

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE FÍSICA Y MATEMÁTICAS

***“GENERACIÓN DE CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE DOSIS
ABSORBIDA DE RAYOS X DE 6 MeV DE UN ACELERADOR
LINEAL PHILLIPS SL-15”***

T E S I S

***PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LIC. EN FÍSICA Y MATEMÁTICAS***

P R E S E N T A:

***ELIZABETH AQUINO ACEVEDO
SANDRA VILLALOBOS MORA***

D I R E C T O R:

M. en C. JORGE OMAR HERNÁNDEZ OVIEDO

MÉXICO, DF.

ABRIL 2004

El más sincero agradecimiento por su valiosa cooperación y las facilidades que muy gentilmente nos otorgo el Hospital General de México para la realización de esta tesis

ALIO SPECIES ALTERI QUOD FECERIS

***GENERACIÓN DE CURVAS DE DISTRIBUCIÓN DE
DOSIS ABSORBIDA DE RAYOS X DE 6 MeV DE UN
ACELERADOR LINEAL PHILLIPS SL-15***

ÍNDICE

<i>INTRODUCCIÓN</i>	06
<i>CAPÍTULO 1: INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA</i>	07
<i>1. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA</i>	08
1.1 Características de la radiación nuclear	08
1.2 Interacción de la radiación gamma con la materia	10
<i>2. DETECTORES DE RADIACIÓN</i>	14
2.1 Detectores Gaseoso	14
<i>3. UNIDADES UTILIZADAS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA</i>	16
3.1 Magnitudes	16
3.2 Dosis Máximas Permisibles	21
3.3 Concepto ALARA	22
<i>CAPÍTULO 2: EFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE</i>	23
<i>1. EFECTOS A NIVEL CELULAR</i>	24
1.1 Efecto Genético	25
1.2 Efectos Somáticos	25
1.3 Efectos Inmediatos	27
1.4 Efectos Retardados	27
<i>2. EFECTOS A NIVEL ORGÁNICO O TEJIDO</i>	28
2.1 Síndrome agudo de irradiación	29
2.2 Efectos de las radiaciones en función de la dosis	29
<i>CAPÍTULO 3: USO DE RADIACIÓN IONIZANTE EN LA MEDICINA (RADIOTERAPIA)</i>	31
<i>1. OBJETIVO DE LA RADIOTERAPIA</i>	32
1.1 Radioterapia radical o curativa	32
1.2 Radioterapia preoperatoria	32
1.3 Radioterapia intraoperatoria	33
1.4 Radioterapia postoperatoria	33
1.5 Radioterapia paliativa o sintomática	33
1.6 Radio cirugía esterotáxica	33
<i>2. EFECTOS SECUNDARIOS DE LA RADIOTERAPIA</i>	34
2.1 Cansancio	34
2.2 Problemas en la piel	35

2.3 Área de la cabeza y el cuello	35
2.4 Área del tórax	35
2.5 Área del estómago y el abdomen	35
2.6 Área de la pelvis	36
3. DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA	36
3.1 Braquiterapia	36
3.2 Teleterapia	38
4. UNIDADES DE TRATAMIENTO EN TELETERAPIA	40
4.1 Unidad de Co-60	40
4.2 Acelerador Lineal	41
4.3 Sala de tratamiento para un acelerador lineal	44
CAPÍTULO 4: ELEMENTOS BÁSICOS PARA LA GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS	45
1. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO UTILIZADO	46
1.1 Acelerador lineal	46
1.2 Cámara de ionización	47
1.3 Fantoma de agua MP3	48
2. CONCEPTOS BÁSICOS	49
2.1 Rendimiento de la dosis absorbida	49
2.2 Dependencia en el tamaño del campo	50
2.3 Dependencia en la distancia	50
2.4 Porcentaje de dosis a profundidad (PDP)	51
2.5 Dependencia en el tamaño de campo y forma	51
2.6 Dependencia en la energía y profundidad	52
2.7 Dependencia en la distancia	52
2.8 Dependencia en la composición del medio irradiado	53
3. PROCEDIMIENTO PARA LA OBTENCIÓN DE LAS CURVAS DE ISODOSIS A DIFERENTE PROFUNDIDAD	53
CAPÍTULO 5: GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS	56
1. CURVA DE ISODOSIS PARA EL CAMPO 10 X 10 cm	57
2. CURVA DE ISODOSIS PARA EL CAMPO 6 X 15 cm	62
3. SIMULACIÓN DE UN TRATAMIENTO PARA CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO LAS CURVAS GENERADAS PARA EL CAMPO 10X10CM	66
CAPÍTULO 6: PROGRAMA DE CÓMPUTO MAMAPLAR	72
1. DESCRIPCIÓN DE LOS PROCEDIMIENTOS	73
1.1 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA DE CÓMPUTO MAMAPLAR	76
CONCLUSIONES	78
BIBLIOGRAFÍA	79
APÉNDICE A	81

<i>APÉNDICE B</i>	91
<i>GLOSARIO</i>	99

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>CAPÍTULO 1: INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA</i>	
FIGURA 1.1 Poder de penetración de la radiación más común	10
FIGURA 1.2 Efecto Fotoeléctrico	11
FIGURA 1.3 Efecto Compton	12
FIGURA 1.4 Producción de Pares	13
FIGURA 1.5 Principio del funcionamiento de los detectores gaseosos	14
FIGURA 1.6 Regiones de operación de un detector por ionización de gas	15
FIGURA 1.7 Detector gaseoso por ionización	16
<i>CAPÍTULO 2: EFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE</i>	
FIGURA 2.1 Efectos genéticos	25
FIGURA 2.2 Eritema temprano 11 días después de la exposición	26
FIGURA 2.3 Carcinogénesis en la piel	26
FIGURA 2.4 Eritrocitos según se observan por microscopia electrónica de barrido	28
<i>CAPÍTULO 3: USO DE LA RADIACIÓN EN LA MEDICINA (RADIOTERAPIA)</i>	
FIGURA 3.01 Braquiterapia intersticial	37
FIGURA 3.02 Distribución de isodosis para un aplicador intrauterino de radio	38
FIGURA 3.03 Distribución de isodosis para fotones de 4MeV	39
FIGURA 3.04 Planificación de un tratamiento	39
FIGURA 3.05 Planeación de un tratamiento	40
FIGURA 3.06 Cabezal blindado utilizado en una unidad de Co-60	40
FIGURA 3.07 Imagen completa de un acelerador lineal	40
FIGURA 3.08 Cañón de electrones	41
FIGURA 3.09 Breve descripción de la guía de onda	42
FIGURA 3.10 Cabezal del acelerador lineal Phillips SL-15	42
FIGURA 3.11 Plano de un acelerador lineal	43
<i>CAPÍTULO 4: ELEMENTOS BÁSICOS PARA LA GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS</i>	
FIGURA 4.1 Tratamiento en un acelerador lineal	47
FIGURA 4.2 Cámara de ionización	48
FIGURA 4.3 Fantoma MP3	48
FIGURA 4.4 Tanque de vidrio plastificado (Fantoma)	48

FIGURA 4.5 Teclado del control MP3	49
FIGURA 4.6 Gráfica como función del tamaño del campo	50
FIGURA 4.7 El mismo número de interacciones ocurre en un área ($a_1 \times b_1$) como en un área más pequeña ($a \times b$)	51
FIGURA 4.8 Gráfica del porcentaje de dosis a profundidad como una función del tamaño de campo para diferentes energías	52
FIGURA 4.9 El volumen irradiado para un tamaño de campo determinado decrece cuando la distancia fuente piel se incrementa	53

CAPÍTULO 5: GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS

FIGURA 5.1 PDP para un campo de 10 x 10cm	57
FIGURA 5.2 Perfil-X para un campo de 10 x 10cm	59
FIGURA 5.3 Distribución de dosis un campo de 10 x 10cm	60
FIGURA 5.4 PDP para un campo de 6 x 15cm	61
FIGURA 5.5 Curvas de distribución de dosis para un campo de 6 x 15cm	63
FIGURA 5.6 Contorno de mama izquierda	64
FIGURA 5.7 Trazo de líneas paralelas a la línea que une los extremos	65
FIGURA 5.8 Trazo de las líneas perpendiculares	66
FIGURA 5.9 Marcar un tercio de la distancia...	67
FIGURA 5.10 Trazo de la distribución de dosis para un campo	68
FIGURA 5.11 Trazo de la distribución de dosis para el otro campo	69
FIGURA 5.12 Muestra de la distribución de dosis para ambos campos	70
FIGURA 5.13 Distribución de dosis en la mama	71

INTRODUCCIÓN

El cáncer se ha convertido en una de las patologías más importantes de nuestra civilización. Los medios fundamentales para combatirlo radican en la cirugía, el uso de radiaciones ionizantes y fármacos, aplicados de forma aislada o conjuntamente, según los diversos protocolos médicos. La especialidad médica que aborda la terapéutica con radiaciones ionizantes es la radioterapia, cuyo propósito es administrar una dosis que destruya el tejido canceroso.

Esta tesis proporciona los datos obtenidos de manera experimental en el acelerador lineal Phillips SL-15 del Hospital General de México y los cálculos relacionados para generar las curvas de distribución de dosis para rayos X de 6 MeV y tamaño de campo 10 x 10cm y 6 x 15cm, así como una breve descripción del equipo utilizado para realizar las mediciones.

Las curvas de distribución de dosis se utilizan para simular un tratamiento para cáncer con el acelerador lineal Phillips SL-15 de acuerdo a los diferentes protocolos médicos. En este trabajo solamente se obtuvieron curvas para tamaños de campo 10 x 10cm y 6 x 15cm aunque es probable obtenerlas para otros tamaños de campo.

