplicadores de corcho para el cáncer de cervix, era un tratamiento continuo de 120 horas, contenía un tubo uterino de 33.3 mg de radio y dos corchos cilíndricos vaginales de 13.3 mg del isótopo Radio-226 cada uno, tal como se muestra en la Figura 4.1.

Sistema Manchester: Se utilizaba caucho negro en el ovoide vaginal (una mejora en el aplicador de corcho). Consistía en dos aplicaciones de 72 horas cada una en un intervalo de 10 días, comúnmente se utilizaban tres fuentes uterinas, pero el número de fuentes utilizadas dependía de la longitud de la cavidad uterina. Para

diferentes tamaños de vaginas se disponían de diferentes tamaños de ovoides, ver Figura 4.2.

Sistema Estocolmo: Se utilizaban aplicadores de caja (dos cajas de plata vaginales) que contienen un total de 60 a 80 mg de Radio-226 y un tubo uterino de 50 mg del mismo isótopo, ver Figura 4.2; era un tratamiento de tres aplicaciones, cada uno de 22 horas, en un intervalo de 1 a 2 semanas. Sin embargo, había otros diseños de aplicadores, por ejemplo, el aplicador de anillo moderno, ver Figura 4.3.

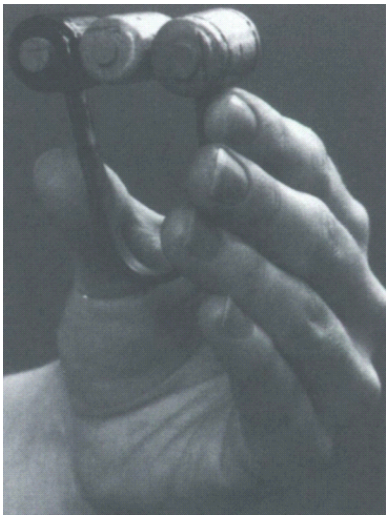


Figura 4.1 Técnica Paris aplicador de corcho.

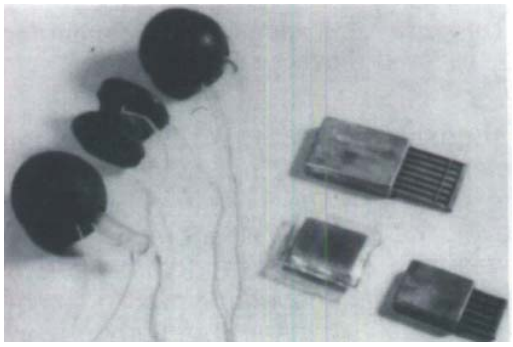


Figura 4.2 Técnica Manchester con ovoides y Técnica Estocolmo con aplicadores de caja

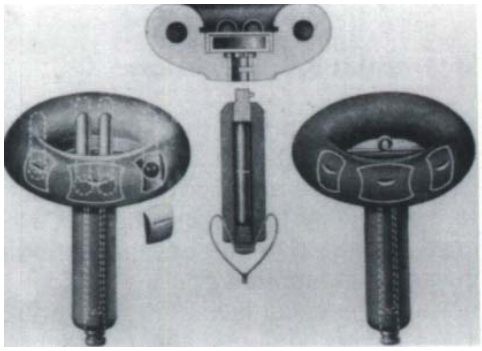


Figura 4.3 Diseño de un aplicador vaginal de anillo.

En el Hospital General se utiliza una fuente de Ir-192, herméticamente sellada, con una actividad máxima de 10 Ci y que se encuentra unida a un cable flexible de acero inoxidable (que la impulsa hacia afuera y adentro mediante un sistema mecánico). Esta fuente se encuentra contenida dentro de un equipo llamado microselectron. El propósito de la técnica de carga diferida es proteger al personal de las radiaciones que esta fuente emite.

Para utilizar el método de la braquiterapia se hace una combinación con teleterapia en donde se irradia todo el contenido pélvico más las extensiones ganglionares, dada la complejidad del volumen a irradiar se divide en tres partes; para esto se utilizan los siguientes conceptos.

4.3 Especificaciones de volumen.[9]

Dependiendo de los diferentes estadíos del cacu se tienen diferentes volúmenes a irradiar y por lo tanto diferentes campos de radiación utilizados y así mismo, los límites de las regiones sensibles a la radiación para evitar una irradiación a tejidos sanos. Utilizando el ICRU 50 y conforme la Figura 4.4 se tienen las siguientes definiciones:

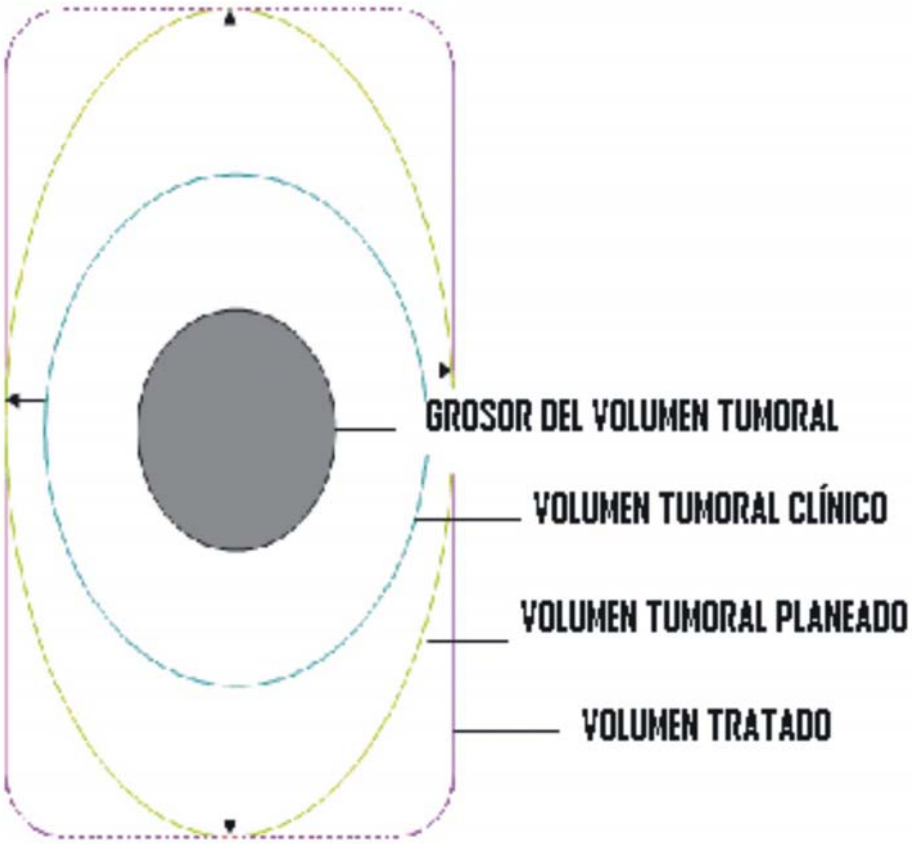


Figura 4.4 Definición del volumen tumoral.

4.3.1 Grosor del Volumen Tumoral (GTV, de sus siglas en inglés).

Es la superficie palpable o visible y la localización del crecimiento maligno. La forma y el tamaño puede ser determinada por diferentes métodos tales como la valoración clínica (inspección, palpitación, endoscopía), éste incluye toda la región pélvica (útero). Tal como se muestra en la Fig. 4.5.

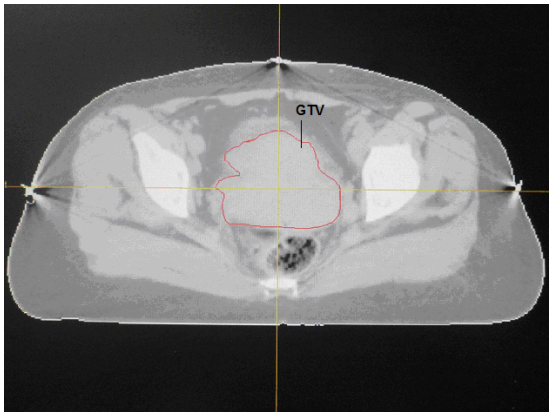


Figura 4.5 Se observa el GTV en dos dimensiones, en un corte sagital.

4.3.2 Volumen Tumoral Clínico (CTV, de sus siglas en inglés).

El Volumen Tumoral Clínico (CTV) contiene un demostrable GTV o enfermedad maligna microscópica. Si este volumen es tratado adecuadamente se lleva a cabo el objetivo de la terapia, curar o paliativo. La delineación del CTV está basada en la topografía anatómica y consideraciones biológicas; incluye el drenaje linfático, tal como se muestra en la Figura 4.6.

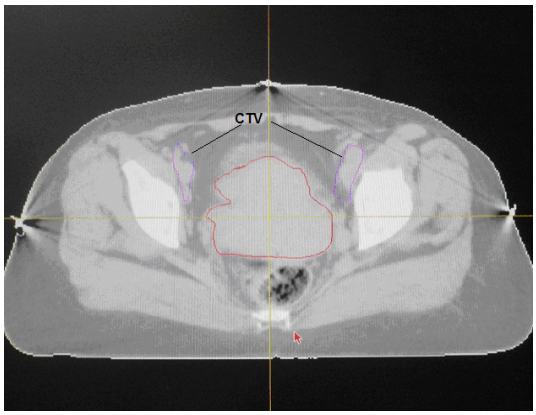


Figura 4.6 Se indica un CTV en dos dimensiones.

4.3.3 Volumen Tumoral Planeado (PTV, de sus siglas en inglés).

El Volumen del Tumor Planeado es un concepto geométrico que ayuda a seleccionar el tamaño del haz y el arreglo del mismo, tomando en consideración el efecto de todas las posibles variaciones geométricas, asegura la dosis prescrita absorbida en el CTV. La distribución de dosis del PTV debe ser considerada a la estimación de la dosis a CTV. El Volumen del Tumor Planeado es un concepto geométrico estático, este incluye los dos volúmenes: el GTV y el CTV más un margen dependiendo del movimiento de los órganos, éste puede ir de 1.5 cm a 2 cm, tal como se muestra en las Figuras. 4.7 y 4.8.

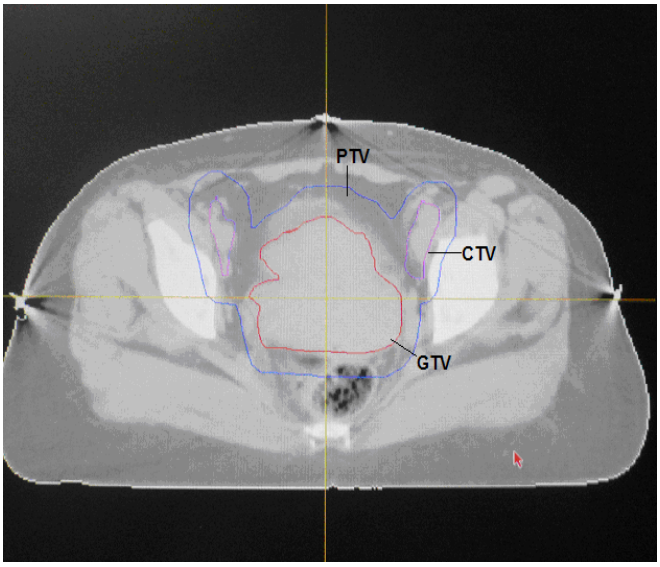


Fig. 4.7 Los volúmenes marcados en 2-D, GTV, CTV, y PTV.

Figura 4.8 Vista antero-posterior de un paciente donde se muestran los volúmenes marcados en 3D.

4.3.4 Volumen Tratado.

Idealmente la dosis debería ser liberada solamente al PTV. Sin embargo, debido a las limitaciones de la técnica de irradiación de tratamiento, este objetivo no puede llevarse acabo y conduce a la definición de volumen de tratamiento.

El Volumen de Tratamiento es el volumen encerrado por una curva de isodosis elegida y especificada por el radioterapeuta para llevar a cabo el objetivo del tratamiento.

4.3.5 Volumen Irradiado.

El volumen irradiado es el volumen de tejido el cual recibe una dosis que es considerada significante en relación a la tolerancia de los tejidos normales.

4.3.6 Órganos de Riesgo.

Son tejidos sensibles a la radiación que puede significativamente influir en el tratamiento planeado o dosis prescrita, como se muestra en la Figura 4.9.

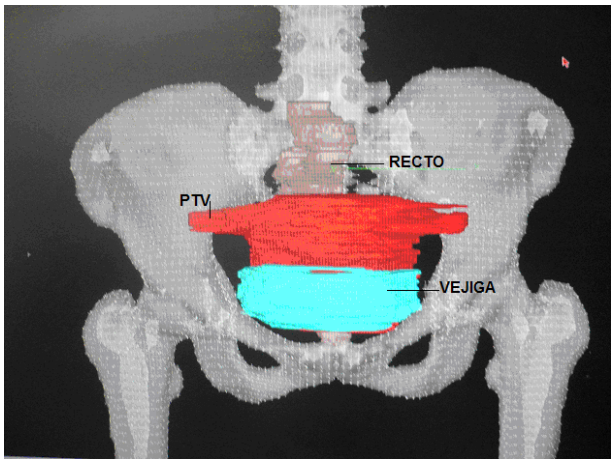


Figura 4.9 Vista antero-posterior de un paciente donde se muestran algunos órganos sensibles a la radiación.

En el ICRU 62 que es el suplemento del ICRU 50 se formulan con mayor precisión algunas de las definiciones y conceptos, tomando en consideración las consecuencias de técnicas y progresos clínicos. Así como el incremento del riesgo de

algunas células de cáncer ausentes, que requiere más exactitud en los márgenes de volúmenes alrededor del volumen tumoral.

En la Tabla 4.1 se muestran las tolerancias a órganos sensibles a la radiación [10]

TOLERANCIA APROXIMADA DE ALGUNOS ÓRGANOS A LA RADIACIÓN	
ÓRGANO	DOSIS DE TOLERANCIA APROXIMADA (cGy)
Vejiga	6000-8000
Recto	6000-7500
Mucosa vaginal	7000
Intestino	6000
Cérvix	Menor a 12000
Riñón	2000-2300
Hígado	2500-3500

Tabla 4.1 Limites de dosis para órganos sensibles a la radiación.

En la radiación externa se utiliza una técnica de cuatro campos en caja, una vez que ya se delimitó el volumen tumoral con los conceptos antes mencionados, esta técnica de caja consiste en dos campos opuestos: anterior (AP) y posterior (PA), paralelos, del mismo tamaño, lo suficientemente anchos para abarcar la totalidad del contenido pélvico, más dos campos uno lateral derecho y otro lateral izquierdo, estos serán más angostos para concentrar el mayor porcentaje de dosis protegiendo los órganos críticos.

La radiación externa (teleterapia) se administra en 25 fracciones, generalmente de 200 cGy diarios durante cinco semanas para tratar de destruir el tumor sin dañar de manera permanente los tejidos sanos. La radiación bien aplicada y calculada ejerce su acción de manera uniforme, incluyendo los ganglios linfáticos de la pelvis. La radiación local interna (braquiterapia) ejerce su máximo efecto en el cérvix, cúpula vaginal, parametrios y fondos de saco vaginal, liberando unos 60 cGys por hora en el punto A que está localizado a 2 centímetros arriba del orificio cervical externo del cérvix y 2 centímetros hacia fuera del canal cervical; el punto B se encuentra a 5 centímetros de distancia del canal cervical y a 3 centímetros

hacia fuera del punto A. El punto B queda prácticamente en la vecindad de la pared de la pelvis, tal como se muestra en la Figura 4.10.

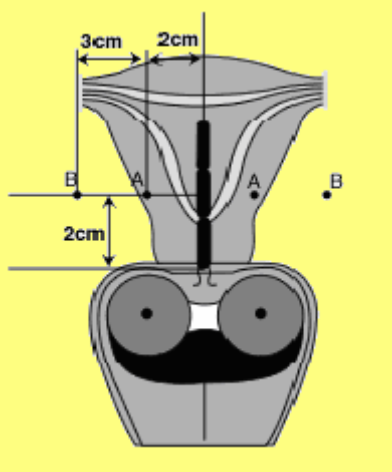


Figura 4.10 Puntos A y B para la radioterapia cervical.