Asimismo se mostrará un ejemplo de cómo utilizar las curvas de isodosis para simular el tratamiento de teleterapia en un cáncer de mama. También se elaboró un programa de cómputo (MAMAPLAR) escrito en lenguaje DELPHI, cuyo objetivo es generar las gráficas de los porcentajes de dosis a profundidad utilizando las curvas de distribución de dosis para rayos X de 6 MeV, obtenidas en el acelerador lineal Phillips SL-15. Ambos procedimientos para la obtención de las curvas isodósicas se emplean para apoyar la planeación de tratamiento de cáncer de mama para los campos de irradiación de 10 x 10cm y 6 x 15cm del acelerador lineal antes mencionado.

CAPÍTULO 1
INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

Las radiaciones actúan sobre la materia, dando síntesis de pares de iones, uno positivo y otro negativo y radicales libres, muy reactivos, pero también actúan sobre células y estructuras tisulares y por ende sobre el propio organismo humano. La irradiación actúa sobre la estructura celular constituida por agua (90%), sales minerales, y moléculas orgánicas. Estas últimas pueden ser dañadas por ionización de la propia molécula orgánica, (daño directo) o por ionización del agua, formando radicales y moléculas altamente reactivas, las que por daño indirecto lesionan la materia orgánica. En este capítulo se da una breve explicación de las características de la radiación nuclear y de los efectos más comunes.

1. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

El hombre ha coexistido con la presencia de radiaciones ionizantes en su entorno y en su mismo cuerpo. La radiactividad que se produce en la naturaleza, sin la intervención del hombre, se denomina radiactividad natural, mientras que la originada indirectamente por el hombre, y que puede conducir a una intensificación de la radiactividad natural, es llamada radiactividad artificial.

I. Fuentes de radiación natural

Son aquellas que provienen de dos orígenes: a) Fuentes de origen cósmico: Es la radiación del sistema solar o el constituido por otras galaxias. b) Fuentes de origen terrestre: Diversos minerales o nuclidos primordiales, es decir, fuentes que se localizan en la corteza terrestre. [1]

II. Radiaciones de origen artificial

Las radiaciones de origen artificial son debidas a las desintegraciones de radionuclidos producidos en reacciones nucleares provocadas en algunos dispositivos creados por el hombre (reactores nucleares).

1.1 CARACTERÍSTICAS DE LA RADIACIÓN NUCLEAR.

Al proceso de emisión de partículas o energía electromagnética desde el núcleo de un átomo se le conoce como radiación nuclear. Las formas más comunes de radiación se enlistan en la tabla 1.1.

1.1.1 Radiación Alfa.

Descubierta por Rutherford y Roys, está constituida por dos protones y dos neutrones, idénticos a los núcleos de un átomo de Helio. Debido a su estructura, tiene una carga análoga a la de dos electrones y una masa equivalente a la de cuatro protones. Es fácil detener a las partículas alfa, pues debido a su peso son relativamente lentas y por su doble carga interactúan con las moléculas perdiendo velocidad al colisionar con éstas, dejando iones tanto positivos como negativos. En consecuencia, es posible detenerlas al cabo de unos cuantos centímetros de aire o al paso de una hoja de papel, convirtiéndose en un simple núcleo estable de helio.

TABLA 1.1 Características de la Radiación Nuclear

Tipo de Partícula	Símbolo	Carga	Masa en Reposo (uma)	Vida Media (s)
Neutrón	n.	0	1.008982	1.013×10^{-3}
Protón	p.	1	1.007593	Estable
Deuterón	d.	1	2.014187	Estable
Partícula alfa	α	2	4.002770	Estable
Electrón	e^- , β^-	-1	0.000549	Estable
Positrón	e^+ , β^+	1	0.000549	Estable
Muón	μ	± 1	0.114000	2.212×10^{-6}
Pión	π	± 1	0.150000	2.55×10^{-8}
Rayos Gamma	γ	0	0.000000	Estable
Rayos X	X	0	0.000000	Estable

1.1.2 Radiación Beta:

Consiste en un electrón que se desplaza a gran velocidad, el cual se origina en el núcleo cuando un neutrón se convierte en un protón, equilibrando la carga original con la emisión de éstos. Los electrones nucleares poseen propiedades idénticas a las de los electrones orbitales, como son su masa y su carga negativa.

Otra forma de radiación beta, consiste de partículas con idéntica masa que la del electrón pero con carga positiva, razón por la cual se les dio el nombre de positrones, con lo que a la radiación beta se le asigna el símbolo β^- cuando se trata de electrones y β^+ cuando se trata de positrones.

Una partícula del tipo β^- se desplaza normalmente más rápido que una partícula alfa y puede recorrer una distancia mayor a través del aire, este tipo de radiación se detiene con algún tipo de lámina metálica de unos cuantos milímetros de espesor.

1.1.3 Radiación gamma:

A diferencia de la radiación alfa o beta, este tipo de radiación no es corpuscular, sino más bien electromagnética. Consiste de un "cuanto" o paquete de energía transmitido en forma de ondas en movimiento, lo que en consecuencia le asocia una frecuencia y longitud de onda característica, las cuales pueden variar en diferentes rangos.

Los rayos gamma son los más penetrantes de estos tres tipos de radiación debido a que carecen de masa y de carga. Como no experimentan atracción o desviación por fuerzas eléctricas, los rayos gamma sólo interactúan con el material absorbente cuando colisionan de frente con un

electrón o con el núcleo atómico. A diferencia de las partículas cargadas o de la radiación alfa o beta, un rayo gamma puede desaparecer del haz en un solo encuentro. Los materiales densos como el plomo, son buenos absorbentes porque su densidad de electrones es muy grande, razón por la cual, la mayoría de los blindajes destinados a atenuar la radiación gamma, son construidos con este material ver la figura 1.1.

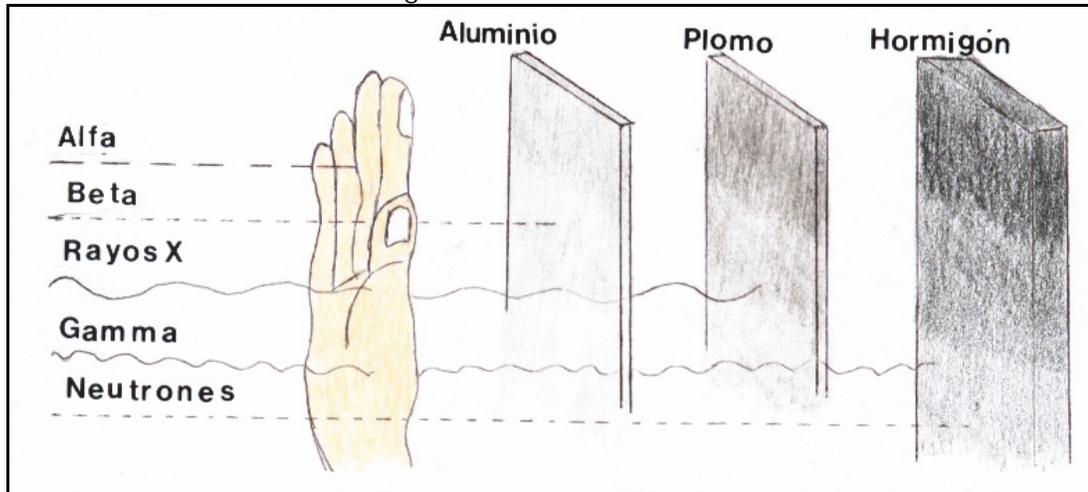


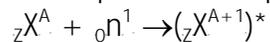
FIGURA 1.1 Poder de penetración de la radiación mas común.

1.1.4 Neutrones:

Partícula con carga eléctrica neta igual a cero y masa ligeramente superior a la del protón. Las características de este tipo de radiación, al interactuar con la materia, son esencialmente diferentes a las de otro tipo de partículas cargadas o radiación gamma.

Consecuentemente, para que un flujo de neutrones pueda afectar a la materia, es necesario que éste interactúe entrando al núcleo o bien, acercándose lo suficiente para que la fuerza nuclear sea capaz de actuar.

La interacción ocurrida entre un neutrón y un núcleo determinado ${}_Z^AX^A$, donde A representa el número de protones mas neutrones (la masa debida a la cantidad de electrones es despreciable) y Z el número de protones, puede ser expresada como:



donde $({}_Z^AX^{A+1})^*$ representa el núcleo compuesto en un átomo excitado.

1.2 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN GAMMA CON LA MATERIA

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones,...) de la energía con la que incide, del tipo de material y estado (densidad, fase física,...).

Si la energía de la radiación es suficientemente elevada producirá ionización en el material, es decir, arrancará electrones a los átomos, que a su vez podrán seguir ionizando. Se habla así de radiación primaria (incidente) y secundaria (electrones arrancados). Un tipo de radiación muy importante, principalmente desde el punto de vista de la Protección Radiológica, es la radiación electromagnética, la cual no posee masa en reposo pero sí posee una cantidad de energía.

Dicha radiación son los rayos X y gamma (γ), cuya naturaleza es similar a otras radiaciones electromagnéticas como la luz visible, las ondas de radio, etc. Los procesos que con mayor frecuencia ocurren son el efecto fotoeléctrico, efecto Compton y la producción de pares.