Una vez colocados la sonda tandem (parte del aplicador Fletcher ver Fig. 4.14) en la cavidad uterina y los colpostatos en la vagina con una carga conocida de un elemento radioactivo, e inmovilizados por el uso de un aplicador especial o por empaque vaginal, se toman placas radiográficas de pelvis para que el experto calcule su ubicación, su relación con los puntos A y se calcule el tiempo exacto que debe permanecer la braquiterapia estableciendo las curvas de isodosis.

La tabla 4.2 muestra la contribución de la dosis para las dos técnicas de tratamiento para cacu.[10]

DOSIS APROXIMADA DE RADIACIÓN PARA EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DEL CUELLO UTERINO

ESTADÍO	TELETERAPIA	BRAQUITERAPIA
Ib Tpequeño 1 cm		8000-10000 cGy
Ib Tgrande 3 cm	40-45 Gy	4500-5500 cGy
IIa	40-45 Gy	4500-5500 cGy
IIb	50 Gy	4500-5000 cGy
III y IV	50 Gy	4500 cGy

Tabla 4.2 Contribución de dosis para las técnicas de tratamiento para cacu.

4.4 Unidad de tratamiento de braquiterapia automática.

En el Hospital General de México se utiliza un equipo para braquiterapia automática remota que consiste en un aplicador Fletcher Estándar y una máquina automatizada de marca Nucletron

4.4.1 Sistema de planeación del tratamiento "PLATO".

El sistema de planeación consta de un megatoscopio (dispositivo luminoso que se utiliza para ver imágenes radiográficas), un digitalizador y una computadora como se muestra en la Figura 4.11.

Figura 4.11 Dispositivos del sistema de planeación.

El sistema de planeación "PLATO" en el modo de braquiterapia de alta tasa de dosis hace la reconstrucción de catéteres del aplicador de tipo Fletcher Estándar en su sitio, utilizando placas radiográficas.

En el PLATO se pueden planear diferentes posiciones de la fuente que son optimizadas para lograr una distribución homogénea que depende de la geometría del paciente y de la aplicación; tienen varias opciones y una de ellas es que se puede programar la dosis en puntos específicos, por ejemplo: punto de referencia "A" definido por el sistema Manchester, puntos de recto, vejiga y puntos alrededor del volumen del tumor.

4.4.2 Unidad de control.

Esta diseñada para controlar la posición de la fuente conforme a los datos de tratamiento, los datos se pueden ingresar manualmente o por medio de una tarjeta magnética como se muestra en la Figura 4.12.

Los datos más importantes de la planeación se imprimen una vez que la consola ha leído la tarjeta magnética, estos datos son: el número del expediente, la fecha, , longitud del catéter, los catéteres que son utilizados y, en cada posición, el tiempo de estancia de la fuente y el tiempo total de irradiación.

Figura 4.12 Unidad de Control.

4.4.3 Microselectron (unidad de tratamiento).

El Microselectron es un sistema remoto de carga diferida que se utiliza para tratamientos en braquiterapia de alta tasa de dosis a través de una fuente radiactiva de Ir-192. Utiliza una fuente sellada de Ir-192 con una actividad máxima de 10 Ci, la cual está unida a un cable flexible de acero que la impulsa hacia fuera y adentro mediante un sistema mecánico. El tratamiento puede ser administrado por dieciocho aplicadores conectados en los canales del revolver del Microselectron, las posiciones de permanencia de la fuente están programadas por el sistema de planeación; en cada canal se pueden programar hasta cuarenta y ocho posiciones; las separaciones entre cada paso de la fuente pueden ser de 2.5 milímetros y 5 milímetros.

En la parte superior del microselectron hay dos manivelas, una negra que corresponde al simulador y la otra dorada que corresponde a la fuente; este equipo contiene un botón de paro de emergencia en la parte posterior; el microselectron tiene un contenedor de uranio fundido, el cual guarda la fuente de Ir-192; el equipo tiene un sistema de movimiento vertical por medio de motores eléctricos y tiene en la parte inferior unas ruedas lo cual permite tener un mejor desplazamiento horizontal, según requiera la posición del paciente. El equipo tiene una batería alterna que evita que se interrumpa el tratamiento cuando se corta la energía eléctrica, manteniendo su operación alrededor de quince segundos más y después de éso, si no se ha terminado el tratamiento la fuente regresará a su posición de guardado. La unidad de tratamiento se muestra en la Figura 4.13.

Figura 4.13 Unidad de tratamiento “Microselectron”.

4.4.4 Procedimientos de operación para la aplicación de un tratamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis para ca.cu.

Una vez que la paciente ha sido anestesiada, se le coloca una sonda uretral de “foley” en la cual se introduce un medio de contraste hidrosoluble en el balón de la sonda.

Se procede a insertar el espejo vaginal para localizar el cérvix; se coloca el histerómetro con la finalidad de dilatar el canal cervical y medir el fondo uterino.

Se coloca la arandela de la sonda intrauterina a nivel del orificio extremo del cérvix, luego se colocan los colpostatos. Los aplicadores utilizados se muestran en la Figura 4.14.

Se fija el aplicador Fletcher Estándar (la sonda con los colpostatos); se verifica que los colpostatos con la sonda intrauterina sea la adecuada; ya verificado esto se procede a colocar los separadores para tratar de desplazar la vejiga y el recto al aplicador para que la dosis que reciban durante el tratamiento sea la menor posible.

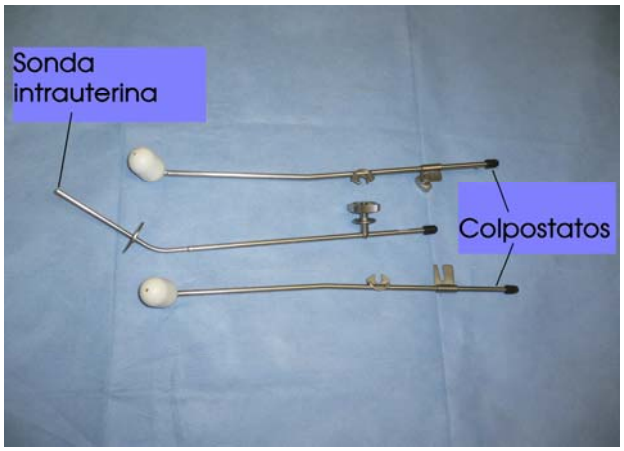


Figura 4.14 Aplicador Fletcher Estándar.

Una vez terminado este procedimiento, se realiza la inmovilización externa al aplicador a través de una venda alrededor de la pelvis del paciente. Se colocan los simuladores de la fuente. Una vez que la paciente haya vuelto en sí, se le pasa al simulador, tal como se muestra en la Figura 4.15.

Figura 4.15 Simulador del Hospital General.

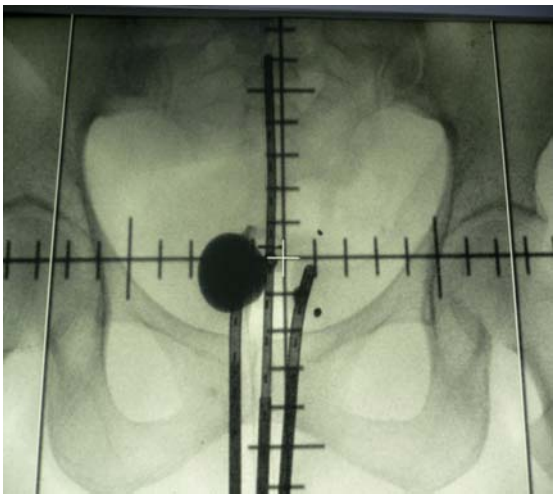
Para simular al paciente se toman cuatro películas radiografías AP (antero-posterior) a cero grados con respecto al gantry del simulador, una LAT (lateral) a 90 º y dos oblicuas, una a 45 º y otra a 315 º; esto se hace con la finalidad de observar la colocación del aplicador y la alineación del sistema, así como la separación que existe entre el aplicador y los órganos de riesgo. El isocentro del simulador es situado cerca del centro del aplicador y el plano medio del paciente.

4.5 Planeación del paciente.

Para cada paciente se crea una carpeta personalizada, la cual contiene el número de expediente, nombre, diagnóstico y número de sesión.[10] En tratamientos convencionales, se prescriben 4 sesiones de 562 cGy a los puntos “A”.

En las placas AP y lateral se localizan los puntos del paciente, es decir la vejiga y el recto, se localizan también los balines que representan los puntos de recto, tal como se muestra en la Figura 4.16 (a) los cuales se encuentran más cercanos al aplicador con la finalidad de obtener la dosis suministrada. Y en la placa Lateral, se marcan los puntos que se encuentran a 0.5 mm de la posición de los balines, que se localizan en los separadores, tal como se muestra en la Figura 4.16 (b).

En la radiografía AP el punto de vejiga es tomado en el centro del balón y en la radiografía lateral el punto de referencia es marcado justo en una línea antero posterior trazada a través del centro del balón, en el borde de éste y lo más cercano al arreglo donde se colocarán las fuentes.

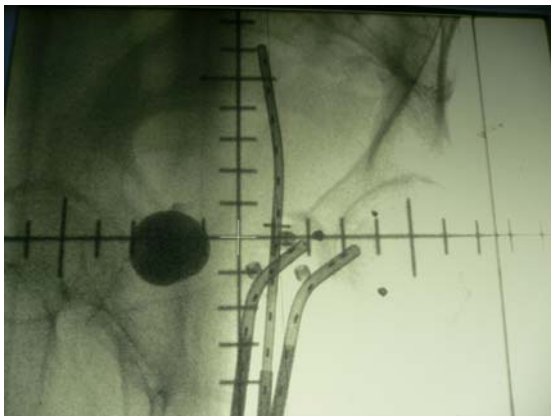


Vista A

Vista B

Figura 4.16. Vista A: Placa antero posterior (AP) Identificación de los puntos del paciente. Vista B: Placa lateral, localización de los puntos del paciente.

En las placas oblicuas de 45 º y 315 º, ver Figura 4.17, se seleccionan los puntos de referencia de los simuladores con respecto a los aplicadores que representarán el paso de la fuente, tal como se muestra en la Figura 4.18.



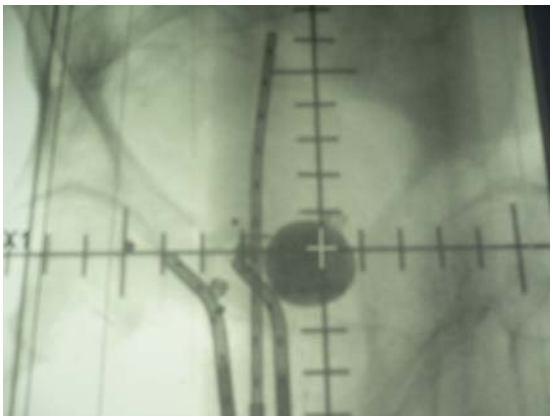


Figura 4.17 (a) Placa oblicua de 45º y (b) placa oblicua de 315º. En estas placas se seleccionan el número de posiciones a digitalizar.

Con las placas AP, Lateral y Oblicuas se pueden determinar las coordenadas en tres dimensiones de los puntos del paciente, las posiciones de la fuente y los puntos de interés para el cálculo de dosis. La escala que se observa en las placas es el sistema de coordenadas. El eje vertical en las radiografías corresponde a la coordenada Z, mientras que el eje horizontal a las coordenadas X y Y.

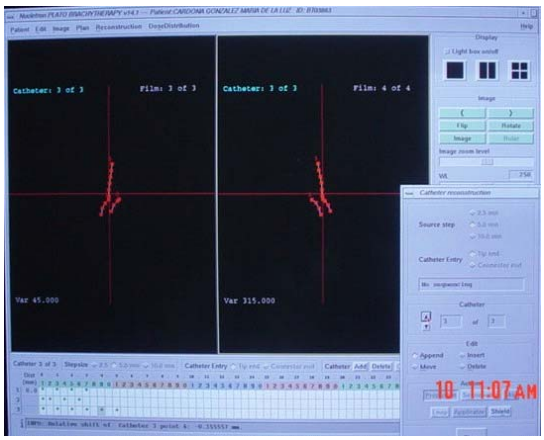


Figura 4.18 En las placas de 45º y 315º se indica cuantos catéteres se utilizan y el número total de posiciones digitalizadas en cada catéter.

Debido a que el aplicador se adapta a la anatomía del paciente y a la forma y orientación del tumor, los puntos "A" se definen con referencia al aplicador, por lo que el sistema de coordenadas es trasladado tal como se muestra en la Figura 4.19, de tal manera que el origen se hace coincidir con la entrada del útero y el eje z con la dirección del aplicador uterino. En estas condiciones los puntos "A" son localizados en las coordenadas (-20,0,0) y (20,0,0) milímetros, respectivamente. Las coordenadas de los demás puntos de cálculo, así como de las posiciones de la fuente, son tomadas directamente de las placas radiográficas.[11]

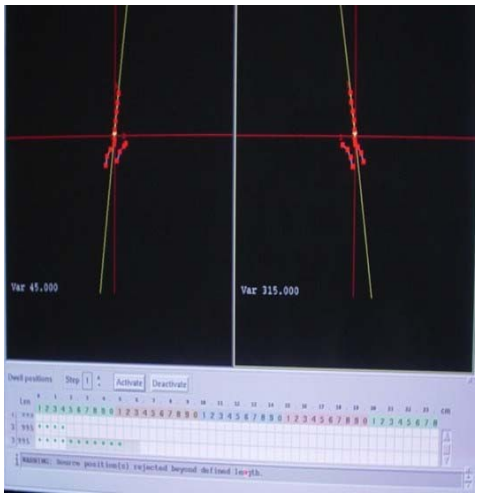


Figura 4.19 En las placas oblicuas se colocan los ejes con respecto a los aplicadores.

Una vez determinadas las coordenadas de los puntos de cálculo y las posiciones de la fuente y, conociendo la actividad de la fuente a la fecha de tratamiento, se obtienen las curvas de isodosis, tal como se muestra en la Figura 4.20.

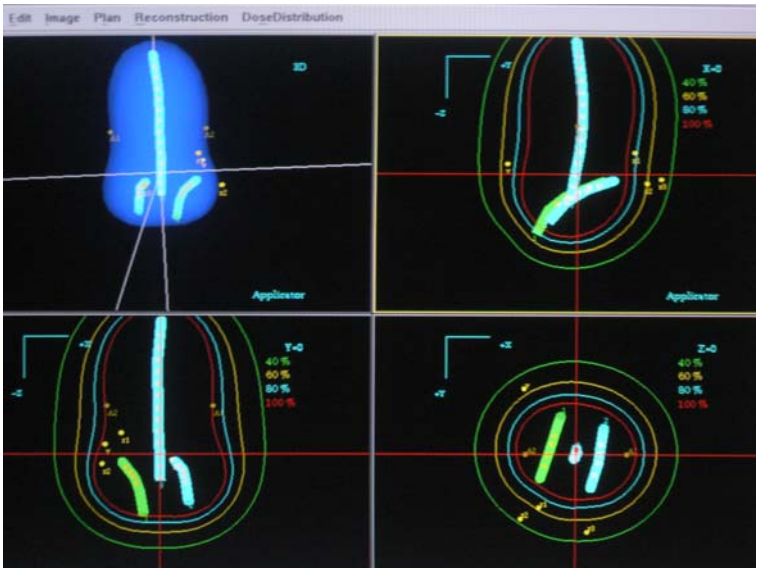


Figura 4.20 En esta ventana se muestran todas las curvas de isodosis alrededor de los catéteres y los puntos del paciente.

Una vez que ya se terminó la planeación, la información es grabada en la tarjeta magnética.[11]

Se incorpora la información en la consola de tratamiento, se procede a meter la paciente en la sala donde se encuentra el equipo de tratamiento (microselectron) y se conectan los tubos de transferencia al equipo para que posteriormente se conecte al aplicador del paciente; una vez realizado esto, se retira uno de la sala y junto con el médico se verifican los datos que se encuentran en la consola, para obtener la autorización para aplicar el tratamiento.

CAPÍTULO 5

PROTOCOLO DE DOSIMETRÍA TASK GROUP- 43 [12]

El Comité de Terapia por Radiación de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM, de sus siglas en Inglés) formó el Grupo de Tareas No. 43 (Task Group No. 43) para revisar las publicaciones sobre la dosimetría de fuentes para braquiterapia intracavitaria e intersticial y recomendó un protocolo de dosimetría que incluye un formalismo para cálculo de dosis y un conjunto de datos para los valores de parámetros de dosimetría. En el reporte de este Grupo, que ha sido aprobado por el mencionado Comité y por el Consejo de Ciencias de la AAPM, se presenta este formalismo que define las cantidades físicas necesarias, por ejemplo, la intensidad kerma en el aire, la función de dosis radial, la función de anisotropía, las constantes de rapidez de dosis, etc.. También se presentan todas las ecuaciones requeridas para el cálculo de dosis debida a una fuente usando estas cantidades.

En este formalismo no se necesitan la constante de rayos gamma, la constante de rapidez de exposición, los factores de atenuación de tejido, la actividad aparente, y los factores de conversión de exposición a dosis, en cambio, sólo se usan cantidades derivadas de las rapideces de dosis en agua cerca de la fuente real. Algunas de estas cantidades son la constante de rapidez de dosis, la función de dosis radial, la función de anisotropía, el factor de anisotropía, y el factor geométrico.

5.1 Descripción de las fuentes de Iridio-192.

El Ir-192 se produce cuando el Ir-191(37% de abundancia) estable absorbe un neutrón. Con una vida media 73.83 días, decae a varios estados excitados de Pt-192 y Os-192, que emiten rayos gamma con energías en MeV (0.29, 0.308,0.317, 0.468 y 0.608). La energía promedio de los fotones emitidos de una fuente encapsulada es alrededor de 370 KeV .

El encapsulado de las fuentes de Ir-192 para braquiterapia intracavitaria son pequeños cilindros, de 5mm de largo y 1.1 mm de diámetro; la longitud activa de la fuente es de 3.5 mm y con un diámetro de 0.60 mm.

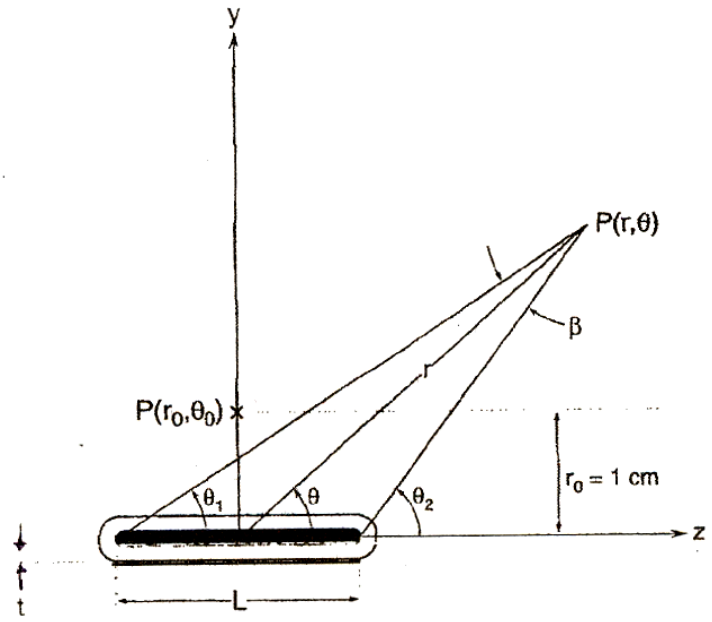


FIGURA 5.1 Se muestra la geometría supuesta en el formalismo para el cálculo de dosis. El ángulo β es el subtendido por la longitud activa al punto P. El punto de referencia se representa por P(r_0 , θ_0); (r_o= 1 cm, $\theta_0 = \pi/2$).

5.2 Formalismo para los cálculos de dosis recomendado por el "Task Group No.43"

El protocolo recomendado permite calcular la distribución de dosis en dos dimensiones alrededor de las fuentes intracavitarias.

El formalismo del cálculo de dosis que se propone, en contraste con los métodos tradicionales que usan tasas de exposición constantes y factores de atenuación del tejido, requiere el uso de datos que consisten en tasas de dosis debidas a una fuente real en un fantoma equivalente al tejido.

Tradicionalmente, la tasa de dosis a una distancia r desde una fuente de braquiterapia intracavitaria se calcula usando la aproximación de fuente puntual,

$$\dot{D}(r) = A_{app}\ \rho_{med}(\Gamma_\delta)\left(\frac{1}{r^2}\right)T(r)\Phi_{an} \qquad (5\text{-}1)$$

Donde:

A_{app} es la actividad aparente de la fuente;

ρ_{med} es el factor de conversión de exposición a dosis;

(Γ_δ) es la constante de tasa de exposición para el radionúclido en la fuente;

$\left(\frac{1}{r^2}\right)$ es el inverso cuadrado de la distancia;

$T(r)$ es el factor de atenuación del tejido;

Φ_{an} es la constante de anisotropía.

El protocolo recomienda que cada una de las cantidades usadas para calcular la tasa de dosis absorbida sea medida o calculada para el tipo especifico de la fuente en cuestión y por lo tanto depende de la construcción y geometría en adisión al espectro de fotones primarios y al medio. En contraste, muchos de los datos de los viejos modelos semianalíticos, incluyendo las tasas de constantes de exposición y factores de acumulación (buildup), son propiedades fundamentales del radionúclido.

Uno de los problemas fundamentales con los viejos protocolos es que están basados en el flujo de fotones alrededor de la fuente en espacio libre, pero las aplicaciones clínicas requieren distribuciones de dosis en un medio dispersor tal como un paciente.

La determinación de la distribución de dosis en dos dimensiones en un medio dispersor a partir del conocimiento de la distribución en dos dimensiones de la fluencia de fotones en espacio libre, solo es fácilmente calculada para una fuente puntual isotrópica. Una fuente real de braquiterapia exhibe una anisotropía considerable y para tales fuentes es imposible determinar con precisión la distribución de dosis en un medio dispersor, a partir del flujo de fotones en espacio libre.

El formalismo recomendado resuelve este problema fundamental mediante el uso directo de distribuciones de dosis medidas para una fuente en un medio equivalente al agua.

El protocolo recomendado introduce o utiliza un número de nuevas cantidades, tales como la función de anisotropía, $F(r,\theta)$; la constante de tasa de dosis, Λ; el factor geométrico, $G(r,\theta)$; la función de dosis radial, $g(r)$ y, la intensidad del kerma en aire, S_k.

Las cantidades reemplazadas por el protocolo se muestran en la Tabla 5.1.

CANTIDAD:	**REEMPLAZADA POR:**
Actividad aparente, A_{app}	Intensidad de Kerma en aire, S_k
Constante de tasa de exposición, (Γ_δ)	Constante de tasa de dosis, Λ
Inverso cuadrado de la distancia, $\left(\frac{1}{r^2}\right)$	Factor geométrico, $G(r,\theta)$ (Sólo para cálculos 2-D)
Factor de atenuación del tejido, $T(r)$	Función radial de dosis, $g(r)$
Constante de anisotropía, Φ_{an}	Función de anisotropía, $F(r,\theta)$ (Sólo para cálculos 2-D)

Tabla 5.1 Cantidades reemplazadas.

El protocolo recomendado permite los cálculos de dosis para dos dimensiones alrededor de fuentes simétricas cilíndricas, mientras que el protocolo viejo podía manejar fuentes puntuales isotrópicas en una dimensión solamente. Con el fin de efectuar cálculos completos en dos dimensiones, se introducen dos nuevas funciones de r y θ: El factor geométrico, $G(r,\theta)$, que toma en cuenta la dependencia de la fluencia de fotones alrededor de una fuente en espacio libre; y la función de anisotropía, $F(r,\theta)$, toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis producida por una fuente en un medio dispersor. La función de dosis radial, $g(r)$, considera la dependencia de la dosis con la profundidad en un medio dispersor a lo largo del eje transversal de la fuente, la función de anisotropía, $F(r,\theta)$, considera la anisotropia de la dosis relativa a la dosis sobre el eje transversal.

5.3 Formalismo general para el caso 2-D.

Tomando como base el arreglo mostrado en la Figura 5.1, para fuentes cilíndricas y simétricas, la distribución de dosis es bidimensional y se puede describir en términos de un sistema de coordenadas polares, con su origen en el centro de la fuente, donde r es la distancia al punto de interés y θ es el ángulo con respecto al eje transversal de la fuente.

La tasa de dosis, $\dot{D}(r,\theta)$, en el punto (r,θ), se puede escribir como:

$$\dot{D}(r,\theta) = S_k \Lambda \left[\frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)}\right] g(r) F(r,\theta) \qquad (5\text{-}2)$$

donde:

S_K es la intensidad de kerma en aire de la fuente
Λ es la constante de tasa de dosis (en unidades de $cGyh^{-1}U^{-1}$)
$G(r,\theta)$ es el factor geométrico
$g(r)$ es la función de dosis radial
$F(r,\theta)$ es la función de anisotropía

Cada una de estas cantidades o funciones y el punto de referencia (r_0,θ_0) se describen a continuación.

5.3.1 Punto de referencia para los cálculos de dosis.

El punto de referencia (r_0,θ_0) se selecciona de tal forma que cae sobre el bisector del eje transversal de la fuente a una distancia 1cm desde su centro, es decir, r_o= 1 cm y $\theta_0 = \pi/2$.

5.3.2 Intensidad del kerma en aire S_K.

La intensidad del kerma en aire, es una medida de la intensidad de la fuente de braquiterapia, la que se especifica en términos de tasa de kerma en aire en el punto a lo largo del eje transversal de la fuente en espacio libre. Se define como el producto de la tasa de kerma en aire a una distancia de calibración, d, en espacio libre, $K(d)$, medida a lo largo del bisector del eje transversal de la fuente, por el cuadrado de la distancia d,

$$S_k = K(d)d^2 \qquad (5\text{-}3)$$

La distancia de calibración, d, debe ser suficientemente grande para que la fuente pueda ser tratada como fuente puntual. En la práctica, la estandarización de medidas de la tasa de kerma en aire se realiza en aire y se aplican correcciones de atenuación si son necesarias.

Mientras que las medidas de calibración de la intensidad de la fuente se pueden realizar a cualquier distancia, se acostumbra especificar la intensidad del kerma en aire en términos de una distancia de referencia de calibración, d_0, la cual se selecciona normalmente a 1 m. Debe notarse que el usuario típicamente no efectúa la calibración en aire la cual es efectuada por laboratorios primarios. Sin embargo, es responsabilidad del usuario verificar la precisión de la intensidad de la fuente proporcionada por el proveedor. En el Hospital General de emplea un detector de centelleo tipo pozo para realizar esta calibración.

Si al kerma, al tiempo, y a la distancia se le asignan unidades de μGy,h, y m, respectivamente, S_K tendrá unidades μGym^2h^{-1}; a esta unidad se le denota por el símbolo U, esto es,

1 U = una unidad de intensidad de kerma en aire
1U = 1 μGym^{2}h^{-1} = 1 cGycm^{2}h^{-1}

5.3.3 Constante de tasa de dosis Λ.

La constante de tasa de dosis se define como la tasa de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal de una fuente de intensidad de kerma en aire equivalente de una unidad U, en un fantoma de agua.

Se debe notar que Λ es una cantidad absoluta, a diferencia de otras que son cantidades normalizadas (relativas a otras). Para especificar la constante de tasa de dosis relativa, este protocolo recomienda que el agua sea aceptada como medio de referencia. En la determinación del valor de Λ, se especifica la distancia de 1 cm a lo largo del eje transversal de la fuente real (en lugar de la fuente puntual idealizada) relativa a su centro geométrico. Matemáticamente, la constante de tasa de dosis, Λ, es:

$$\Lambda = D(r_0, \theta_0)/S_k \qquad (5\text{-}5)$$

La constante incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial de la radioactividad dentro de la fuente, el encapsulado (material y dimensiones), y la autoabsorción dentro de la fuente, así como la dispersión en agua que rodea la fuente.

5.3.4 Factor geométrico $G(r,\theta)$.

En este trabajo para el factor geométrico se consideró la aproximación de la fuente lineal, por lo que se calculó de la siguiente forma:

$$G(r,\theta) = \frac{\beta}{Lrsen\theta} \qquad \text{Para la aproximación de la fuente lineal} \qquad (5\text{-}7)$$

Donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido por la fuente activa con respecto al punto (r,θ) (ver Fig. 5.1.); $\beta = \theta_2 - \theta_1$. $G(r,\theta)$ representa la distribución de dosis e ignora los efectos de absorción y dispersión en la fuente o el medio que la rodea.

5.3.5 Función radial de dosis $g(r)$.

La función radial de dosis $g(r)$, toma en cuenta los efectos de absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Esta se define como:

$$g(r) = \dot{D}(r,\theta_0)G(r_0,\theta_0) / \dot{D}(r_0,\theta_0)G(r,\theta_0) \qquad (5\text{-}8)$$

La función radial de dosis aplica solo al eje transversal, es decir únicamente para puntos con un ángulo de $\theta_0 = \pi/2$.

Esta función define la caída de la tasa de dosis a lo largo del eje transversal debido a la absorción y dispersión en el medio. Esto también puede ser influenciado por la filtración de fotones por el encapsulamiento y los materiales de la fuente.

La función $g(r)$ es similar a un factor de atenuación de tejido normalizada en el eje transversal o al cociente de dosis absorbida al kerma en espacio libre.

5.3.6 Función de anisotropía, $F(r,\theta)$.

La función de anisotropía toma en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente, incluyendo los efectos de absorción y dispersión en el medio. Se define como:

$$F(r,\theta) = \dot{D}(r,\theta)G(r,\theta_0) / \dot{D}(r,\theta_0)G(r,\theta) \qquad (5\text{-}9)$$

Esta función bidimensional da la variación angular de la tasa de dosis alrededor de la fuente a cada distancia debida a la auto filtración, filtración oblicua de fotones primarios a través del material del encapsulado, y la dispersión de fotones en el medio.

El rol del factor geométrico en la Ec. (5-8) es para suprimir la influencia de la ley del cuadrado inverso sobre la distribución de dosis alrededor de la fuente.

Debido al alto gradiente de la tasa de dosis encontrada cerca de las fuentes intracavitarias, es difícil medir la tasa de dosis con precisión a distancias menores de 5 mm de la fuente. Adicionalmente la gran variación de la tasa de dosis, de acuerdo con la ley del inverso cuadrado de la distancia, hace difícil la interpolación exacta de valores intermedios de la tasa de dosis, requiriéndose una cantidad excesiva de datos medidos.

Para suprimir los efectos del inverso cuadrado de la distancia, es usualmente más exacto extrapolar a pequeñas distancias de los perfiles medidos de la tasa de dosis a distancias de 5 y 10 mm también como interpolar entre valores medidos escasamente distribuidos.

5.4 Aplicación del formalismo para el cálculo de dosis.

Para aplicar este formalismo se consideran los puntos V, R1, R2 y R3, que representan a los órganos de riesgo, a saber: vejiga (V) y recto (R1, R2, R3).

Se calcula la dosis de la fuente al punto de interés V, utilizando la siguiente Figura 5.2, obteniendo primeramente los ángulos θ_1, θ_2 y θ, así como las distancias r, r_1 y r_2. Donde d es la longitud activa de la fuente que se calcula considerando las coordenadas M_1 y M_2, obtenidas del sistema de planeación y M es el punto medio de esta longitud.

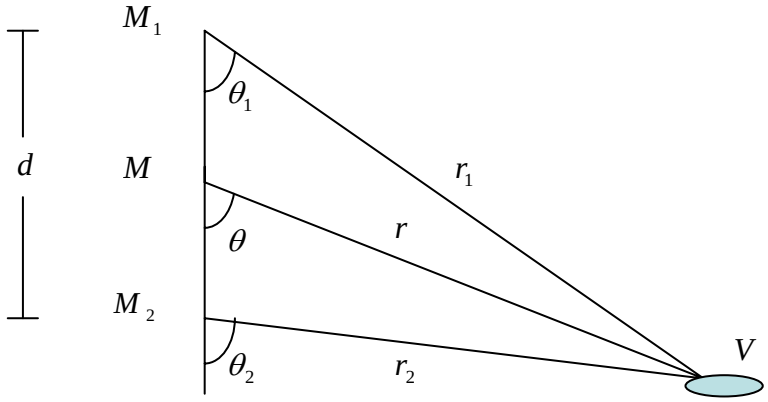


Figura 5.2 Posición de una fuente al punto V.