1.2.1 Efecto Fotoeléctrico:

A la expulsión de los electrones de una superficie determinada de un metal como consecuencia de la incidencia de un haz de fotones se le conoce como efecto fotoeléctrico. Es el modo predominante de interacción para rayos gamma (o rayos X) de baja energía y para materiales absorbentes de alto número atómico. (véase figura 1.2) [2,21]. La energía de un fotón viene dada por la siguiente relación:

$$E = h\nu \tag{1.1}$$

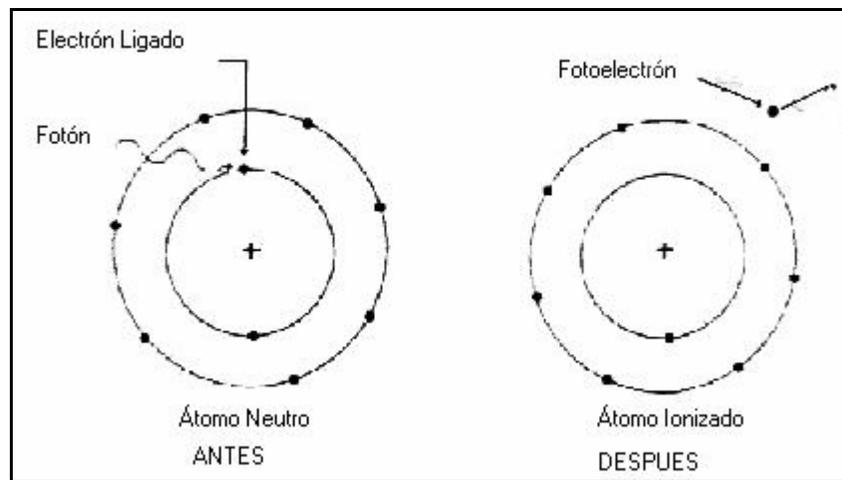


FIGURA 1.2 Efecto Fotoeléctrico.

Donde h es la constante de Planck ($h = 6.63 \times 10^{-34}$ Joule - seg) y ν es la frecuencia de la radiación incidente.

Toda la energía de un fotón se transfiere a un solo electrón, con lo que su energía cinética se expresa como:

$$K = h\nu - w \tag{1.2}$$

Donde w representa el trabajo necesario para desprender al electrón de la superficie del metal, venciendo las fuerzas de atracción entre los átomos de la superficie y las posibles pérdidas de energía del electrón por colisiones internas. Así, es claro que algunos electrones estarán más fuertemente ligados que otros. En el caso de los enlaces más débiles, el fotoelectrón emitido tendrá la mayor energía cinética posible, es decir:

$$K_{\text{máx}} = h\nu - w_0$$

1.3

Donde el término w_0 , llamado la función de trabajo del material, es la energía mínima requerida para desprender al electrón de la superficie.

1.2.2 Efecto Compton:

Cuando un haz luminoso incide sobre la materia, este es dispersado en diferentes ángulos (véase figura 1.3). De acuerdo con la teoría clásica, la longitud de onda dispersada, debería ser de la misma magnitud que la incidente.

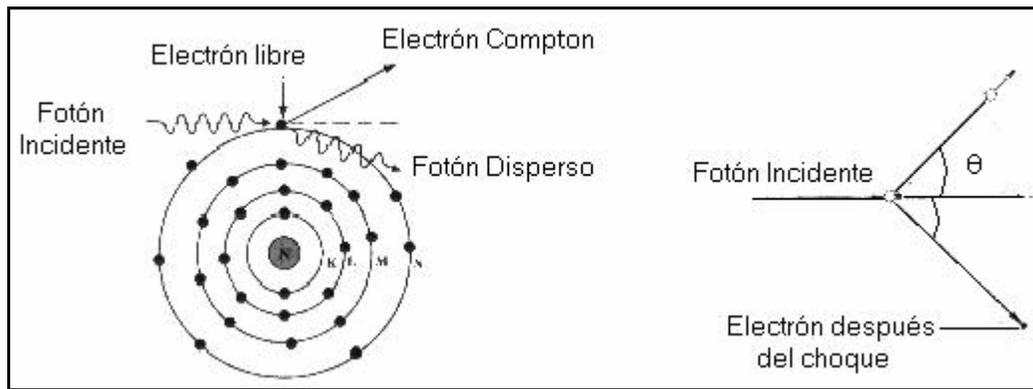


FIGURA 1.3 Efecto Compton.

Sin embargo, los experimentos realizados por H. Compton, pusieron de manifiesto que la longitud de onda dispersada era diferente a la incidente y, más aun, era una función del ángulo en el que se dispersaba la radiación. Así, el corrimiento $\Delta\lambda = \lambda - \lambda'$, no es explicable si se considera a la radiación incidente como una onda electromagnética clásica.

Ante esta situación, Compton interpretó dicho efecto como una interacción de tipo corpuscular, en la que para γ se comporta como un flujo de partículas llamadas fotones (de energía $h\nu$) que colisionan con los electrones libres con energía en reposo m_0c^2 constituyentes de la materia.

Así, luego de la interacción, el fotón es dispersado un ángulo θ_s y el electrón, un ángulo θ_c con lo que por conservación de la energía, se tiene que:

$$h\nu + m_0c^2 = h\nu' + mc^2$$

y de la conservación del momento en el eje horizontal

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos\theta_s + p \cos\theta_c$$

y en el eje vertical

$$0 = \frac{h\nu'}{c} \text{sen}\theta_s - p \text{sen}\theta_c$$

donde

$$p = \frac{m_0 v}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

es el momento del electrón, a la velocidad v , luego de la interacción.

Combinando las expresiones anteriores, es posible obtener el cambio de longitud de onda como función del ángulo de dispersión del fotón. Se obtiene pues, que

$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda' = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta_s)$$

que corresponde a los resultados observados experimentalmente por Compton.

1.2.3 Producción de Pares:

La incidencia de un fotón de energía $h\nu$ en un núcleo, es uno de los más excelentes ejemplos de la conversión de energía radiante en energía de masa en reposo, así como en energía cinética (véase figura 1.4). [2,21]

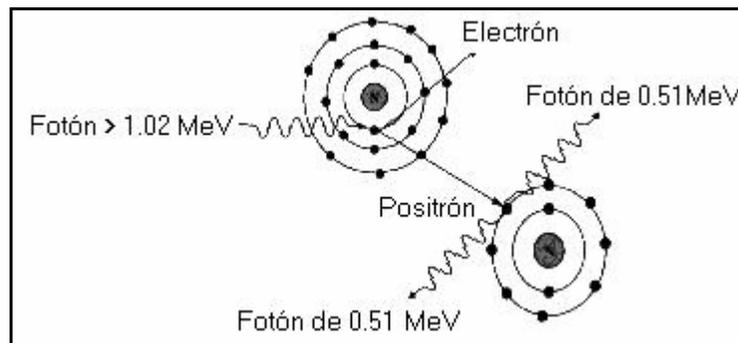


FIGURA 1.4 Producción de Pares

En la producción de pares, un fotón de alta energía pierde toda su energía al chocar con un núcleo, creando un electrón y un positrón (el par), dotando a cada uno de ellos con una energía K_- y K_+ , respectivamente. Del principio de conservación de la energía se obtienen:

$$h\nu = m_0 c^2 + K_+ + m_0 c^2 + K_-$$

donde se observa con claridad que la energía necesaria para crear el par, es precisamente $2m_0 c^2$.

En el proceso inverso, llamado anulación de pares, un electrón y un positrón en reposo, que se encuentran cerca uno del otro, se atraen mutuamente y se anulan, "desapareciendo" la materia y convirtiéndose ésta en radiación, es decir, en fotones.

En conclusión si la energía del fotón excede el doble de la energía equivalente a la masa del electrón (1.02 MeV), entonces el proceso de producción de pares es energéticamente posible y por lo tanto este proceso es sólo viable para rayos gamma o X de alta energía (aquellos que tengan una energía $E > 1.02 \text{ MeV}$). [3]

2. DETECTORES DE RADIACIÓN

Las radiaciones ionizantes no son detectadas directamente por nuestros sentidos. Para detectar su existencia es necesario aprovechar algún fenómeno físico que traduzca la energía cinética de la radiación, a alguna cantidad física cuantificable como carga o corriente eléctrica, lo que se logra mediante dispositivos, llamados detectores.

Existen diferentes tipos de detectores: los que funcionan a base de gas, los de centello y los de estado sólido. Como en este trabajo vamos a utilizar una cámara de ionización a base de gas, describiremos brevemente como funcionan los detectores gaseosos.

2.1 DETECTORES GASEOSOS

Este tipo de detectores consisten en un cilindro (cátodo), con un electrodo central (ánodo), lleno de un gas a una cierta presión que va a servir como medio de interacción de la radiación con la materia. Entre estos dos electrodos se aplica una diferencia de potencial que va a permitir que los iones producidos en el gas por la radiación sean colectados en el electrodo correspondiente de acuerdo a su carga (véase figura 1.5).

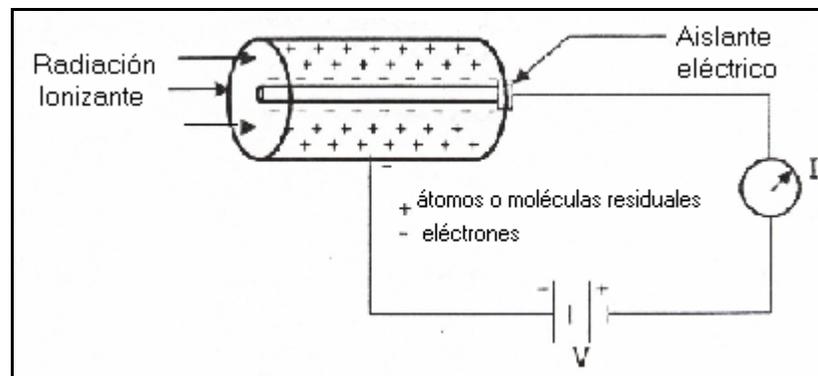


FIGURA 1.5 Principio del funcionamiento de los detectores gaseosos

En la siguiente gráfica (véase figura 1.6) se muestra una serie de regiones que nos indican la forma de respuesta de cada uno de los detectores gaseosos. A esta forma de respuesta se le llama curva característica del detector. Esta figura solo es ilustrativa, lo cual no implica que un mismo detector pueda funcionar de diferente manera solamente por cambiarle la diferencia de potencial, pues cada detector funciona con diferentes tipos de gas y en diferente rango de voltaje.