Usando el sistema de planeación se obtuvieron las coordenadas digitalizadas de la posición de la vejiga y de la posición de los puntos M_1 y M_2 de la fuente.

$V = (-3.7,-27.6,-8.5)$
$M_1 = (-11.2,7.0,9.7)$
$M_2 = (-11.3,3.9,-10.4)$
$M = (-11.3,5.5,-10.1)$
$M = \frac{M_1 + M_2}{2}$ donde M es el punto medio de la fuente.

En base a las coordenadas de los puntos M_1, M_2 y V se calcularon la longitud activa y las distancias r_1, r_2 y r obteniendo los siguientes resultados:

$d = d\,(M_1,\ \ M_2) = 0.318\ cm$

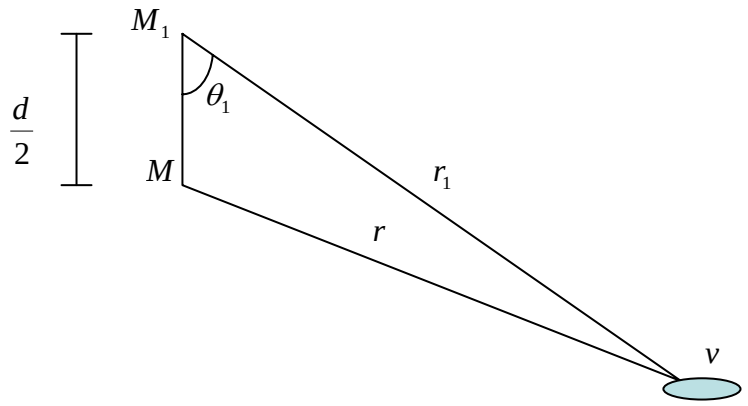
$r_1 = d\,(M_1,\ \ V) = 3.542\ cm$

$r_2 = d\,(M_2,\ \ V) = 3.246\ cm$

$r\ = d\,(M,\ \ V) = 4.482\ cm$

Con estos datos y utilizando la ley de los cosenos se calculó θ_1, θ y θ_3 de cada uno de los triángulos que conforman la Figura 5.2

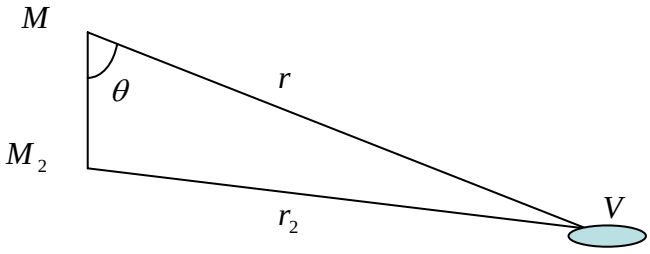
$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab\cos\theta$$



Obteniendo el siguiente resultado:

$$\theta_1 = 20.25^0$$

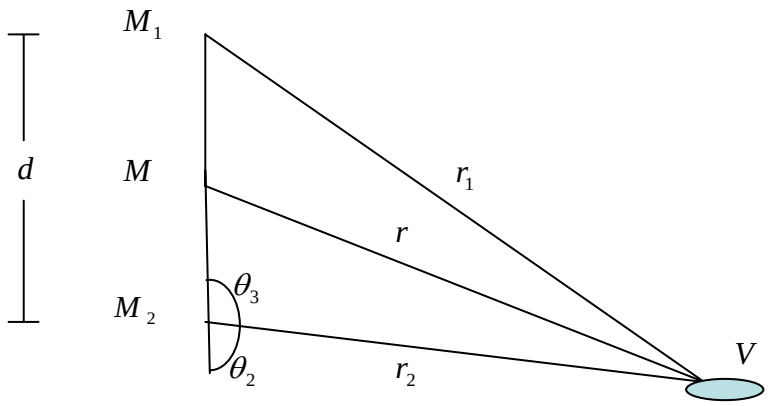
Para calcular θ se utilizó la siguiente Figura:



Obteniendo el siguiente resultado:

$$\theta = 21.18^0$$

Y para calcular θ_3 se utilizó la siguiente figura:



Obteniendo el siguiente resultado:

$$\theta_3 = 157.80^0$$

Por ángulos complementarios tenemos

$$\theta_3 + \theta_2 = 180^0 \quad \Rightarrow \quad \theta_2 = 22.20^0$$

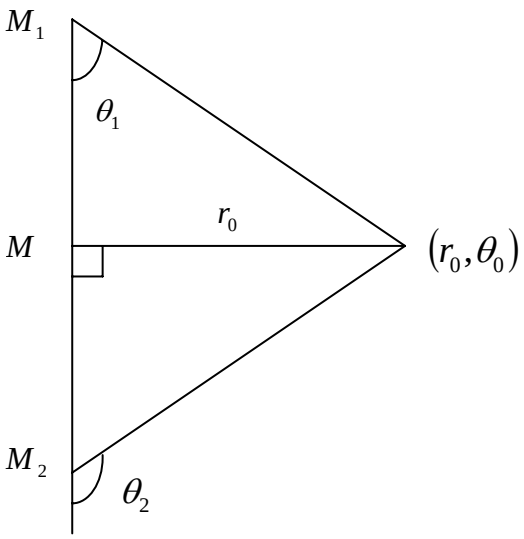
Utilizando la fórmula 5-7 para una fuente lineal, se tiene:

$$G(r,\theta) = \frac{\beta}{Lrsen\theta} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lrsen\theta}$$

$$G(r,\theta) = \frac{22.1973^0 - 20.2540^0}{L\, r\, sen\ 21.1832^0} \quad \text{donde } L \text{ es la longitud activa de la fuente}$$

$$G(r,\theta) = 4.9839^0 / cm^2$$

Para hacer los cálculos para el punto de referencia $r_0 = 1\,cm$ y $\theta_0 = \pi/2$, se utiliza la siguiente Figura.



Obteniendo:

$$G(r_0,\theta_0) = \frac{\beta}{Lr_0 sen\theta_0} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr_0 sen\theta_0}$$

$$G(r_0,\theta_0) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{L} \qquad (5\text{-}10)$$

$$G(r_0,\theta_0) = 56.82^0 / cm^2$$

Para calcular la tasa de dosis se utiliza la ecuación 5-2

$$\dot{D}(r,\theta) = S_k \Lambda \left[\frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)}\right] g(r) F(r,\theta)$$

Utilizando la intensidad de Kerma en aire, especificada en el certificado proporcionado por el fabricante, se tiene:

$S_k = 21856.138\, cGy/hcm^2$ ó $S_k = 21856.138\, U$ donde $1\,U = 1\, cGy\, cm^2\, h^{-1}$

La constante de tasa de dosis Λ en agua, es una constante que se tomó de la Tabla A.1 Apéndice A.

$$\Lambda = 1.12\ cGy\ \ hr^{-1}U^{-1}$$

Para calcular la función de dosis radial $g(r)$ se utilizó el valor calculado de "r", de la Figura 5.2, e interpolando de la Tabla A.2 Apéndice A, se obtuvo el siguiente valor:

$$g(r) = 1.0121$$

Para la función de anisotropía, $F(r,\theta)$, se tomó en cuenta el valor calculado "r" y el ángulo θ de la Figura 5.2; obteniendo por interpolación de los datos mostrados en la Tabla A.3 de Apéndice A, el siguiente resultado:

$$F(r,\theta) = 0.9415$$

Obteniendo finalmente la tasa de dosis:

$$\dot{D}(r,\theta) = [21856.138U][1.12\,cGy\,hr^{-1}U^{-1}][4.9839/56.8203][1.0121][0.9415]$$

$$\dot{D}(r,\theta) = 2046.01\,cGy\,hr^{-1}$$

Este cálculo se repite para cada una de las posiciones de la fuente, en su recorrido, abarcando la zona de interés del aplicador.

Para facilitar este cálculo se utilizó una hoja de cálculo, obteniendo los resultados que se muestran en las siguientes Tablas: 5.2 hasta 5.5.

	POSICIÓN DE LA FUENTE				POSICIÓN DEL PUNTO DE INTERÉS									CÁLCULOS PARA EL PUNTO DE REFERENCIA (r_0=1cm,θ_0=Π/2)											
Fuente	Posición	X	Y	Z	a	X	Y	Z	longitud medida (cm)	distancia de la fuente al punto de interés (cm)	ángulo de la fuente al punto de interés (°)	β(°)	G(r,θ) (°/cm^2)	r_0 (cm)	θ_0 (°)	ángulo de la fuente al punto de referencia (°)	β_0 (°)	G(r_0,θ_0) (°/cm^2)	Intensidad del kerma en aire (S_k en 1U=1cGycm^{2}h^{-1}) Información de la fuente	Constante de rapidez de dosis (λ en cGyh^{-1}U^{-1}) Tabla 6	G(r,θ)/ G(r_0,θ_0)	g(r) Función de dosis radial	F(r,θ) Función de anisotropía	rapidez de dosis $\dot{D}(r,\theta)=S_k\lambda[G(r,\theta)/G(r_0,\theta_0)]g(r)F(r,\theta)$	dosis
1	M1	-11.2	7.0	-9.7	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3180	3.5424	20.2540					80.9667								
1	Mm	-11.3	5.5	-10.1	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3180	3.3937	21.1832	1.9433	4.9839	1	90	90.0000	18.0667	56.8203	21,856.138	1.12	0.0877	1.0121	0.9415	2,046.01	
1	M2	-11.3	3.9	-10.4	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3180	3.2460	22.1973					99.0333								
2	M3	-10.3	-2.8	-12.1	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2917	2.5914	32.6383					81.7014								
2	Mm	-10.3	-4.2	-12.7	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2917	2.4699	34.4635	3.8371	9.4111	1	90	90.0000	16.5972	56.8946	21,856.138	1.12	0.1654	1.0100	0.9593	3,923.22	
2	M4	-10.2	-5.5	-13.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2917	2.3511	36.4754					98.2986								
3	M5	-9.6	-11.8	-16.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3063	1.8540	66.4252					81.2937								
3	Mm	-9.5	-13.0	-17.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3063	1.7983	70.9017	9.2084	17.6936	1	90	90.0000	17.4126	56.8541	21,856.138	1.12	0.3112	1.0100	0.9972	7,672.96	
3	M6	-9.3	-14.1	-18.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3063	1.7541	75.6336					98.7063								
4	M7	-8.6	-18.1	-23.9	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	1.8746	116.0998					81.4459								
4	Mm	-8.5	-18.9	-25.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	1.9455	120.0811	7.6665	15.1379	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.2662	1.0100	0.9572	6,299.21	
4	M8	-8.4	-19.6	-26.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	2.0251	123.7662					98.5541								
5	M9	6.6	7.7	-8.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3425	3.6772	19.1805					80.2826								
5	Mm	6.7	6.0	-8.8	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3425	3.5159	20.0974	1.9217	4.6442	1	90	90.0000	19.4348	56.7454	21,856.138	1.12	0.0818	1.0100	0.9535	1,929.36	
5	M10	6.7	4.3	-9.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3425	3.3556	21.1021					99.7174								
6	M11	6.9	2.3	-9.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3202	3.1742	25.3891					80.9054								
6	Mm	6.9	0.8	-10.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3202	3.0304	26.6869	2.7241	6.2519	1	90	90.0000	18.1893	56.8138	21,856.138	1.12	0.1100	1.0194	0.9242	2,537.65	
6	M12	6.9	-0.8	-10.4	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3202	2.8883	28.1132					99.0946								
7	M13	7.3	-7.2	-12.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3192	2.3519	51.0668					80.9316								
7	Mm	7.4	-8.6	-13.4	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3192	2.2551	54.2230	6.5841	11.2738	1	90	90.0000	18.1369	56.8165	21,856.138	1.12	0.1984	1.0100	0.9584	4,701.87	
7	M14	7.4	-9.9	-14.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3192	2.1656	57.6509					99.0684								
8	M15	7.7	-15.1	-18.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3187	1.9703	89.2701					80.9447								
8	Mm	7.5	-16.0	-19.9	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3187	1.9747	93.8989	9.2073	14.6615	1	90	90.0000	18.1106	56.8179	21,856.138	1.12	0.2580	1.0100	0.9968	6,359.23	
8	M16	7.3	-16.9	-21.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3187	1.9919	98.4774					99.0553								
9	M17	0.4	-0.5	69.4	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2998	8.2581	32.7824					81.4739								
9	Mm	0.3	-0.2	68.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2998	8.1325	33.3543	1.1617	0.8665	1	90	90.0000	17.0522	56.8722	21,856.138	1.12	0.0152	0.9096	0.9641	327.03	
9	M18	0.1	0.2	66.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2998	8.0077	33.9441					98.5261								
10	M19	-0.7	1.9	59.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2634	7.4276	30.2019					82.4962								
10	Mm	-0.9	2.1	58.3	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2634	7.3140	30.7210	1.0545	1.0713	1	90	90.0000	15.0075	56.9678	21,856.138	1.12	0.0188	0.9326	0.9655	414.47	
10	M20	-1.0	2.2	57.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2634	7.2011	31.2564					97.5038								
11	M21	-1.2	3.5	50.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2963	6.6300	39.6598					81.5726								
11	Mm	-1.3	3.8	48.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2963	6.5166	40.4912	1.6920	1.3495	1	90	90.0000	16.8547	56.8820	21,856.138	1.12	0.0237	0.9565	0.9671	537.22	
11	M22	-1.3	4.1	47.1	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2963	6.4047	41.3518					98.4274								
12	M23	-1.3	4.3	40.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3106	5.8267	33.2043					81.1712								
12	Mm	-1.4	4.3	38.7	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3106	5.6974	34.0597	1.7504	1.7659	1	90	90.0000	17.6575	56.8416	21,856.138	1.12	0.0311	0.9799	0.9765	727.67	
12	M24	-1.5	4.3	37.1	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3106	5.5694	34.9547					98.8288								
13	M25	-1.4	4.7	30.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	5.0691	36.0900					81.4459								
13	Mm	-1.4	4.6	29.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	4.9483	37.1160	2.1029	2.3410	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0412	0.9964	1.0561	1,060.41	
13	M26	-1.3	4.5	27.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.3008	4.8293	38.1929					98.5541								
14	M27	-1.0	4.1	20.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2931	4.3116	42.5522					81.6630								
14	Mm	-0.9	4.0	19.2	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2931	4.2048	43.9027	2.7706	3.2420	1	90	90.0000	16.6740	56.8908	21,856.138	1.12	0.0570	1.0059	1.0317	1,447.76	
14	M28	-0.7	3.8	17.7	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2931	4.1005	45.3228					98.3370								
15	M29	-0.4	2.6	10.9	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2977	3.6046	45.3744					81.5349								
15	Mm	-0.6	2.3	9.5	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2977	3.5016	47.1078	3.5701	4.6753	1	90	90.0000	16.9302	56.8783	21,856.138	1.12	0.0822	1.0100	1.0123	2,057.14	
15	M30	-0.7	2.0	8.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2977	3.4021	48.9445					98.4651								
16	M31	-0.9	0.3	1.0	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2751	2.9606	52.3023					82.1671								
16	Mm	-0.9	-0.2	-0.3	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2751	2.8785	54.4695	4.4580	6.9168	1	90	90.0000	15.6658	56.9384	21,856.138	1.12	0.1215	1.0176	0.9772	2,956.95	
16	M32	-0.9	-0.6	-1.6	vejiga	-3.7	-27.6	-8.5	0.2751	2.8008	56.7603					97.8329								
dosis total de cada fuente al punto de interés																								9

Tabla 5.2 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group No. 43 de la AAPM para calcular la dosis a vejiga.