- A. Región de Recombinación: La diferencia de potencial en esta región es pequeña, por lo que los iones producidos no son atraídos hacia los electrodos correspondientes y ocurre una recombinación de éstos.
- B. Región de Ionización Simple: En esta región se impide la recombinación de los iones primarios generados; en consecuencia la carga colectada es prácticamente igual a la generada. Esta última es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente.

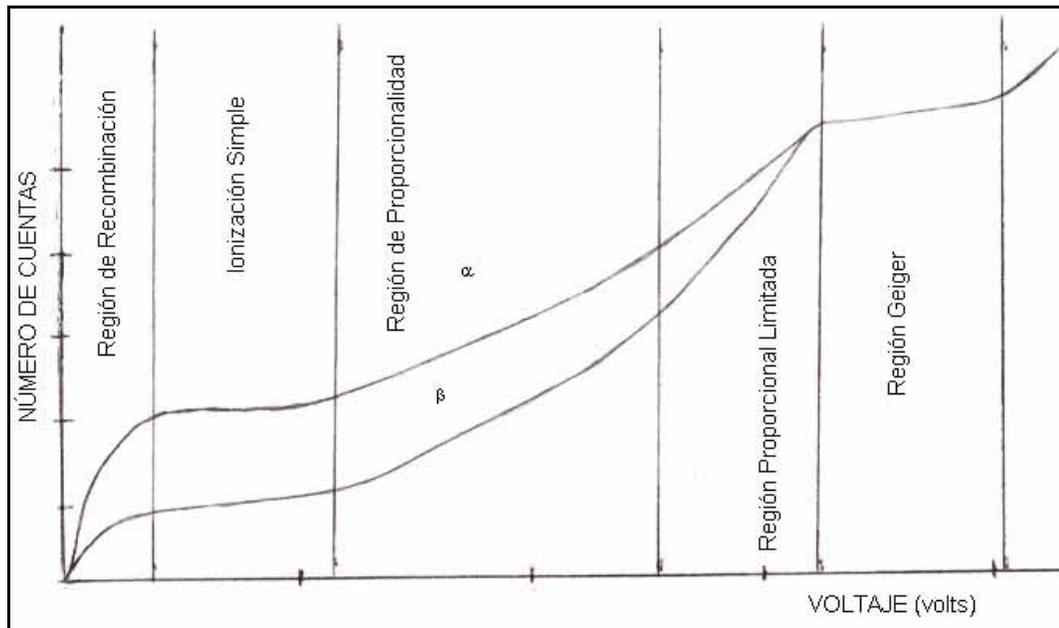


FIGURA 1.6 Gráfica de las regiones de operación de un detector por ionización de gas

- C. Región de Proporcionalidad: Aquí los iones primarios generados adquieren energía suficiente para producir nuevos pares de iones (ionización secundaria). Sin embargo, el número total de iones producidos (primarios más secundarios) es proporcional a la energía depositada por la radiación incidente.
- D. Región de Proporcionalidad Limitada: En esta región, aumentan las avalanchas de iones producidos en las inmediaciones del ánodo y por lo tanto, la cantidad de iones secundarios. Los electrones son rápidamente colectados, mientras que los iones positivos más masivos y menos rápidos, se mueven lentamente hacia el cátodo provocando el efecto denominado de carga espacial que disminuye momentáneamente la magnitud del campo eléctrico existente.

La consecuencia es que la amplitud de la señal de salida no guarda una relación lineal con la energía depositada por la radiación.

- E. Región Geiger Müller: En este tipo de detector, un solo electrón puede generar la completa ionización del gas contenido en el detector. El efecto de multiplicación es tan grande que la amplitud del pulso producido es prácticamente la misma y no guarda relación con la energía depositada.
- F. Región de Descarga Continua: Si la diferencia de potencial es muy alta entre los electrodos, ésta misma puede hacer que el gas se ionice sin la presencia de la radiación. El detector puede dañarse, por lo que se recomienda no operarlo en esta región.

En este trabajo vamos a utilizar como detector una cámara de ionización para obtener los datos de la exposición para las curvas de isodosis. Este tipo de detector utiliza como gas aire a presión atmosférica por lo que no es un detector sellado (véase figura 1.7).

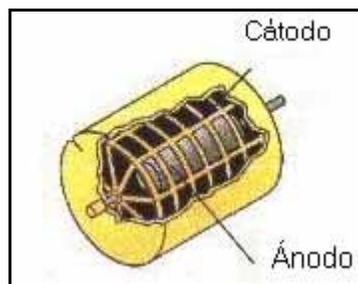


FIGURA 1.7 Detector Gaseoso por Ionización.

3. UNIDADES UTILIZADAS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

El conocimiento de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes ha obligado a establecer un sistema de protección fundamentado en los riesgos. Es por ello que se presenta una breve descripción de las magnitudes establecidas y definidas por la "International Comisión on Radiation Units and Measurements" (ICRU) utilizados para calcular cuantitativamente la radiación recibida o absorbida, principalmente para un organismo vivo.

3.1 MAGNITUDES.

Existen ciertas magnitudes, como el volumen, la masa, la temperatura, el tiempo, la energía, etc., que quedan definidas por un número solamente.

Cualquiera que sea la naturaleza de la cantidad física, se emplea para medirla otra cantidad fija de la misma especie, a la cual se le llama unidad. A continuación se presenta una breve descripción de las unidades utilizadas en protección radiológica

3.1.1 Actividad

Se llama actividad, al número de átomos de una sustancia radiactiva que se desintegran por unidad de tiempo, el cual es proporcional al número total N , de átomos radiactivos presentes en el momento t , siendo λ la constante de proporcionalidad. [4] La expresión matemática de este proceso corresponde a la siguiente ecuación diferencial:

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N = A \quad 1.4$$

Cuya solución es:

$$N = N_0 \text{Exp}(-\lambda t) \quad 1.5$$

Multiplicando por λ en ambos términos en la ecuación 1.5

$$\lambda N = \lambda N_0 \text{Exp}(-\lambda t)$$

y como $\lambda N = A$ y $\lambda N_0 = A_0$, al sustituirlas se obtiene:

$$A = A_0 \text{Exp}(-\lambda t) \quad 1.6$$

Donde A es la actividad después de que ha transcurrido un tiempo t y A_0 la actividad inicial al tiempo $t = 0$ [14].

El tiempo requerido para que la actividad original A_0 se reduzca a la mitad se conoce como vida media $t_{1/2}$ y se puede obtener de la ecuación (1.6), sustituyendo con $A = \frac{A_0}{2}$, cuando $t = t_{1/2}$, obteniendo:

$$\frac{A_0}{2} = A_0 \text{Exp}(-\lambda t_{1/2})$$

despejando $t_{1/2}$ se tiene:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad 1.7$$

En el sistema internacional, la unidad de la actividad tiene el nombre especial de becquerel y su símbolo es Bq.

$$1\text{Bq} = \frac{1\text{desintegraciones}}{\text{segundo}}$$

La unidad tradicional de la actividad es el curie (Ci) cuya equivalencia es:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

3.1.2 Exposición (Roentgen)

Esta magnitud, se aplica solamente a los rayos X o γ en aire. Se representa con el símbolo X y se define como el cociente de:

$$X = \frac{dQ}{dm} ; \left[\frac{\text{Coulomb}}{\text{Kg}} \right] \quad 1.8$$

donde dQ es el valor absoluto de la carga de todos los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones en un volumen elemental de aire con masa dm , han sido completamente detenidos.

La unidad especial que se utiliza para medir la exposición es el Roentgen de símbolo R que se define como la exposición de rayos X o γ tal que, en condiciones normales de presión y temperatura produce en 1cm^3 de aire (0.001293g), electrones secundarios que crean iones que transportan la unidad electrostática de carga de cada signo. El Roentgen es equivalente, según su definición a:

$$1R = \frac{1 \text{ esu}}{0.00129 \text{ g aire}} \frac{1 \text{ coulomb}}{2.996 \times 10^9 \text{ esu}} \frac{1 \text{ gramo}}{10^{-3} \text{ Kg}} = 2.58 \times 10^{-4} \frac{\text{C}}{\text{Kg}}$$

3.1.3 Rapidez de Exposición

Finalmente, la rapidez de exposición es el cociente de dX entre dt , donde dX es el incremento de exposición en el intervalo de tiempo dt .

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} ; \left[\frac{\text{Coulomb}}{\text{Kg.s}} \right] \quad 1.9$$

Aun se utiliza la unidad especial Roentgen por unidad de tiempo: Rh^{-1} , Rmin^{-1} y otros múltiplos o submúltiplos mRh^{-1} , entre otras [6].

3.1.4 Dosis Absorbida (Gy, rad)

La dosis absorbida de cualquier radiación ionizante, es la energía impartida por ella a la materia, por unidad de masa de material irradiado en un volumen determinado y se representa por el cociente:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} ; \left[\frac{\text{J}}{\text{Kg}} \right] \quad 1.10$$

Donde $d\bar{\epsilon}$ es el valor medio de la energía impartida por la radiación a la materia en un volumen elemental y dm es la masa de la materia contenida en dicho volumen. Es importante notar que la energía impartida, y por lo tanto la dosis, depende del tipo de radiación y de su intensidad, así como de la naturaleza del material irradiado.

La unidad de dosis en el sistema S.I. es el $J.Kg^{-1}$ que se denomina (Gy) Gray. Otra unidad especial que se utiliza para dosis absorbida es el rad (Roentgen Absorbed Dose), que corresponde a una energía impartida de 100 Ergios por cada gramo de material irradiado; con las siguientes equivalencias:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy}$$

3.1.5 Rapidez de Dosis Absorbida

Si la variación de la dosis durante un intervalo de tiempo dt es dD se define como la rapidez de dosis y se expresa como:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}; \left[\frac{\text{Gy}}{\text{s}} \right] \quad 1.11$$

que suele expresarse en Jkg^{-1} o $Radh^{-1}$; o múltiplos y submúltiplos de estas unidades.

La relación de dosis absorbida en tejido entre Roentgen y rad es:

$$1 \text{ R} = 0.94 \text{ Rad.}$$

La relación de dosis absorbida en aire entre Roentgen y rad es:

$$1 \text{ R} = 0.87 \text{ Rad.}$$

3.1.6 Equivalente de Dosis (Sv, rem)

En protección radiológica es necesario contar con una relación numérica bien definida entre la dosis absorbida y el efecto biológico que produce. La dosis absorbida es insuficiente para predecir la severidad o la probabilidad del efecto bajo condiciones no especificadas, por ello se ha introducido otra cantidad que correlaciona mejor con los efectos más importantes, en particular con los efectos estocásticos tardío y a los niveles bajos de dosis como los que se encuentran normalmente en protección radiológica. Esta cantidad se denomina equivalente de dosis (H) y se define como la magnitud que correlaciona la dosis absorbida con la probabilidad de la aparición de los efectos estocásticos [6, 7]:

$$H = DQN; \left[\frac{\text{J}}{\text{Kg}} \right] \quad 1.12$$

El equivalente de dosis es igual al producto de la dosis absorbida D, por el Factor de Calidad (Q), por el Factor de Distribución de Dosis (FD) y por otros factores de modificación necesarios.

Donde N es el producto de todos los demás factores y al cual se ha asignado el valor de 1 por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (International Commission on Radiological Protection: ICRU) [7,8]

La unidad de equivalente de dosis anteriormente usada era el rem y actualmente es el sievert (Sv).

$$1\text{Sv} = 1 \frac{\text{J}}{\text{Kg}} = 100\text{rem}$$

Cabe mencionar que aunque la dosis absorbida y el equivalente de dosis tienen las mismas unidades fundamentales, la dosis absorbida es un concepto aplicable para cualquier tipo de material e intensidad de radiación, mientras que el equivalente de dosis se refiere únicamente al posible efecto en el tejido, para intensidades bajas de radiación y solamente para fines de protección radiológica, por lo tanto no puede aplicarse en condiciones de accidente donde existan altas dosis, pues el factor de calidad Q sólo está definido para intensidades bajas, cercanas a los límites establecidos con fines de protección. [7,8].

3.1.7 Rapidez de Equivalente de Dosis

La rapidez de equivalente de dosis es la variación de equivalente de dosis en el intervalo de tiempo de dt .

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt}; \left[\frac{\text{J}}{\text{Kg.s}} \right] = 1 \frac{\text{Sv}}{\text{seg}} \quad 1.13$$

También suele expresarse en rems por unidad de tiempo (remh^{-1} ; remmin^{-1}).

3.1.8 Factor de Calidad (Q):

Aunque todas las radiaciones ionizantes son capaces de producir efectos biológicos similares, el valor de la dosis absorbida que produce un efecto dado, puede variar apreciablemente de un tipo de radiación a otro.

La diferencia en comportamiento, en este aspecto, se expresa por medio del factor de calidad (Q o FC) de la radiación nuclear en particular. EL FC de una radiación particular puede definirse como la relación de la dosis absorbida de radiación gamma de una energía dada a la dosis absorbida de radiación particular necesaria para producir el mismo efecto biológico; así, una dosis absorbida de 0.2 rads (2mGy), de radiación de neutrones térmicos produce el mismo efecto biológico que una dosis absorbida de 1 Rad. (0.01Gy), de radiación gamma, el FC para neutrones lentos será:

$$FC = \frac{1\text{rad}}{0.2\text{rad}} = 5$$

El FC es un factor adimensional que caracteriza de manera relativa la capacidad que cada tipo de radiación tiene para aumentar la probabilidad de que se presente un efecto estocástico.

El valor del FC para un tipo de partícula de radiación nuclear, depende de varios factores, tales como la energía de la radiación, la clase y grado del daño biológico y la naturaleza de los organismos o del tejido bajo consideración y se define en función del poder de frenado por colisión. Para la mayoría de los propósitos prácticos se pueden usar los valores efectivos aproximados de la tabla 1.2, tanto para radiación interna como externa.

TABLA 1.2. Factor de calidad para diferentes radiaciones

TIPO DE RADIACIÓN	Q o FC
Fotones (rayos X y γ) con energías mayores a 30 KeV.	1
Electrones con energías mayores a 30 KeV.	1
Partículas β del tritio.	2
Partículas α , protones y iones pesados.	20
Neutrones:	
Con energías menores a 10 KeV.	5
Con energías entre 10 KeV y 100 KeV.	10
Con energías entre 100 KeV y 2 MeV.	20
Con energías entre 2 MeV y 20 MeV.	10
Con energías mayores a 20 MeV.	5

Estos valores de Q y en consecuencia los de H, son únicamente para usarse en protección radiológica a niveles dentro ó cerca de los límites establecidos de equivalente de dosis. [9]

3.2 DOSIS MAXIMAS PERMISIBLES

Para el personal ocupacionalmente expuesto (POE), el límite del equivalente de dosis efectivo anual para los efectos estocásticos es de 50 mSv (5 rem). El límite de equivalente de dosis anual para los efectos no estocásticos es de 500 mSv (50 rem), independientemente de si los tejidos son irradiados en forma aislada o conjuntamente con otros órganos. Este límite no se aplica al cristalino, para el cual se establece un límite de 150 mSv (15 rem). Las mujeres ocupacionalmente expuestas que se encuentren embarazadas sólo podrán trabajar en condiciones donde la irradiación se distribuya lo más uniformemente posible en el tiempo y que la probabilidad de que reciban un equivalente de dosis anual mayor a 15 mSv (1.5 rem) sea muy baja. [31].

Para el público la dosis máxima permisible establecida por la ICRP es de un décimo de la dosis máxima permisible para un POE, esto es 0.5 rems por año. En la tabla 1.3 muestra los valores de dosis límite para algunas partes del cuerpo humano.

TABLA 1.3 Límites de dosis

EQUIVALENTE DE DOSIS	TRABAJADORES (mSv/año)	PÚBLICO (mSv/año)
Cristalino	150	15
Piel	500	50
Manos	500	50

Desde el descubrimiento de la radiación ionizante, el conocimiento de sus efectos perjudiciales se ha acumulado. A pesar del considerable desarrollo en las técnicas de seguridad radiológica, los accidentes pueden suceder y causar daño; la magnitud del daño depende del tipo de radiación, de su energía, de la dosis absorbida, de la zona afectada y del tipo de exposición. En este capítulo se describen y clasifican los efectos de la radiación ionizante sobre los seres vivos en función del tipo de células, la probabilidad de incidencia y sus efectos en función de la dosis, así como los principios generales de biología de la radiación.

3.3 CONCEPTO ALARA

El concepto ALARA (As Low as reasonable Archivable), se puede traducir como “tan bajo como razonablemente pueda lograrse”. Esto significa que la exposición del personal ocupacionalmente expuesto y del público en general a la radiación, se debe mantener lo más baja posible, para lo cual se debe utilizar todos los recursos y conocimientos disponibles.

Aún cuando las condiciones de trabajo en la instalación radiactiva sean tales que la exposición a la radiación sea muy baja y la dosis recibida por el personal esté por debajo de los límites establecidos, debemos mantener el hábito de evitar toda exposición innecesaria por pequeña que ésta sea. Basándose en este concepto, el personal ocupacionalmente expuesto debe aplicar en todo momento los procedimientos y principios de protección radiológica adecuados al trabajo que realice.

CAPÍTULO 2

EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LA RADIACIÓN IONIZANTE

La utilización de la energía nuclear en cualquiera de sus manifestaciones siempre implica un riesgo, sin embargo el considerable desarrollo en las técnicas de seguridad radiológica han hecho que ésta se pueda utilizar para fines pacíficos y con un riesgo mínimo.

Sin embargo, no ocurre lo mismo, en el caso de accidentes nucleares o con uso de la energía nuclear para fines bélicos, donde no se tiene un control de la cantidad de radiación ionizante a la que se expone a la población o a un grupo reducido de esta población. Es por eso que es necesario hablar de los efectos biológicos que puede producir la exposición a la radiación, prolongada o en períodos cortos.

1. EFECTOS BIOLÓGICOS A NIVEL CELULAR

El efecto producido en los seres vivos por la exposición a la radiación ionizante, es el resultado del daño biológico producido a las células individuales. Cuando las células absorben radiaciones, ocurren procesos de ionización y de excitación, que se producen en las macromoléculas (ADN) o en el medio en el que están suspendidos los organelos celulares (agua), formándose moléculas estables o inestables, o bien radicales libres, con lo cual se producen nuevas reacciones químicas con las moléculas contiguas. La acción de la radiación ionizante sobre la célula, se puede así clasificar en directa e indirecta, según el lugar en que se produzcan esas interacciones.