	POSICIÓN DE LA FUENTE				POSICIÓN DEL PUNTO DE INTERÉS									CÁLCULOS PARA EL PUNTO DE REFERENCIA (r_0=1cm,θ_0=Π/2)											
Fuente	Posición	X	Y	Z	a	X	Y	Z	longitud medida (cm)	distancia de la fuente al punto de interés (cm)	ángulo de la fuente al punto de interés (°)	β(°)	G(r,θ) (°/cm^2)	r_0 (cm)	θ_0 (°)	ángulo de la fuente al punto de referencia (°)	β_0 (°)	G(r_0,θ_0) (°/cm^2)	Intensidad del kerma en aire (S_k en 1U=1cGycm^{2}h^{-1}) Información de la fuente	Constante de rapidez de dosis (λ en cGyh^{-1}U^{-1}) Tabla 6	G(r,θ)/ G(r_0,θ_0)	g(r) Función de dosis radial	F(r,θ) Función de anisotropía	rapidez de dosis $\dot{D}(r,\theta)=S_k\lambda[G(r,\theta)/G(r_0,\theta_0)]g(r)F(r,\theta)$	dosis (cG
1	M1	-11.2	7.0	-9.7	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3180	2.9199	162.4493					80.9667								
1	Mm	-11.3	5.5	-10.1	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3180	3.0719	163.3436	1.7040	6.0864	1	90	90.0000	18.0667	56.8203	21,856.138	1.12	0.1071	1.0186	0.8751	2,337.22	50
1	M2	-11.3	3.9	-10.4	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3180	3.2245	164.1533					99.0333								
2	M3	-10.3	-2.8	-12.1	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2917	3.8689	165.6279					81.7014								
2	Mm	-10.3	-4.2	-12.7	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2917	4.0103	166.1452	0.9993	3.5669	1	90	90.0000	16.5972	56.8946	21,856.138	1.12	0.0627	1.0098	0.9723	1,506.83	32
2	M4	-10.2	-5.5	-13.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2917	4.1521	166.6272					98.2986								
3	M5	-9.6	-11.8	-16.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3063	4.8255	154.3996					81.2937								
3	Mm	-9.5	-13.0	-17.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3063	4.9640	155.1634	1.4859	2.3269	1	90	90.0000	17.4126	56.8541	21,856.138	1.12	0.0409	0.9963	1.0111	1,009.23	21
3	M6	-9.3	-14.1	-18.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3063	5.1034	155.8855					98.7063								
4	M7	-8.6	-18.1	-23.9	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	5.6812	143.5195					81.4459								
4	Mm	-8.5	-18.9	-25.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	5.8028	144.4025	1.7296	1.7022	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0299	0.9771	0.9728	696.42	15
4	M8	-8.4	-19.6	-26.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	5.9258	145.2491					98.5541								
5	M9	6.6	7.7	-8.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3425	2.8224	159.6793					80.2826								
5	Mm	6.7	6.0	-8.8	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3425	2.9836	160.8213	2.1667	6.4545	1	90	90.0000	19.4348	56.7454	21,856.138	1.12	0.1137	1.0197	0.8874	2,519.33	54
5	M10	6.7	4.3	-9.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3425	3.1459	161.8460					99.7174								
6	M11	6.9	2.3	-9.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3202	3.3519	163.8528					80.9054								
6	Mm	6.9	0.8	-10.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3202	3.5060	164.5804	1.3938	4.6701	1	90	90.0000	18.1893	56.8138	21,856.138	1.12	0.0822	1.0100	0.9200	1,869.64	40
6	M12	6.9	-0.8	-10.4	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3202	3.6605	165.2466					99.0946								
7	M13	7.3	-7.2	-12.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3192	4.3244	161.4245					80.9316								
7	Mm	7.4	-8.6	-13.4	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3192	4.4759	162.0754	1.2590	2.8631	1	90	90.0000	18.1369	56.8165	21,856.138	1.12	0.0504	1.0005	0.9895	1,221.21	26
7	M14	7.4	-9.9	-14.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3192	4.6281	162.6835					99.0684								
8	M15	7.7	-15.1	-18.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3187	5.2588	141.3230					80.9447								
8	Mm	7.5	-16.0	-19.9	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3187	5.3841	142.3830	2.0713	1.9773	1	90	90.0000	18.1106	56.8179	21,856.138	1.12	0.0348	0.9875	1.0227	860.43	18
8	M16	7.3	-16.9	-21.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3187	5.5112	143.3943					99.0553								
9	M17	0.4	-0.5	69.4	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2998	7.7243	12.7610					81.4739								
9	Mm	0.3	-0.2	68.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2998	7.5782	13.0114	0.5106	0.9981	1	90	90.0000	17.0522	56.8722	21,856.138	1.12	0.0175	0.9248	0.9416	374.09	8
9	M18	0.1	0.2	66.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2998	7.4322	13.2716					98.5261								
10	M19	-0.7	1.9	59.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2634	6.7380	21.5829					82.4962								
10	Mm	-0.9	2.1	58.3	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2634	6.6157	22.0025	0.8550	1.3095	1	90	90.0000	15.0075	56.9678	21,856.138	1.12	0.0230	0.9535	0.9587	514.36	11
10	M20	-1.0	2.2	57.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2634	6.4938	22.4379					97.5038								
11	M21	-1.2	3.5	50.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2963	5.8201	18.8984					81.5726								
11	Mm	-1.3	3.8	48.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2963	5.6802	19.3824	0.9925	1.7769	1	90	90.0000	16.8547	56.8820	21,856.138	1.12	0.0312	0.9803	0.9415	705.79	15
11	M22	-1.3	4.1	47.1	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2963	5.5406	19.8909					98.4274								
12	M23	-1.3	4.3	40.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3106	4.9543	35.6057					81.1712								
12	Mm	-1.4	4.3	38.7	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3106	4.8289	36.6787	2.2029	2.4585	1	90	90.0000	17.6575	56.8416	21,856.138	1.12	0.0433	0.9974	1.0491	1,107.77	23
12	M24	-1.5	4.3	37.1	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3106	4.7052	37.8085					98.8288								
13	M25	-1.4	4.7	30.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	4.1758	46.7774					81.4459								
13	Mm	-1.4	4.6	29.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	4.0743	48.3189	3.1607	3.4528	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0607	1.0085	1.0302	1,544.13	33
13	M26	-1.3	4.5	27.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.3008	3.9758	49.9381					98.5541								
14	M27	-1.0	4.1	20.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2931	3.5654	60.8248					81.6630								
14	Mm	-0.9	4.0	19.2	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2931	3.4963	62.9221	4.2761	4.6867	1	90	90.0000	16.6740	56.8908	21,856.138	1.12	0.0824	1.0101	1.0117	2,060.78	44
14	M28	-0.7	3.8	17.7	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2931	3.4320	65.1009					98.3370								
15	M29	-0.4	2.6	10.9	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2977	3.2479	81.5716					81.5349								
15	Mm	-0.6	2.3	9.5	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2977	3.2294	84.1845	5.2503	5.4901	1	90	90.0000	16.9302	56.8783	21,856.138	1.12	0.0965	1.0154	1.0148	2,434.68	39
15	M30	-0.7	2.0	8.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2977	3.2177	86.8219					98.4651								
16	M31	-0.9	0.3	1.0	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2751	3.2848	107.1566					82.1671								
16	Mm	-0.9	-0.2	-0.3	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2751	3.3280	109.4202	4.4659	5.1715	1	90	90.0000	15.6658	56.9384	21,856.138	1.12	0.0908	1.0134	1.0234	2,306.02	24
16	M32	-0.9	-0.6	-1.6	recto1	-2.3	33.1	-0.1	0.2751	3.3762	111.6225					97.8329								
dosis total de cada fuente al punto de interés																								459

Tabla 5.3 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group No. 43 de la AAPM para calcular la dosis a recto 1.

	POSICIÓN DE LA FUENTE				POSICIÓN DEL PUNTO DE INTERÉS									CÁLCULOS PARA EL PUNTO DE REFERENCIA (r_0=1cm,θ_0=Π/2)											
Fuente	Posición	X	Y	Z	a	X	Y	Z	longitud medida (cm)	distancia de la fuente al punto de interés (cm)	ángulo de la fuente al punto de interés (º)	β(º)	G(r,θ) (º/cm^2)	r_0 (cm)	θ_0 (º)	ángulo de la fuente al punto de referencia (º)	β_0 (º)	G(r_0,θ_0) (º/cm^2)	Intensidad del kerma en aire (S_k en 1U=1cGycm^{2}h^{-1}) Información de la fuente	Constante de rapidez de dosis (λ en cGyh^{-1}U^{-1}) Tabla 6	G(r,θ)/ G(r_0,θ_0)	g(r) Función de dosis radial	F(r,θ) Función de anisotropía	rapidez de dosis $\dot{D}(r,\theta)=S_k\Lambda[G(r,\theta)/G(r_0,\theta_0)]g(r)F(r,\theta)$	dosis
1	M1	-11.2	7.0	-9.7	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3180	2.5400	160.5413													
1	Mm	-11.3	5.5	-10.1	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3180	2.6904	161.6692	2.1361	7.9395	1	90	90.0000	18.0667	56.8203	21,856.138	1.12	0.1397	1.0138	0.8984	3,115.28	
1	M2	-11.3	3.9	-10.4	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3180	2.8418	162.6774					99.0333									
2	M3	-10.3	-2.8	-12.1	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2917	3.4767	160.0256					81.7014									
2	Mm	-10.3	-4.2	-12.7	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2917	3.6141	160.8155	1.5219	4.3927	1	90	90.0000	16.5972	56.8946	21,856.138	1.12	0.0772	1.0100	0.9593	1,831.11	
2	M4	-10.2	-5.5	-13.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2917	3.7522	161.5475					98.2986									
3	M5	-9.6	-11.8	-16.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3063	4.4060	147.9140					81.2937									
3	Mm	-9.5	-13.0	-17.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3063	4.5365	148.9414	1.9971	2.7861	1	90	90.0000	17.4126	56.8541	21,856.138	1.12	0.0490	0.9997	1.0177	1,220.45	
3	M6	-9.3	-14.1	-18.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3063	4.6683	149.9111					98.7063									
4	M7	-8.6	-18.1	-23.9	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	5.2031	138.1033					81.4459									
4	Mm	-8.5	-18.9	-25.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	5.3160	139.1860	2.1200	2.0282	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0357	0.9890	1.0379	896.14	
4	M8	-8.4	-19.6	-26.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	5.4307	140.2232					98.5541									
5	M9	6.6	7.7	-8.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3425	2.4642	160.4069					80.2826									
5	Mm	6.7	6.0	-8.8	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3425	2.6262	161.6599	2.3599	8.3384	1	90	90.0000	19.4348	56.7454	21,856.138	1.12	0.1469	1.0125	0.9023	3,286.36	
5	M10	6.7	4.3	-9.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3425	2.7892	162.7668					99.7174									
6	M11	6.9	2.3	-9.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3202	2.9899	160.1755					80.9054									
6	Mm	6.9	0.8	-10.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3202	3.1409	161.1658	1.8896	5.8207	1	90	90.0000	18.1893	56.8138	21,856.138	1.12	0.1025	1.0172	0.9005	2,297.11	
6	M12	6.9	-0.8	-10.4	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3202	3.2929	162.0651					99.0946									
7	M13	7.3	-7.2	-12.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3192	3.9429	153.7458					80.9316									
7	Mm	7.4	-8.6	-13.4	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3192	4.0866	154.7357	1.9123	3.4347	1	90	90.0000	18.1369	56.8165	21,856.138	1.12	0.0605	1.0083	1.0035	1,497.31	
7	M14	7.4	-9.9	-14.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3192	4.2315	155.6581					99.0684									
8	M15	7.7	-15.1	-18.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3187	4.8271	135.2123					80.9447									
8	Mm	7.5	-16.0	-19.9	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3187	4.9415	136.5143	2.5443	2.3473	1	90	90.0000	18.1106	56.8179	21,856.138	1.12	0.0413	0.9965	1.0607	1,068.91	
8	M16	7.3	-16.9	-21.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3187	5.0583	137.7567					99.0553									
9	M17	0.4	-0.5	69.4	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2998	8.2254	9.4610					81.4739									
9	Mm	0.3	-0.2	68.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2998	8.0776	9.6358	0.3561	0.8784	1	90	90.0000	17.0522	56.8722	21,856.138	1.12	0.0154	0.9110	0.9314	320.80	
9	M18	0.1	0.2	66.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2998	7.9298	9.8171					98.5261									
10	M19	-0.7	1.9	59.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2634	7.2263	17.5878					82.4962									
10	Mm	-0.9	2.1	58.3	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2634	7.1008	17.9089	0.6538	1.1367	1	90	90.0000	15.0075	56.9678	21,856.138	1.12	0.0200	0.9390	0.9715	445.54	
10	M20	-1.0	2.2	57.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2634	6.9756	18.2416					97.5038									
11	M21	-1.2	3.5	50.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2963	6.2853	13.8828					81.5726									
11	Mm	-1.3	3.8	48.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2963	6.1416	14.2145	0.6792	1.5198	1	90	90.0000	16.8547	56.8820	21,856.138	1.12	0.0267	0.9678	0.9154	579.42	
11	M22	-1.3	4.1	47.1	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2963	5.9981	14.5620					98.4274									
12	M23	-1.3	4.3	40.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3106	5.3780	29.3715					81.1712									
12	Mm	-1.4	4.3	38.7	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3106	5.2432	30.2041	1.7088	2.0854	1	90	90.0000	17.6575	56.8416	21,856.138	1.12	0.0367	0.9906	1.0060	895.03	
12	M24	-1.5	4.3	37.1	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3106	5.1096	31.0803					98.8288									
13	M25	-1.4	4.7	30.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	4.5337	38.7752					81.4459									
13	Mm	-1.4	4.6	29.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	4.4175	39.9971	2.5092	2.9377	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0517	1.0017	1.0409	1,318.34	
13	M26	-1.3	4.5	27.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.3008	4.3033	41.2844					98.5541									
14	M27	-1.0	4.1	20.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2931	3.8069	50.5932					81.6630									
14	Mm	-0.9	4.0	19.2	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2931	3.7156	52.3395	3.5788	4.1513	1	90	90.0000	16.6740	56.8908	21,856.138	1.12	0.0730	1.0100	1.0181	1,836.76	
14	M28	-0.7	3.8	17.7	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2931	3.6279	54.1720					98.3370									
15	M29	-0.4	2.6	10.9	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2977	3.3127	69.3273					81.5349									
15	Mm	-0.6	2.3	9.5	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2977	3.2631	71.7730	4.9622	5.3788	1	90	90.0000	16.9302	56.8783	21,856.138	1.12	0.0946	1.0147	1.0247	2,407.10	
15	M30	-0.7	2.0	8.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2977	3.2196	74.2895					98.4651									
16	M31	-0.9	0.3	1.0	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2751	3.1294	94.8301					82.1671									
16	Mm	-0.9	-0.2	-0.3	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2751	3.1440	97.3290	4.9701	5.7929	1	90	90.0000	15.6658	56.9384	21,856.138	1.12	0.1017	1.0171	1.0199	2,583.45	
16	M32	-0.9	-0.6	-1.6	recto2	-2.3	30.6	-6.7	0.2751	3.1645	99.8002					97.8329									
dosis total de cada fuente al punto de interés																									

Tabla 5.4 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group No. 43 de la AAPM para calcular la dosis a recto 2.