Cuando una radiación ionizante, ya sea electromagnética o de partículas incide en los tejidos, se inicia una serie compleja de eventos que si tienen éxito, conducen a la destrucción de células tumorales y a la erradicación final del tumor. Se piensa que el blanco celular crítico es el núcleo y su concentración de DNA. La acción de la radiación sobre la célula se puede clasificar en directa o indirecta, según el lugar que se produzcan esas interacciones.

El llamado efecto directo ocurre cuando un electrón energizado producido por una reacción de Compton interactúa directamente con el núcleo del blanco y se originan cambios químicos (principalmente rotura de enlaces químicos) dentro de la sustancia del DNA.

El efecto indirecto sucede cuando el electrón de Compton reacciona con una molécula de agua dentro de los tejidos, y se produce un radical libre altamente reactivo. Este radical libre reacciona entonces con el DNA en el núcleo de una célula blanco efectuando rotura de enlaces químicos y estableciendo una reacción cuyos cambios conducirán a la muerte celular.

Los dos tipos de clasificación más comunes de los efectos de la radiación ionizante en los organismos son: aquellos que están en función del tipo de células en las que se deposita la radiación y que se dividen en genéticos (hereditarios) y somáticos; los efectos que están en función del tiempo que tardan en aparecer y que se dividen en inmediatos y retardados.

1.1 EFECTOS GENÉTICOS

Los efectos genéticos debido a las radiaciones se pueden clasificar en una forma amplia en aquellos que dependen de cambios en genes individuales (mutaciones genéticas) y los que se deben a cambios cromosómicos tales como cambios en el número de cromosomas y aberraciones cromosómicas.



FIGURA 2.1 Efectos Genéticos

En general, este tipo de efectos es muy poco probable que se presenten debido a que para que ocurran es necesario que se alteren las moléculas del ADN, las cuales son moléculas muy complejas y por lo tanto es más difícil su alteración. No obstante en caso de un accidente o en condiciones de una exposición aguda, es probable su aparición (véase figura 2.1). Una vez que aparecen, son efectos severos y pueden presentarse en generaciones posteriores. [11, 27]

1.2 EFECTOS SOMÁTICOS

Son efectos más probables que se presentan sólo en individuos irradiados y se deben al daño recibido en las células somáticas y de acuerdo a su probabilidad de incidencia se clasifican en: deterministas y estocásticos. [12]

1.2.1 Efectos Deterministas (No Estocásticos)

Estos efectos dependen de la dosis y presentan un umbral, por debajo del cual es difícil que se manifiesten; por lo general, se asocian con dosis de radiación relativamente altas. Algunos efectos tales como la esterilidad o la muerte inmediatamente después de una irradiación aguda se observan fácilmente.

En cambio, otros tales como cataratas o cambios tardíos en la piel pueden presentarse hasta años después de la irradiación y en consecuencia resulta difícil establecer con certeza su origen ver figura 2.2 . La tabla 2.1 muestra los efectos deterministas más comunes y el umbral de dosis a partir del cual aparecen.

1.2.2 Efectos Estocásticos

Debido a su naturaleza se les da el nombre de efectos estocásticos. Se presentan a largo plazo y sólo en una fracción de la población expuesta. Su frecuencia de aparición es proporcional a la dosis y al número de irradiaciones; lo que significa que al incrementar la dosis recibida aumenta la probabilidad de que el efecto se presente [12].

La probabilidad de que aparezca leucemia en un sujeto irradiado es más grande cuando la dosis recibida es mayor, no obstante puede aparecer aunque la dosis recibida sea casi despreciable. Entre los efectos estocásticos más conocidos y a la vez los más importantes está la carcinogénesis radio-inducida.

TABLA 2.1 Efectos deterministas más comunes

EFEECTO	UMBRAL
Cataratas	10 Gy
Esterilidad permanente	6 Gy
Infertilidad temporal	500 mGy 2.5 Gy
Cambios cromosómicos	500 mGy
Eritema	5 Gy
Epilación temporal	5 Gy
Pigmentación	20 Gy
Efectos sobre el feto	No establecido

Las radiaciones ionizantes son tanto iniciadoras como promotoras de carcinogénesis y pueden producir tumores benignos o malignos en cualquier tipo de células vivientes de los mamíferos [15] ver figura 2.3.

La sensibilidad de los diversos tipos de células a las carcinogénesis radio-inducida es muy variable, por ejemplo; en el sistema hematopoyético se presenta la inducción de leucemia. La glándula tiroides y las glándulas mamarias femeninas son los tejidos más sensibles desde el punto de vista de inducción de cáncer y radiogénica de tumores sólidos por radiación. [14]



Figura 2.2 Eritema temprano
11 días después de la exposición



Figura 2.3 Carcinogénesis en la piel.

Las leucemias parecen ser los cánceres más radiogénéticos cuya clara asociación ha sido observada en los sobrevivientes de los bombardeos atómicos, así como en pacientes de radioterapia.

1.3 EFECTOS INMEDIATOS

Son lo que aparecen en las primeras semanas después de la irradiación y cuya intensidad y duración depende de la dosis, algunos ejemplos de éstos son:

a) Sangre:

El efecto que produce la radiación en la sangre se lleva a cabo examinando los efectos que se presentan en sus componentes principales. La sangre es un fluido que circula en las venas y las arterias transportando todos los nutritivos y los residuos de todas las células del organismo (véase figura 2.4).

b) Leucocitos (Glóbulos blancos):

Son los primeros que se afectan por la radiación disminuyendo el número de leucocitos y afectando la resistencia a las infecciones.

c) Eritrocitos (Glóbulos rojos):

Proveen al organismo de alimento y oxígeno al mismo tiempo que manejan los productos de desechos. Se encuentran en la sangre en un 45% y en el caso de irradiación severa, el número de glóbulos rojos se reduce, produciendo anemia en una semana.

d) Plaquetas:

Favorecen la coagulación de la sangre y se encuentran alrededor del 54% y en caso de irradiación severa el número de plaquetas disminuye durante la primera semana, modificando la cascada de coagulación, a su vez las heridas abiertas no pueden cicatrizar.

1.4 EFECTOS RETARDADOS

Son los que aparecen en el organismo varios años después de recibir la irradiación [12]. Los más importantes sobre los tejidos son: la esterilidad, el envejecimiento y el acortamiento de la vida.

La infertilidad es un efecto tardío, el cual puede ser permanente o temporal y en algunos casos la fertilidad puede retornar después de varios años. Los procesos de envejecimiento implican el deterioro progresivo de los tejidos acompañados por la declinación de la capacidad funcional, lo que finalmente conduce a la muerte [11].

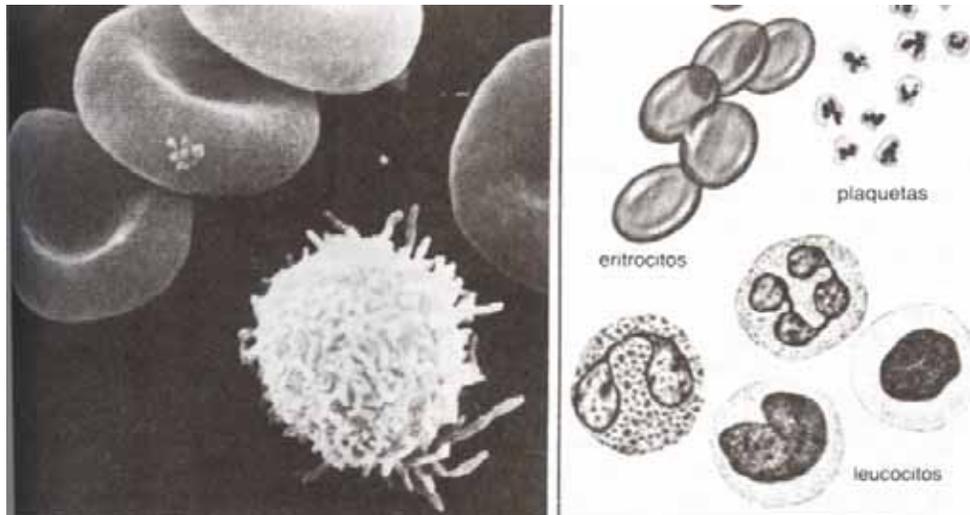


FIGURA 2.4 (izquierda) Eritrocitos, según se observan por microscopía electrónica de barrido (SEM) (x7100). (derecha) Los componentes sólidos de la sangre incluyen leucocitos, eritrocitos y plaquetas.

2. EFECTOS A NIVEL ORGÁNICO O TEJIDO

Los tejidos conformados por células, algunas poco diferenciadas y con gran capacidad de reproducción como la piel, son en general más sensibles a la radiación que los formados por células maduras en capacidad de reproducción, como las del sistema nervioso. Una serie de órganos o tejidos llamados críticos por su importancia funcional, son afectados con mucha facilidad de forma grave por la exposición a la radiación.

La médula ósea es el órgano más radiosensible por ser afectado con mucha facilidad por la radiación a dosis tan bajas que van de 0.5 a 1 Gy (50 a 100 rads); aunque presenta una considerable capacidad de regeneración. Si la dosis de radiación es suficientemente grande, se produce un cuadro de anemia importante [13].

Otro órgano que se considera crítico es el aparato digestivo, en el cual se producen los fenómenos de digestión y absorción de alimentos. Como consecuencia de la exposición de éste a las radiaciones, se producen fenómenos de acotamiento y achatamiento de las vellosidades intestinales, así como vómitos, diarreas y formación de úlceras

generándose infecciones, que pueden conducir a la muerte si la dosis de exposición es suficientemente grande.

Las gónadas son también especialmente sensibles y en el caso del testículo dosis pequeñas como 0.1 Gy (10 rad), pueden provocar infertilidad temporal y dosis superiores a 2 Gy (200 rads), esterilidad definitiva. En los ovarios las dosis superiores a 3 Gy (300 rads), pueden ser causa de esterilidad.

2.1 SINDROME AGUDO DE IRRADIACIÓN

El síndrome agudo de irradiación o enfermedad por irradiación, es un término utilizado para describir el conjunto de manifestaciones somáticas estocásticas que se presentan después de sufrir una exposición a cuerpo entero cercana a la dosis letal. Los datos para determinar este síndrome en humanos han sido tomados de la experiencia con irradiaciones terapéuticas, de los bombardeos atómicos y de los accidentes nucleares y radiológicos. [11]

El curso clínico del síndrome de irradiación aguda, varía de acuerdo a la dosis recibida ya que tanto la intensidad como el grado y tipo de daño son función de la dosis absorbida y puede dividirse en categorías de acuerdo a la dosis recibida: ausencia de enfermedad, enfermedad moderada, muerte o enfermedad hematopoyética, muerte del sistema nervioso central, muerte gastrointestinal y muerte de médula ósea.

La muerte se presenta en proporciones mayores a medida que se incrementa la dosis y si ésta llega a valores suficientemente altos, todos los casos expuestos terminan fatalmente. Las altas dosis de radiación también producen efectos cancerígenos, así como efectos genéticos que se manifiestan sobre la descendencia. Si la dosis de exposición es alta, se pueden producir mutaciones genéticas que pueden dar lugar a enfermedades congénitas [14].

2.2 EFECTOS DE LAS RADIACIONES EN FUNCIÓN DE LA DOSIS

Los efectos pueden ocasionar grandes o pequeños daños para la salud según la dosis y el tipo de radiación recibida. Existe cierta relación dosis-efecto que a veces se comporta en forma lineal y se traduce en que los efectos de dosis pequeñas son menores que de dosis elevadas; en otras palabras esta correlación lineal significa que incluso dosis muy pequeñas de radiación (un par de iones o un grupo de iones), tiene una pequeña probabilidad de acarrear consecuencias genéticas, y que una dosis elevada administrada durante un corto período de tiempo tiene los mismos efectos genéticos

que la misma cantidad de radiación recibida en pequeñas dosis a lo largo de un período más prolongado.

La tabla 2.2 presenta los efectos biológicos producidos por irradiación homogénea del cuerpo entero en función de la dosis recibida:

TABLA 2.2 Efectos probables siempre y cuando no tengan tratamiento médico

INTERVALO DE DOSIS (mGray)	RESULTADOS
0 a 250	No se ha observado ningún efecto biológico o médico inmediato o a largo plazo en niños o adultos.
250 a 1000	Pueden aparecer algunas náuseas y una ligera reducción del número de glóbulos blancos.
1000 a 2500	Vómitos, modificación de la fórmula sanguínea pero evolución satisfactoria o restablecimiento completo asegurado.
2500 a 5000	Consecuencias muy graves para la salud. Se requiere hospitalización obligatoria. Una dosis de 5000 mGy recibida en una sola exposición resulta mortal para el 50% de las personas.
Arriba de 5000	El fallecimiento de la persona es altamente probable.

Se ha observado la aparición de efectos biológicos a largo plazo en dosis superiores a 2500 mGray, (incremento del riesgo de cáncer al aumentar la dosis) [13].

CAPÍTULO 3

USO DE LA RADIACIÓN EN LA MEDICINA (RADIOTERAPIA)

La especialidad médica que aborda la terapéutica con radiaciones ionizantes es la Radioterapia, cuyo propósito es administrar una dosis que destruya el tejido canceroso, aunque también tiene un amplio campo de acción en el tratamiento de las enfermedades benignas. El cáncer se ha convertido en una de las patologías más importantes de nuestra civilización. Los medios fundamentales para combatirlo radican en la cirugía, el uso de radiaciones y fármacos, aplicados de forma aislada o conjuntamente, según los diversos protocolos médicos. En este capítulo se indica el objetivo, una concisa descripción de las técnicas y equipo que se utiliza en radioterapia.

1. OBJETIVO DE LA RADIOTERAPIA

La radioterapia constituye una de las principales armas terapéuticas en el tratamiento del cáncer junto a la cirugía y la quimioterapia. Su importancia radica en que aproximadamente un 60% de los pacientes con cáncer van a necesitar su utilización a lo largo del curso evolutivo de su enfermedad, bien como única arma o bien asociada a las dos anteriores y a la hormonoterapia. En función del objetivo que se persigue en su utilización, se disciernen las siguientes modalidades [16,24].

1.1 RADIOTERAPIA RADICAL O CURATIVA

El objetivo de su aplicación es la destrucción del cáncer y la curación del paciente. Su indicación fundamental va a ser en tumores de tamaño pequeño y cuya localización permita administrar una alta dosis, sin dañar los tejidos sanos circundantes como es el caso de tumores de la piel, labios, lengua, etc, o bien en aquellos casos que por las condiciones del paciente: edad avanzada, estado general entre otras, no permita utilizar la cirugía y/o la quimioterapia.

1.2 RADIOTERAPIA PREOPERATORIA

Es utilizada, como su nombre indica, antes de la cirugía, con el objetivo fundamental de hacer operables tumores que no lo son por su extensión local o bien para intentar disminuir la aparición de tumor en la zona intervenida (recidiva) como consecuencia de hacer inviables las células que hayan podido escapar durante el acto operatorio. Esta modalidad está indicada en tumores en los límites de operabilidad mama, pulmón, cabeza y cuello etc. y en la actualidad, en el tratamiento del cáncer colorrectal.

1.3 RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

Es una modalidad que se utiliza conjuntamente con la cirugía y en el mismo acto operatorio, siendo su objetivo fundamental esterilizar la zona donde asentaba el tumor para disminuir la posibilidad de reaparición. Su indicación fundamental es en tumores poco radiosensibles (cáncer de páncreas, cáncer colorrectal etc), al permitir depositar una dosis alta en un pequeño volumen e intervalo de tiempo y de forma precisa, respetando los tejidos sanos. Generalmente se complementa con radioterapia externa.

1.4 RADIOTERAPIA POSTOPERATORIA

Es aquella modalidad que se utiliza tras la intervención quirúrgica, llamada también radioterapia adyuvante. Su objetivo fundamental es esterilizar la zona donde asentaba el tumor, mediante la destrucción de las células que hayan podido quedar tras el acto quirúrgico o bien haciéndolas inviables para que no puedan implantarse y crecer para dar lugar a la recidiva. Su indicación es amplísima abarcando prácticamente todas las localizaciones tumorales en las que la cirugía es el arma terapéutica principal: Sistema nervioso central, cabeza y cuello, pulmón, esófago, mama, próstata, vejiga, etc.

1.5 RADIOTERAPIA PALIATIVA O SINTOMÁTICA

Es aquella modalidad en la que su aplicación sólo busca el alivio de la sintomatología causada por el cáncer avanzado y mejorar la calidad de vida. En su aplicación sólo y exclusivamente debe primar este objetivo, olvidándonos de querer aumentar la supervivencia ya que es muy probable que la mayoría de los pacientes fallezcan dentro de los seis meses del tratamiento. Su principal indicación va a ser en los dolores óseos secundarios a la afectación metastática por el tumor (metástasis óseas), afectación de la sensibilidad y movilidad de miembros (paresias y parálisis), como consecuencia de la invasión del canal medular por el tumor (síndrome de compresión medular), afectación del sistema nervioso central (metástasis cerebrales) prevención de fracturas patológicas, así como en la invasión de la vena cava superior por el tumor (síndrome de vena cava

superior), siendo considerados estos síndromes como urgencias en Oncología por lo que su aplicación no permite demora.

1.6 RADIOCIRUGÍA ESTEROTÁXICA

Así llamada por su similitud al acto quirúrgico, es una modalidad de tratamiento no invasivo para lesiones intracraneales que consigue depositar en una sola fracción una elevada dosis de radiación ionizante en la lesión a tratar, sin apenas contaminar el tejido cerebral circundante.

Con ello se busca minimizar el daño al tejido no patológico. Esto constituye una de las limitaciones de la Radiocirugía, ya que la proximidad de estructuras anatómicas críticas (nervio óptico, tronco del encéfalo etc), exige disminuir la dosis de radiación y por tanto la eficacia del tratamiento. Otro de los condicionantes de esta técnica es el tamaño de la lesión a tratar, que no debe ser superior a 3.5 cm. [32]

La radioterapia complementa los analgésicos y puede mejorar su efectividad dado que se enfoca directamente sobre la causa del dolor. En general, mientras mas alta sea la dosis diaria de irradiación es menor la dosis total que puede ser administrada en razón de los límites de tolerancia del tejido normal. Proporcionalmente un número mayor de células tumorales es eliminado cuando la dosis de irradiación diaria es mayor. Se requiere un balance entre el número de células tumorales eliminadas y los efectos adversos de la radiación sobre el tejido normal, este balance es una función de la dosis diaria.

2. EFECTOS SECUNDARIOS DE LA RADIOTERAPIA

La radioterapia al igual que la cirugía actúa localmente, por lo que los efectos secundarios que tengan lugar van a ser locales y sólo van a ponerse de manifiesto en la zona que es tratada. Además varían de paciente a paciente, y su aparición e intensidad van a depender principalmente de la dosis de tratamiento, así como de la parte del cuerpo que es tratada.