	POSICIÓN DE LA FUENTE				POSICIÓN DEL PUNTO DE INTERÉS									CÁLCULOS PARA EL PUNTO DE REFERENCIA (r_0=1cm,θ_0=Π/2)											
Fuente	Posición	X	Y	Z	a	X	Y	Z	longitud medida (cm)	distancia de la fuente al punto de interés (cm)	ángulo de la fuente al punto de interés (°)	β(°)	G(r,θ) (°/cm^2)	r_0 (cm)	θ_0 (°)	ángulo de la fuente al punto de referencia (°)	β_0 (°)	G(r_0,θ_0) (°/cm^2)	Intensidad del kerma en aire (S_k en 1U=1cGycm^{2}h^{-1}) Información de la fuente	Constante de rapidez de dosis (λ en cGyh^{-1}U^{-1}) Tabla 6	G(r,θ)/ G(r_0,θ_0)	g(r) Función de dosis radial	F(r,θ) Función de anisotropía	rapidez de dosis $\dot{D}(r,\theta)=S_k\Lambda[G(r,\theta)/G(r_0,\theta_0)]g(r)F(r,\theta)$	dosis (cGy)
1	M1	-11.2	7.0	-9.7	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3180	2.4195	133.2895					80.9667								
1	Mm	-11.3	5.5	-10.1	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3180	2.5311	135.9099	5.0149	8.9556	1	90	90.0000	18.0667	56.8203	21,856.138	1.12	0.1576	1.0106	0.9809	3,824.78	82.45
1	M2	-11.3	3.9	-10.4	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3180	2.6476	138.3044					99.0333								
2	M3	-10.3	-2.8	-12.1	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2917	3.1503	137.6880					81.7014								
2	Mm	-10.3	-4.2	-12.7	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2917	3.2597	139.4141	3.3389	5.3970	1	90	90.0000	16.5972	56.8946	21,856.138	1.12	0.0949	1.0148	1.0256	2,416.67	52.09
2	M4	-10.2	-5.5	-13.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2917	3.3718	141.0268					98.2986								
3	M5	-9.6	-11.8	-16.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3063	3.9112	129.4789					81.2937								
3	Mm	-9.5	-13.0	-17.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3063	4.0103	131.1679	3.2951	3.5639	1	90	90.0000	17.4126	56.8541	21,856.138	1.12	0.0627	1.0098	1.0291	1,594.53	34.37
3	M6	-9.3	-14.1	-18.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3063	4.1127	132.7741					98.7063								
4	M7	-8.6	-18.1	-23.9	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	4.5002	123.0639					81.4459								
4	Mm	-8.5	-18.9	-25.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	4.5840	124.6397	3.0939	2.7270	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0480	0.9993	1.0376	1,217.17	26.24
4	M8	-8.4	-19.6	-26.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	4.6711	126.1578					98.5541								
5	M9	6.6	7.7	-8.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3425	2.3110	137.7535					80.2826								
5	Mm	6.7	6.0	-8.8	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3425	2.4404	140.4575	5.1308	9.6420	1	90	90.0000	19.4348	56.7454	21,856.138	1.12	0.1699	1.0100	0.9804	4,118.81	88.78
5	M10	6.7	4.3	-9.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3425	2.5748	142.8843					99.7174								
6	M11	6.9	2.3	-9.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3202	2.7275	138.2427					80.9054								
6	Mm	6.9	0.8	-10.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3202	2.8489	140.3872	4.1113	7.0696	1	90	90.0000	18.1893	56.8138	21,856.138	1.12	0.1244	1.0170	1.0140	3,141.24	67.71
6	M12	6.9	-0.8	-10.4	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3202	2.9740	142.3540					99.0946								
7	M13	7.3	-7.2	-12.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3192	3.5193	133.4781					80.9316								
7	Mm	7.4	-8.6	-13.4	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3192	3.6310	135.3060	3.5451	4.3488	1	90	90.0000	18.1369	56.8165	21,856.138	1.12	0.0765	1.0100	1.0187	1,927.71	41.55
7	M14	7.4	-9.9	-14.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3192	3.7461	137.0232					99.0684								
8	M15	7.7	-15.1	-18.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3187	4.2126	119.4602					80.9447								
8	Mm	7.5	-16.0	-19.9	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3187	4.2933	121.3124	3.6344	3.1086	1	90	90.0000	18.1106	56.8179	21,856.138	1.12	0.0547	1.0041	1.0369	1,394.44	30.06
8	M16	7.3	-16.9	-21.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3187	4.3782	123.0946					99.0553								
9	M17	0.4	-0.5	69.4	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2998	9.3666	5.7466					81.4739								
9	Mm	0.3	-0.2	68.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2998	9.2174	5.8399	0.1897	0.6746	1	90	90.0000	17.0522	56.8722	21,856.138	1.12	0.0119	0.891	0.7291	188.60	4.07
9	M18	0.1	0.2	66.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2998	9.0683	5.9363					98.5261								
10	M19	-0.7	1.9	59.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2634	8.3580	12.0644					82.4962								
10	Mm	-0.9	2.1	58.3	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2634	8.2293	12.2561	0.3895	0.8463	1	90	90.0000	15.0075	56.9678	21,856.138	1.12	0.0149	0.9070	0.9399	310.00	6.68
10	M20	-1.0	2.2	57.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2634	8.1006	12.4539					97.5038								
11	M21	-1.2	3.5	50.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2963	7.3939	6.4803					81.5726								
11	Mm	-1.3	3.8	48.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2963	7.2467	6.6125	0.2699	1.0915	1	90	90.0000	16.8547	56.8820	21,856.138	1.12	0.0192	0.9346	0.9067	398.02	8.58
11	M22	-1.3	4.1	47.1	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2963	7.0996	6.7502					98.4274								
12	M23	-1.3	4.3	40.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3106	6.4403	20.1828					81.1712								
12	Mm	-1.4	4.3	38.7	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3106	6.2948	20.6706	0.9986	1.4467	1	90	90.0000	17.6575	56.8416	21,856.138	1.12	0.0255	0.9632	0.9392	563.61	12.15
12	M24	-1.5	4.3	37.1	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3106	6.1497	21.1815					98.8288								
13	M25	-1.4	4.7	30.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	5.5218	26.6469					81.4459								
13	Mm	-1.4	4.6	29.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	5.3878	27.3643	1.4713	1.9749	1	90	90.0000	17.1082	56.8694	21,856.138	1.12	0.0347	0.9875	0.9838	825.84	17.80
13	M26	-1.3	4.5	27.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.3008	5.2546	28.1182					98.5541								
14	M27	-1.0	4.1	20.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2931	4.6530	34.5431					81.6630								
14	Mm	-0.9	4.0	19.2	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2931	4.5330	35.5934	2.1574	2.7899	1	90	90.0000	16.6740	56.8908	21,856.138	1.12	0.0490	0.9997	1.0323	1,238.92	26.71
14	M28	-0.7	3.8	17.7	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2931	4.4147	36.7004					98.3370								
15	M29	-0.4	2.6	10.9	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2977	3.9143	48.7514					81.5349								
15	Mm	-0.6	2.3	9.5	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2977	3.8178	50.4309	3.4446	3.9321	1	90	90.0000	16.9302	56.8783	21,856.138	1.12	0.0691	1.0100	1.0219	1,746.66	28.24
15	M30	-0.7	2.0	8.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2977	3.7248	52.1960					98.4651								
16	M31	-0.9	0.3	1.0	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2751	3.3520	69.4192					82.1671								
16	Mm	-0.9	-0.2	-0.3	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2751	3.3062	71.6517	4.5241	5.2399	1	90	90.0000	15.6658	56.9384	21,856.138	1.12	0.0920	1.0139	1.0239	2,338.52	25.20
16	M32	-0.9	-0.6	-1.6	recto 3	-0.9	26.1	-20.4	0.2751	3.2655	73.9434					97.8329								
dosis total de cada fuente al punto de interés																								552.68

Tabla 5.5 Experimento 1 utilizando el protocolo Task Group No. 43 de la AAPM para calcular la dosis a recto 3.

CAPÍTULO 6

USO DE PELÍCULAS DE DOSIMETRÍA TIPO GAFCHROMIC PARA BRAQUITERAPIA DE HDR EN CACU

Mediante la construcción de un fantoma de acrílico, el uso de aplicadores fletcher estándar y de películas de tipo Gafchromic, se simuló el tratamiento de un paciente, con braquiterapia de alta tasa de dosis, utilizando una fuente de Ir-192. El objetivo es el de establecer un método de dosimetría, que sea barato y confiable, comparándolo con los resultados del protocolo descrito en el capítulo anterior y verificándolos con el sistema de planeación llamado “PLATO”, que se utiliza en el Hospital General de México.

6.1 Características de las películas de tinte radiocrómico. [13]

Las películas de dosimetría tipo Gafchromic están diseñadas para medir dosis absorbida debida a fotones de alta energía (mayores a 0.2 MeV).

La Figura 6.1. muestra un diagrama de la estructura de estas películas.

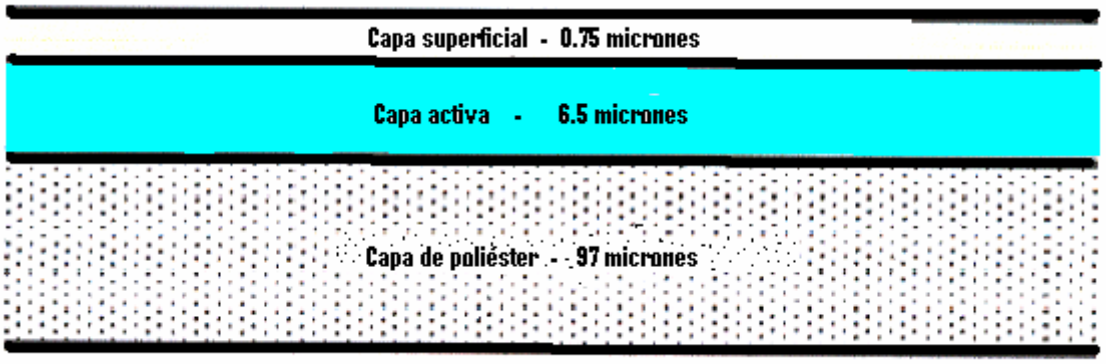


Figura 6.1 Estructura de la película dosimétrica Gafchromic HD-810.

La capa activa, aproximadamente de 6.5 micrones de espesor (densidad 1.08 g/cm^3), está cubierta por una capa de poliéster transparente de aproximadamente 97 micrones (densidad 1.35g/cm^3). Tiene una capa superficial de aproximadamente 0.75 micrones de espesor (densidad 1.2 g/cm^3).

Son películas sin color con una composición proporcional a la del tejido (9% hidrógeno, 60.6 % carbono, 11.2 % nitrógeno y 19.2% oxígeno).[14]

La película radiocromática tiene un tinte especial que es polimerizado bajo exposición a la radiación. El polímero absorbe luz y su transmisión a través de la película se puede medir con un densitómetro, el cual mide el cambio de color de la película; la mejor respuesta se obtiene con instrumentos que miden la

longitud de onda de luz roja en el intervalo del pico de absorción del tinte azul, es decir, cercano a los 670 nm. La película radiocromática es autorevelable, no requiriendo ni revelador ni fijador. Ya que la película radiocromática no tiene grano, tiene una alta resolución y puede ser usada para regiones de alto gradiente de dosis para dosimetría. Sin embargo estas películas presentan un cambio de aproximadamente 16% en su densidad óptica durante las primeras 24 horas después de su exposición, a partir de este tiempo la densidad óptica permanece prácticamente constante.

Con relación a la sensibilidad de la película a la temperatura de irradiación, es conocido que el aumento en la temperatura de irradiación incrementa sensiblemente la densidad óptica hasta un 8%. Es importante hacer notar que en el caso de la temperatura existe un efecto de ruptura a temperaturas mayores a 40^0 C, esta ruptura está caracterizada por una reducción drástica en la respuesta. Los efectos de la humedad relativa en la respuesta de la película son opuestos a los observados con el cambio de temperatura, es decir al aumentar la humedad relativa se observa una disminución en la densidad óptica el cambio sería de -7%.

El espectro de absorción para estás películas, para la región de longitudes de onda relevantes (500-800nm) se muestran en la Figura 6.2. [13]

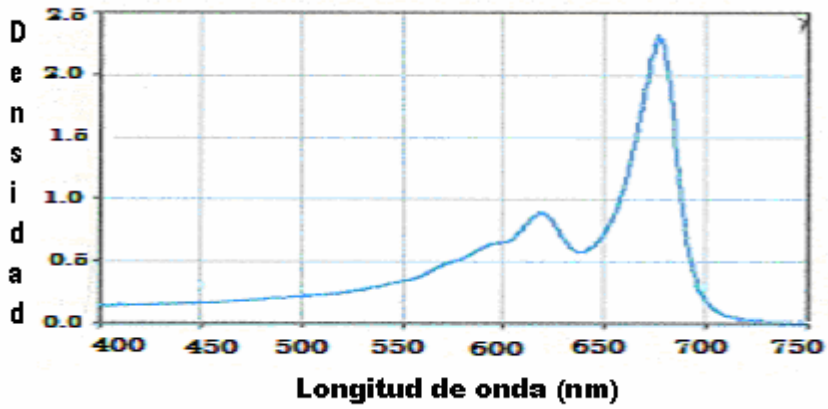


Figura 6.2 Espectro de absorción para el material de dosimetría Gafchromic.

6.2 Caracterización de la película de tinte radiocrómico.

La curva de calibración de dosis absorbida contra la densidad óptica para el sistema de lectura se obtuvo de la evaluación de 30 muestras de película de (2x2 cm^2). La irradiación de las muestras se realizó con un equipo de teleterapia que contiene una fuente de Co-60 que emite gammas. La temperatura de irradiación fue de 20^0C; una vez irradiadas, las películas se leyeron utilizando un densitómetro de luz blanca, con un filtro anaranjado, para estar en el rango de la película Gafchromic y con temperaturas similares a la de

irradiación. La curva de calibración se muestra en la Figura 6.3; la irradiación sobre cada muestra fue muy uniforme.

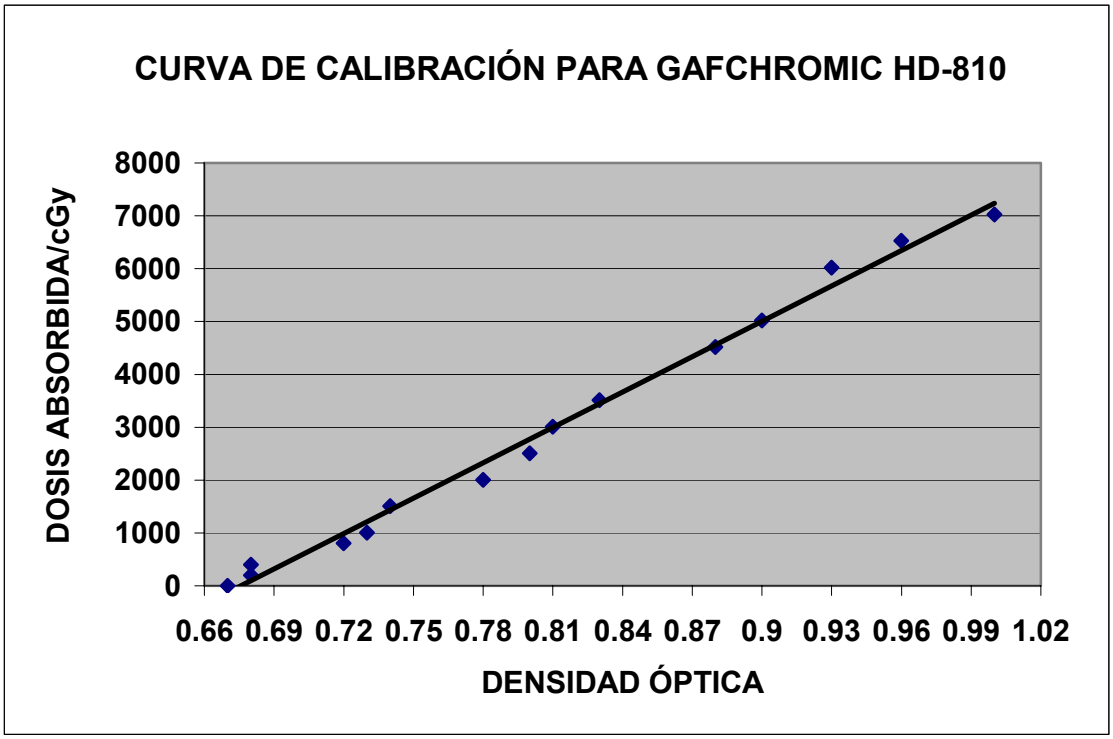


Figura 6.3 Curva de calibración para Gafchromic HD-810. La respuesta en densidad óptica se obtuvo con un densitómetro de luz blanca. La irradiación de las 30 películas (2x2 cm) se realizó con un irradiador de Co-60.

6.3 Descripción del experimento.

Se construyó un fantoma con tres placas de lucita paralelas entre sí, tal como se muestra en la Figura 6.4, de tal forma que se facilitará el espaciamiento entre ellas. La placa central se perforó para colocar el aplicador Fletcher estándar, en la placa inferior se pegaron tres cajitas de lucita en una posición similar a la que mantiene el recto respecto al aplicador colocado en un paciente. En estas cajas se colocaron películas de aproximadamente 3mm de diámetro. En la parte externa de las cajas, se colocaron unos balines para poder identificar la posición de las películas en las placas radiográficas y fueron colocadas en bolsas herméticas. En la capa superior se colocó una pieza de silicón de cinco milímetros de espesor, con el fin de simular la posición de la vejiga y sobreponiendo en esta pieza un tubo de lucita; entre el silicón y el tubo se colocó un pedazo de película dentro de una bolsa hermética, para medir la dosis y a 1 cm de altura de ésta se colocó un balín dentro de un cilindro de 5 mm de longitud, para localizarla en la película radiográfica.

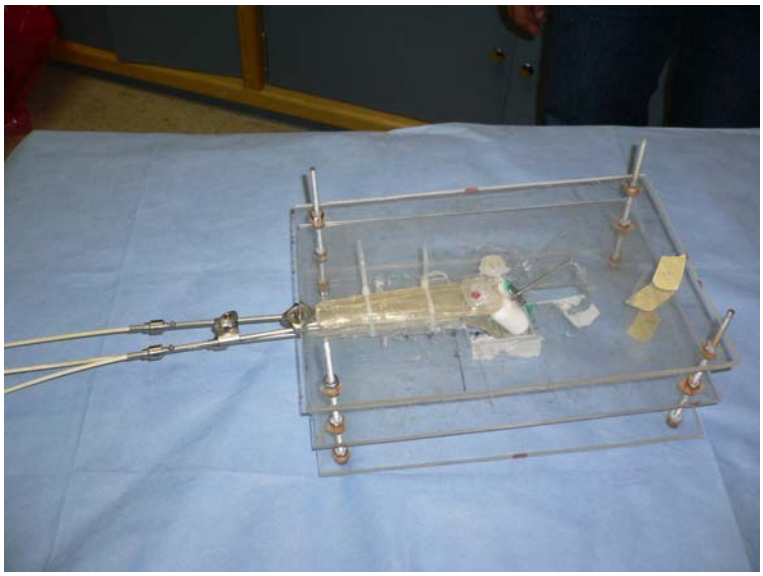


Figura 6.4 Arreglo del fantoma.

Una vez fijado este arreglo se procedió a realizar el proceso de planeación utilizando el sistema “PLATO”, para lo cual se obtuvieron primeramente cuatro placas radiográficas del fantoma para identificar los puntos de interés; una antero posterior (AP), una lateral y dos oblicuas ($\pm$45º).

Como resultado de la planeación se obtuvieron las dosis a puntos A y los tiempos de estancia de la fuente en el recorrido de los catéteres colocados en el fantoma.

Los resultados obtenidos (períodos de irradiación, número de catéteres y longitud de recorrido de la fuente) se almacenan en una tarjeta magnética, la cual se ingresa a la consola de tratamiento y así proceder a la irradiación del fantoma mediante un mecanismo remoto, tal como se muestra en la Figura 6.5.

Una vez terminado el tratamiento de irradiación se extrajo el fantoma de la sala, y después de 24 horas se procedió a realizár las lecturas de cada una de las películas Gafchromic para lograr la estabilidad. Para determinar la dosis absorbida, se utilizó la curva de calibración (Figura 6.3) para cada una de las lecturas de la densidad óptica de cada película.

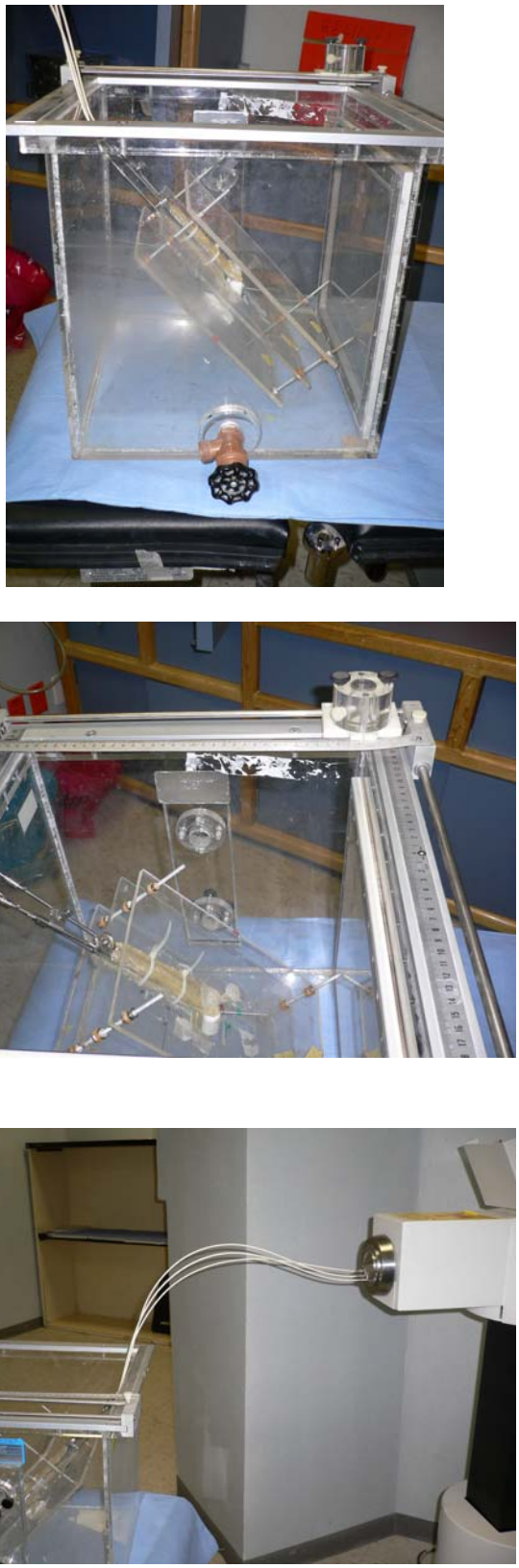


Figura 6.5 Arreglo conectado al sistema de tratamiento visto de diferentes posturas.

En las siguientes tablas se muestran los resultados obtenidos para las dosis mediante las películas Gafchromic y los obtenidos numéricamente mediante la aplicación del protocolo Task Group No. 43 y los obtenidos en el sistema de

planeación “PLATO”. Los resultados se muestran para las 14 mediciones realizadas con el uso del fantoma.

6.4 Resultados

Las siguientes tablas muestran los resultados con respecto a la película Gafchromic HD-810 y están formadas de la siguiente manera:

Para cada una de las Tablas, en la primera columna se muestra el número de experimento, en la segunda se muestra el tipo de aplicador de la sonda intrauterina utilizado, en la tercera se muestra la dosis prescrita a los puntos “A” siendo múltiplos de la dosis que se prescribe en cada aplicación de cacu; agrupando los de la misma dosis. La cuarta columna muestra las dosis obtenidas por el sistema “PLATO” para los puntos de vejiga (Tabla 6.1), recto 1 (Tabla 6.2), recto 2 (Tabla 6.3), recto 3 (Tabla 6.4) en cGy, la quinta columna muestra la dosis medida usando la película Gafchromic para los puntos de vejiga (Tabla 6.1), recto 1 (Tabla 6.2), recto 2 (Tabla 6.3), recto3 (Tabla 6.4) y la última columna es la diferencia obtenida con la película Gafchromic y la obtenida con el sistema “PLATO”, la cual se calculó de la siguiente manera:

$$\left| \frac{DOSIS_{PELÍCULA\ GAFCHROMIC\ HD-810} - DOSIS_{SISTEMA\ PLATO}}{DOSIS_{SISTEMA\ PLATO}} \right| X\ 100\,\% \qquad (7\text{-}1)$$

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" vejiga (cGy)	Película vejiga (cGy)	Diferencia de la película con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	940	990	5.32
2	15	1124	730.3	767.13	5.04
5	15	1124	623.98	544.1	12.80
3	45	1124	670.24	767.13	14.46
4	45	1124	598	544.1	9.01
10	45	1124	709.3	745.12	5.05
11	45	1124	736.8	750.8	1.90
7	45	1686	1088.85	1213.19	11.42
8	45	2248	902.12	990.16	9.76
12	45	2248	970.84	990.16	1.99
13	45	2248	999.13	990.16	0.90
14	45	2248	980.04	990.16	1.03
6	45	2248	987.16	990.16	0.30
9	45	2810	1852.05	1659.25	10.41

Tabla 6.1 Resultados obtenidos para el punto vejiga.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 1 (cGy)	Película recto 1 (cGy)	Diferencia de la película con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	556.66	544.1	2.26
2	15	1124	557.82	544.1	2.46
5	15	1124	520.74	544.1	4.49
3	45	1124	556.66	544.1	2.26
4	45	1124	519.16	544.1	4.80
10	45	1124	558.9	544.1	2.65
11	45	1124	560.5	544.1	2.93
7	45	1686	742.62	767.13	3.30
8	45	2248	779.84	767.13	1.63
12	45	2248	780.9	767.13	1.76
13	45	2248	780.87	767.13	1.76
14	45	2248	737.7	767.13	3.99
6	45	2248	776.16	767.13	1.16
9	45	2810	772.6	767.13	0.71

Tabla 6.2 Resultados obtenidos para recto1.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 2 (cGy)	Película recto 2 (cGy)	Diferencia de la película con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	564.14	544.1	3.55
2	15	1124	568.22	544.1	4.24
5	15	1124	557.94	544.1	2.48
3	45	1124	560.14	544.1	2.86
4	45	1124	523.9	544.1	3.86
10	45	1124	565.8	544.1	3.84
11	45	1124	558.9	544.1	2.65
7	45	1686	784.62	767.13	2.23
8	45	2248	787.72	767.13	2.61
12	45	2248	770.9	767.13	0.49
13	45	2248	779.97	767.13	1.65
14	45	2248	796.89	767.13	3.73
6	45	2248	778.69	767.13	1.48
9	45	2810	945	990.16	4.78

Tabla 6.3 Resultados obtenidos para recto 2.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 3 (cGy)	Película recto 3 (cGy)	Diferencia de la Película con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	553.3	544.1	1.66
2	15	1124	558.43	544.1	2.57
5	15	1124	566.42	544.1	3.94
3	45	1124	564.14	544.1	3.55
4	45	1124	558.43	544.1	2.57
10	45	1124	550.6	544.1	1.18
11	45	1124	560	544.1	2.84
7	45	1686	735.3	767.1	4.32
8	45	2248	549.72	544.1	1.02
12	45	2248	550.8	544.1	1.22
13	45	2248	559.8	544.1	2.80
14	45	2248	556.89	544.1	2.30
6	45	2248	534.89	544.1	1.72
9	45	2810	1221.15	1213.19	0.65

Tabla 6.4 Resultados obtenidos para recto 3.

Las siguientes tablas muestran los resultados obtenidos usando el protocolo y están formadas de la siguiente manera:

Las primeras cuatro columnas son las mismas que las mostradas en las tablas anteriores. La quinta columna muestra los resultados de las dosis calculadas mediante el protocolo para los puntos de vejiga (Tabla 6.5), recto 1 (Tabla 6.6), recto 2 (Tabla 6.7), y recto 3 (Tabla 6.8). La última columna es la variación obtenida del protocolo con respecto al sistema PLATO y se cálculo de la siguiente manera:

$$\left| \frac{DOSIS_{TASK\ \ GROUP\ No.43} - DOSIS_{SISTEMA\ \ PLATO}}{DOSIS_{SISTEMA\ \ PLATO}} \right| X \quad 100\,\% \qquad (7\text{-}2\ )$$

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" vejiga (cGy)	Task Group No. 43 vejiga (cGy)	Diferencia del Task Group No. 43 con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	940	927	1.38
2	15	1124	730.3	704.66	3.51
5	15	1124	623.98	626.38	0.38
3	45	1124	670.24	669.97	0.04
4	45	1124	598	604	1.00
10	45	1124	709.3	685.5	3.36
11	45	1124	736.8	700.3	4.95
7	45	1686	1088.85	1029.38	5.46
8	45	2248	902.12	987.95	9.51
12	45	2248	970.84	956	1.53
13	45	2248	999.13	980.8	1.83
14	45	2248	980.04	886.99	9.49
6	45	2248	987.16	999.89	1.29
9	45	2810	1852.05	1876.91	1.34

Tabla 6.5 Resultados obtenidos para vejiga.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 1 (cGy)	Task Group No. 43 recto 1 (cGy)	Diferencia del Task Group No. 43 con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	556.66	559.27	0.47
2	15	1124	557.82	520.28	6.73
5	15	1124	520.74	525.25	0.87
3	45	1124	556.66	525.2	5.65
4	45	1124	519.16	523.28	0.79
10	45	1124	558.9	535	4.28
11	45	1124	560.5	563	0.45
7	45	1686	742.62	703.57	5.26
8	45	2248	779.84	750.29	3.79
12	45	2248	780.9	769.9	1.41
13	45	2248	780.87	790.09	1.18
14	45	2248	737.7	745.6	1.07
6	45	2248	776.16	789.89	1.77
9	45	2810	772.6	737.7	4.52

Tabla 6.6 Resultados obtenidos para recto 1.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 2 (cGy)	Task Group No. 43 recto 2 (cGy)	Diferencia Task Group No. 43 con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	564.14	510.99	9.42
2	15	1124	568.22	553.93	2.51
5	15	1124	557.94	562.49	0.82
3	45	1124	560.14	516.63	7.77
4	45	1124	523.9	524.69	0.15
10	45	1124	565.8	550.9	2.63
11	45	1124	558.9	550.9	1.43
7	45	1686	784.62	758.19	3.37
8	45	2248	787.72	775.26	1.58
12	45	2248	770.9	779.9	1.17
13	45	2248	779.97	798.45	2.37
14	45	2248	796.89	786.93	1.25
6	45	2248	778.69	798.8	2.58
9	45	2810	945	918.39	2.82

Tabla 6.7 Resultados obtenidos para recto 2.

Experimento	Aplicador	Dosis a ptos "A" (cGy)	Datos del sistema "PLATO" recto 3 (cGy)	Task Group No. 43 recto 3 (cGy)	Diferencia Task Group No.43 con respecto al sistema "PLATO" (%)
1	15	1124	553.3	552.68	0.11
2	15	1124	558.43	560.9	0.44
5	15	1124	566.42	521.5	7.93
3	45	1124	564.14	570.8	1.18
4	45	1124	558.43	560.07	0.29
10	45	1124	550.6	558.9	1.51
11	45	1124	560	558.4	0.29
7	45	1686	735.3	718.57	2.28
8	45	2248	549.72	570.19	3.72
12	45	2248	550.8	565.9	2.74
13	45	2248	559.8	569.1	1.66
14	45	2248	556.89	576.89	3.59
6	45	2248	534.89	575.93	7.67
9	45	2810	1221.15	1184.11	3.03

Tabla 6.8 Resultados obtenidos recto 3.

En los siguientes gráficos (Figura 6.6, Figura 6.7, Figura 6.8, Figura 6.9) se muestran los resultados obtenidos por cada uno de los métodos.

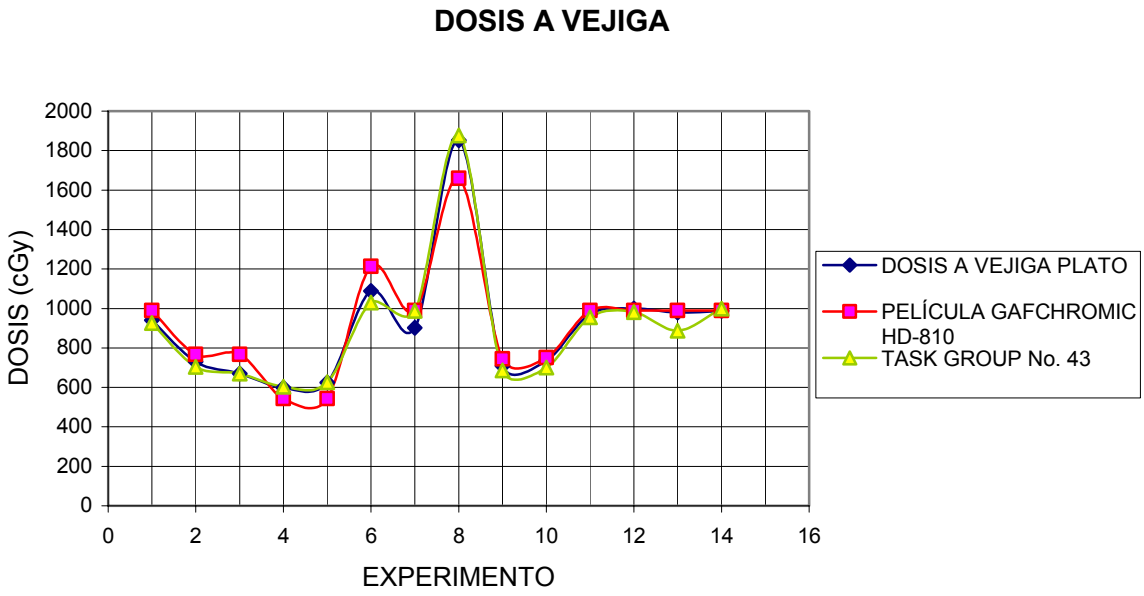


Figura 6.6 Gráfica de la dosis tomando en cuenta el valor de salida del Sistema “PLATO”, Task Group No. 43 y del valor medido en la Película Gafchromic HD-810, para vejiga.

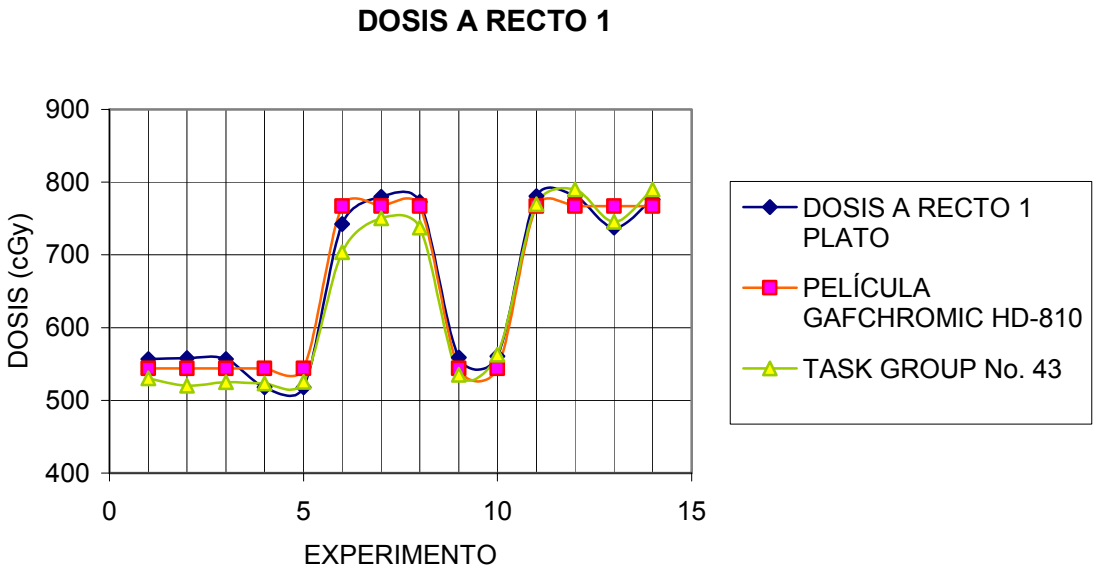


Figura 6.7 Gráfica de la dosis tomando en cuenta el valor de salida del Sistema “PLATO”, Task Group No. 43 y del valor medido en la Película Gafchromic HD-810, para recto1.

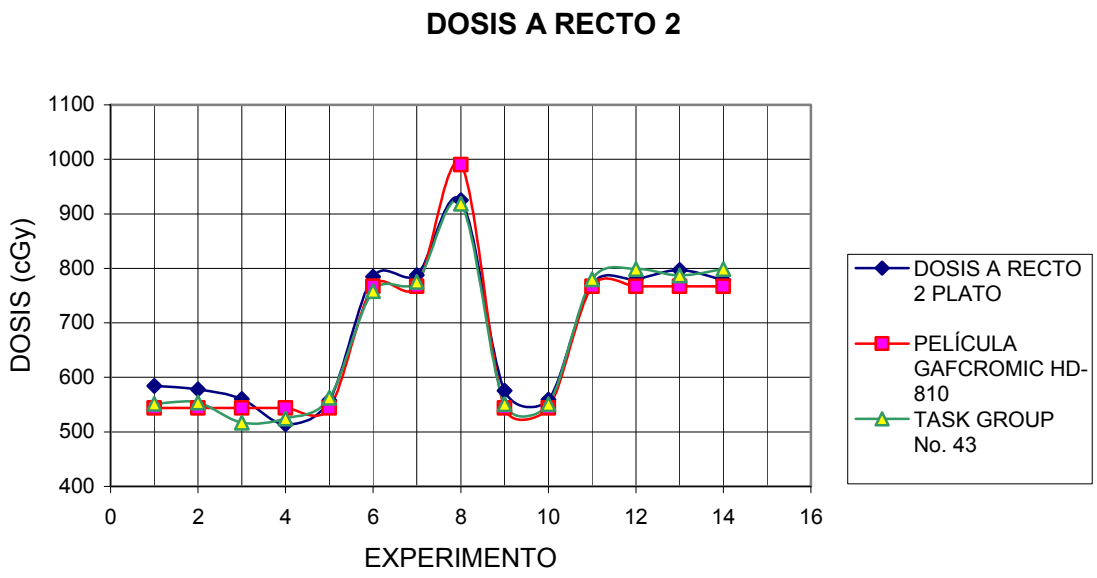


Figura 6.8 Gráfica de la dosis tomando en cuenta el valor de salida del Sistema “PLATO”, Task Group No. 43 y del valor medido en la Película Gafchromic HD-810, para recto 2.

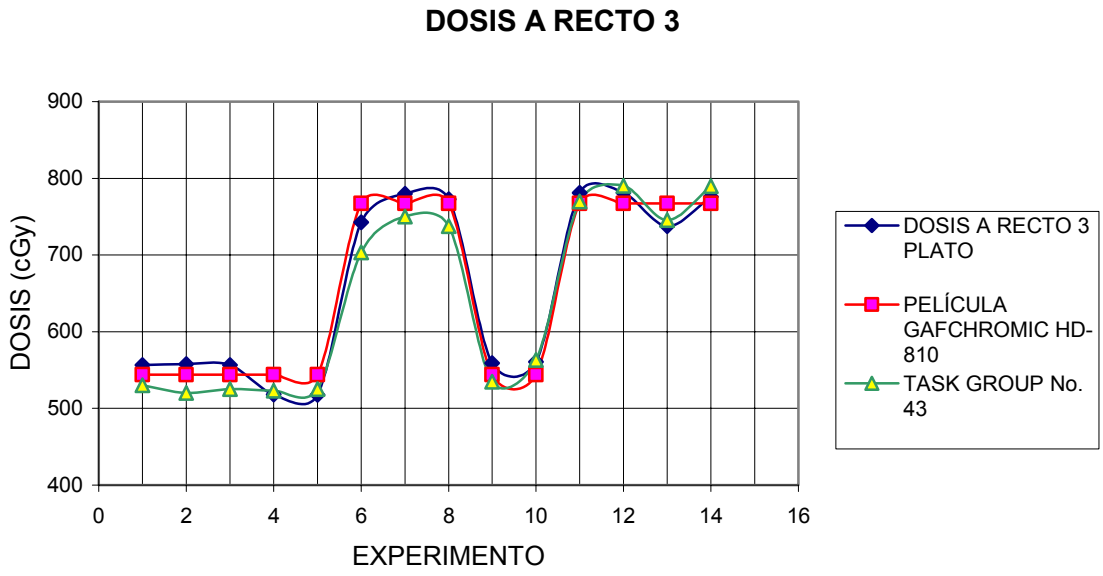


Figura 6.9 Gráfica de la dosis tomando en cuenta el valor de salida del Sistema “PLATO”, Task Group No. 43 y del valor medido en la Película Gafchromic HD-810, para recto 3.

Los resultados obtenidos de las tablas 6.1 a la 6.8 para cada valor de dosis se muestran en la siguiente Tabla 6.9.

Punto de cálculo	Dosis a puntos “A” (cGy)	Diferencia de las Películas GafChromic HD- 810 con respecto al Sistema “PLATO”	Diferencia del TASK GROUP No. 43 con respecto al Sistema “PLATO”
Vejiga	1124 1686 2248 2810	7.65% 11.42% 2.80% 10.41%	2.09% 5.46% 4.73% 1.34%
Recto R1	1124 1686 2248 2810	3.12% 3.3% 2.06v 0.71%	2.75% 5.26% 1.84% 4.52%
Recto R2	1124 1686 2248 2810	3.35% 2.23% 1.99% 4.78%	3.53% 3.37% 1.79% 2.82%
Recto R3	1124 1686 2248 2810	2.61% 4.32% 1.81% 0.65%	1.68% 2.28% 3.88% 3.03%

Tabla 6.9 Comparación de resultados entre el Sistema Plato, Películas GafChromic HD-810 y Task Group N0. 43.

CONCLUSIONES

El análisis de resultados obtenidos en la medición de dosis permite las siguientes conclusiones:

En la Tabla 6.9, se puede observar que la diferencia de los valores de las dosis medidas mediante el uso de las películas Gafchromic HD-810 contra los obtenidos con el sistema de planeación “PLATO” para los puntos que representan las posiciones del recto (R1, R2 Y R3) es menor al ± 5%. Esta diferencia es aceptable, ya que los estándares de los laboratorios nacionales e internacionales establecen un límite de error ± 5% en las intercomparaciones dosimétricas[17]

En la Tabla 6.9 para el punto de cálculo que representa la posición de la vejiga, se observan grandes diferencias en los valores de cálculo de las dosis entre el sistema “PLATO” y las películas. Esto puede deberse a que el balín metálico que se colocó en la pequeña pieza de plástico se encontraba alejada de la película una distancia aproximada a 1 cm. El sistema “PLATO” estimó la dosis en la posición del balín, por lo que las dosis obtenidas comparadas con las películas resultan muy diferentes; con diferencias mayores al 5%.

En general respecto a la comparación entre los resultados obtenidos haciendo uso del protocolo y los obtenidos por el sistema “PLATO”, se observa para algunos puntos una diferencia mayor al 5%. Este puede deberse a errores en la digitalización de la posición en los extremos de la fuente.

No obstante que no se pudo disponer del equipo para efectuar un número mayor de mediciones con el sistema “PLATO” y obtener una mejor estadística, se puede afirmar que la dosimetría obtenida con las películas es confiable, por lo que puede usarse como un método alternativo para obtener dosis en puntos fuera del arreglo ginecológico que se obtienen en el sistema “PLATO”.

Se planea utilizar las películas en sondas que se puedan introducir en el recto para obtener dosis en más puntos de este órgano y saber si es posible incrementar la dosis al tumor sin dañar este órgano.

Una aplicación adicional de las películas sería realizar dosimetría en los diferentes equipos generadores de radiación de teleterapia, tales como el acelerador lineal, cobalto-60 y con braquiterapia de baja tasa de dosis con cesio-137, así como todas las técnicas utilizadas en braquiterapia de alta tasa de dosis.

BIBLIOGRAFÍA

1. **Brachytherapy from the Radium to Optimization**.
RF Mould, JJ Battermann, AA Martínez & BL Speiser.
Nucletron VB, 1992.

2. **Formación del Personal en el Control de la Práctica de Radioterapia.**
OIEA, Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias.

3. **Curso de Física Moderna**.
Virgilio Acosta, Clyde, L. Cowan, B.J. Gram.
Ed. Harla. 11ª impresión. Enero 1975.

4. **The Basic Physics of Radiation Therapy.**
Joseph Selman, M.D.., F.A.C.R., F.A.C.P.
Ed. Charles C Thomas. Third Edition. 1990.

5. **Anatomía Clínica**.
Richard S Snell, MD, PhD.
Ed. McGraww-Hill Interamericana. Sexta edición. Sep 2001.

6. **Tratado de Medicina Interna**.
Dr. Misael Uribe.
Ed. Médica Panamericana. 2ª Edición. Junio 1986.

7. **Oncología Ginecológica Clínica**.
Philip J Disaia, William T. Creasman.
Ed. Mosby/Doyma. 4ª Edición. 1998

8. **Medicina Interna Volumen I**.
P. Farreras Valentí.
Ed. Mosby/Doyma. Décimo 3ª Edición. 1983

9. **ICRU REPORT 62. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy**.
International Commission on Radiation Units and Measurements 7910 Woodmont Avenue Bethesda, Maryland 20814, U.S.A. September 1993.

10. **Malignat Diseases of the Cervix.**
Herbst.

11. **Manual del sistema PLATO**.
Nucletron, 1998.

12. **Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 43**. February 1995.

13. **Nuclear Associates 73-040 (HD-810) and 37-041 (MD-55)**
GAFCHOMIC® Therapy Dosimetry Media. 2004.

14. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students.**
International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
Articulo del sitio en internet de Películas GAFCHROMIC ®

15. **The Phisics of Radiology.**
Harold Elford Johns. Charles C. Thomas Publisher, Illinois, USA. Third Edition**.** 1980.

APÉNDICE A

Semilla	Λ (cGy hr^{-1} U^{-1})
^{192} Ir Fe Clad	1.12
^{125} I Model 6702	0.93
^{125} I Model 6711	0.88
^{103} Pd Model 200	0.74

Tabla A.1. Constante de rapidez de dosis Λ, recomendada para agua.

Función radial	
Radio (cm)	$g(r)$
0.5	0.994
1	1.000
1.5	1.010
2	1.010
2.5	1.010
3	1.020
3.5	1.010
4	1.010
4.5	1.000
5	0.996
5.5	0.985
6	0.972
6.5	0.957
7	0.942
7.5	0.927
8	0.913
8.5	0.900
9	0.891

Tabla A.2. Función de dosis radial $g(r)$.

Función de anisotropía F(r,θ) ángulo en grados.

Radio (cm)	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90
1	0.806	0.843	0.947	0.966	1	1.02	1.03	1.03	1.02	1
2	0.788	0.906	0.947	0.941	0.945	0.949	0.95	0.99	0.991	1
3	0.769	0.813	0.893	0.936	1.03	0.984	0.98	1.03	1.03	1
4	0.868	0.949	1.01	0.996	1.02	1.03	1.04	1.01	1.01	1
5	0.831	0.931	0.994	1.03	1.07	1.05	1.03	1.01	1.02	1
6	0.819	0.899	0.92	0.928	0.973	0.959	0.95	1	0.997	1
7	0.844	0.944	0.985	0.969	0.962	0.967	1.01	1.02	0.979	1
8	0.824	0.933	0.926	0.958	0.97	0.982	0.97	0.98	0.994	1
9	0.889	0.962	0.99	0.968	0.996	0.992	1.01	1.02	0.987	1

Función de anisotropía F(r,θ) ángulo en grados.

Radio (cm)	100	110	120	130	140	150	160	170	180
1	1.02	1.03	1.03	1.02	1	0.966	0.947	0.843	0.806
2	0.991	0.989	0.953	0.949	0.945	0.941	0.947	0.906	0.788
3	1.03	1.03	0.977	0.984	1.03	0.936	0.893	0.813	0.769
4	1.01	1.01	1.04	1.03	1.02	0.996	1.01	0.949	0.868
5	1.02	1.01	1.03	1.05	1.07	1.03	0.994	0.931	0.831
6	0.997	0.996	0.954	0.959	0.973	0.928	0.92	0.899	0.819
7	0.979	1.02	1.01	0.967	0.962	0.969	0.985	0.944	0.844
8	0.994	0.983	0.97	0.982	0.97	0.958	0.926	0.933	0.824
9	0.987	1.02	1.01	0.992	0.996	0.968	0.99	0.962	0.889

Tabla A.3. Cálculo de la Función de anisotropía F(r, θ) , para una fuente de 192Ir.