La radioterapia puede causar efectos secundarios agudos y tardíos. Los efectos secundarios agudos se producen poco después de llevarse a cabo el tratamiento, y suelen desaparecer por completo en un plazo de unas semanas tras la finalización del tratamiento. Los efectos secundarios tardíos pueden tardar meses o años en desarrollarse, y por lo general son permanentes. Entre los efectos generales más frecuentes destacan el cansancio, las alteraciones en la piel y la disminución del apetito.

2.1 CANSANCIO

Su aparición está relacionada con la tensión a que ha estado sometido el paciente desde el momento del diagnóstico de la enfermedad y el tratamiento que ha recibido, unido al efecto de la radiación sobre los tejidos normales y el traslado diario al tratamiento. Dicho cansancio aparece a las 2 semanas del inicio de la radioterapia y puede aumentar conforme avanza el tratamiento, para desaparecer tiempo después cuando se finaliza éste.

2.2 PROBLEMAS EN LA PIEL

Al ser la piel la primera barrera que se encuentra la radiación, va a ser a éste nivel dónde se van a manifestar los primeros efectos secundarios. El área tratada de la piel puede estar rojiza e irritada, como si estuviera bronceada por el sol. Al cabo de unas semanas, su piel podrá estar reseca y/o enrojecida y a las 2 semanas de la finalización puede aparecer una descamación seca (mudar la piel) para volver a la normalización al mes de finalizado el tratamiento.

2.3 ÁREA DE LA CABEZA Y EL CUELLO

Las personas que reciben radiación en la cabeza y el cuello experimentan alteraciones a nivel de la piel (descritas anteriormente) y en las mucosas (boca, lengua, faringe, glándulas salivales, etc). De esta forma pueden aparecer llagas, disminución o pérdida del gusto de los alimentos, disminución de la salivación (xerostomía) o alteración en las piezas dentarias (caries). La caída del cabello es frecuente cuando la aplicamos sobre el cuero cabelludo, siendo ésta temporal o permanente en función de la dosis administrada.

2.4 ÁREA DEL TÓRAX

El tratamiento que se administra en esta área puede causar tos, dolor o dificultad para tragar. Si se recibe radiación después de la extirpación de un tumor mamario o tras una mastectomía, se presentaran durante el tratamiento una serie de cambios, tanto en el color de la piel como en la consistencia y el tamaño de la mama. Estos efectos secundarios suelen desaparecer al mes y medio o dos meses tras la irradiación, siendo muy raro su persistencia tras el año de la finalización, en cuyo caso debe consultar al especialista. En el caso de que la irradiación comprenda el esófago, es muy frecuente la aparición de molestias al tragar (esofagitis).

2.5 ÁREA DEL ESTÓMAGO Y EL ABDOMEN

Si el tratamiento se administra en el área del estómago o parte del abdomen, puede causar vómitos, náuseas. Es frecuente en estos casos la aparición de diarreas, que suele comenzar a las 2-4 semanas del tratamiento.

2.6 ÁREA DE LA PELVIS

La irradiación a dicho nivel puede dar lugar a problemas digestivos, ya descritos, aparte de los correspondientes a la irradiación de los órganos en ella contenidos: vejiga, recto, órganos reproductores masculinos y femeninos.

De esta forma se puede presentar cierta irritación de la vejiga (lo que causa incomodidad o deseos frecuentes de orinar), así como del recto. Las mujeres que reciben radioterapia en el área de la pelvis pueden dejar de menstruar y tener otros síntomas de menopausia, dependiendo de la dosis de radiación que reciban. El tratamiento también puede causar picazón, ardor y sequedad en la vagina.

La radioterapia administrada en un área que incluya los testículos puede reducir tanto el número de espermatozoides como la capacidad de fertilización de éstos. Sin embargo, esto no quiere decir que la concepción no pueda ocurrir.

La mayoría de los tipos de radioterapia no suelen ocasionar cambios en la capacidad para disfrutar de las relaciones sexuales, tanto en el hombre como en la mujer; sin embargo, ambos pueden notar una disminución en el nivel de deseo sexual, que se suele recuperar pocas semanas después de la finalización del tratamiento. Debido a que la radiación puede afectar al feto, no se recomienda que la paciente quede embarazada durante la radioterapia,

3. DESCRIPCIÓN DE LAS TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA.

La radioterapia se divide en dos grupos; en función de donde se situó la fuente respecto al paciente, es decir, cuando la fuente de irradiación es exterior al paciente, en cuyo caso el tratamiento se conoce como Radioterapia externa o Teleterapia; y cuando el material radiactivo presentado como fuente encapsulada se inserta, en general, temporalmente en el paciente, en cuyo caso se denomina Braquiterapia. A continuación se describen brevemente los objetivos de la radioterapia así como los equipos que se utilizan

3.1 BRAQUITERAPIA

En Braquiterapia la fuente radiactiva se sitúa dentro o próxima al volumen blanco. La ventaja terapéutica de este tratamiento se basa principalmente en dos factores. En primer lugar, puede administrarse una dosis alta de radiación a un tumor en un tiempo más corto. En segundo lugar, la dosis de radiación puede enfocarse o concentrarse precisamente dentro del tumor, con disminución rápida de la dosis de radiación a las estructuras normales circundantes debido a la atenuación y a la ley del cuadrado inverso [17].

3.1.1 Técnicas y Procedimientos

Se coloca un isótopo radiactivo diseñado dentro de una semilla, o cápsula metálica, dentro de una cavidad corporal, inmediatamente junto al tumor o dentro del tumor mismo. La radioterapia intracavitaria y la endocavitaria, que se emplean para el tratamiento de muchas neoplasias ginecológicas y de cavidad oral son ejemplos de Braquiterapia.

- a. **Braquiterapia intracavitaria:** se aplica a cualquier cavidad corporal accesible, como por ejemplo, bronquios, esófago, útero o vagina. Se combina a menudo con radioterapia externa, y muchas veces se utiliza como un reforzamiento para administrar una dosis más alta al volumen del tumor con afectación amplia.
- b. **Braquiterapia endocavitaria:** es el término aplicado a la inserción de un isótopo radiactivo sellado directamente al interior del tumor. Se utiliza comúnmente en tumores del encéfalo, cabeza y cuello, mama, próstata y vejiga (ver Figura 3.1).



Figura 3.1 Braquiterapia intersticial en mama

En la figura 3.2 se muestra un ejemplo de la distribución de isodosis en una aplicación endocavitaria para el tratamiento de un cáncer de cerviz. La dosis decrece de forma rápida a medida que aumenta la distancia desde el aplicador. Esto indica la importancia que tiene el posicionamiento adecuado.[17]

3.2 TELETERAPIA

En la radioterapia externa o teleterapia (terapia "a larga distancia") la distancia varia en función de la zona a tratar y del equipo de radiación a utilizar. De forma general varia desde una distancia de 80 cm en el caso de bombas de cobalto-60; a un metro en aceleradores lineales o prácticamente en contacto con la piel (radioterapia de contacto).

3.2.1 Técnicas de Irradiación

En la figura 3.3 se muestra una distribución de isodosis típica en teleterapia. La dosis depende del inverso del cuadrado de la distancia y de la absorción del tejido. La distribución de la radiación va a depender de características tanto de la maquina como del paciente. Las curvas de isodosis dependen de la energía de la radiación, la distancia desde la fuente radiactiva, la densidad y número atómico del material que la absorbe [17].

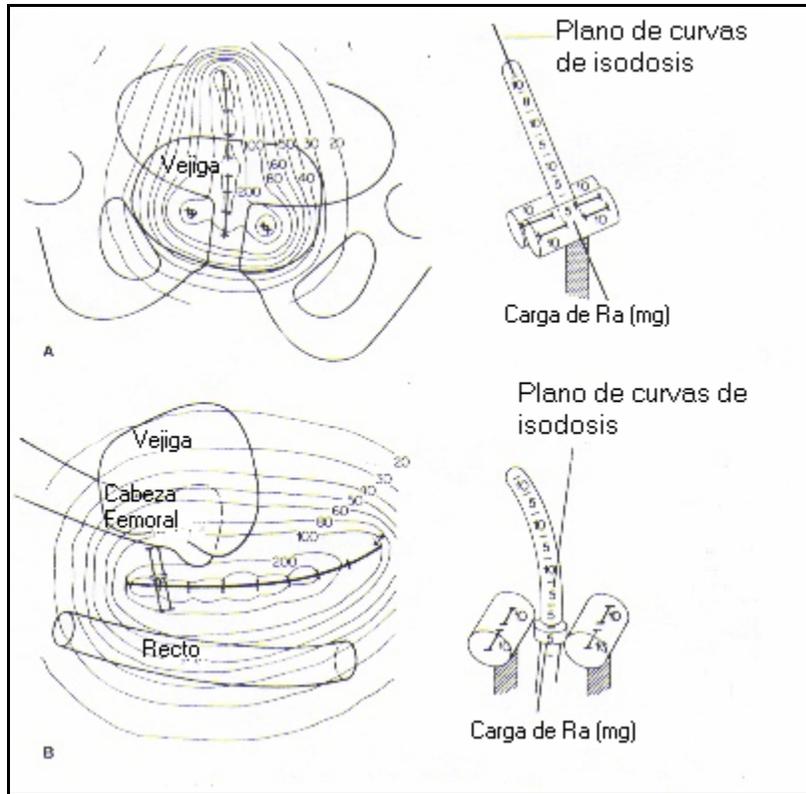


Figura 3.2 Distribución de isodosis para un aplicador intrauterino de radio.
(A) Vista antero posterior (B) Vista lateral.

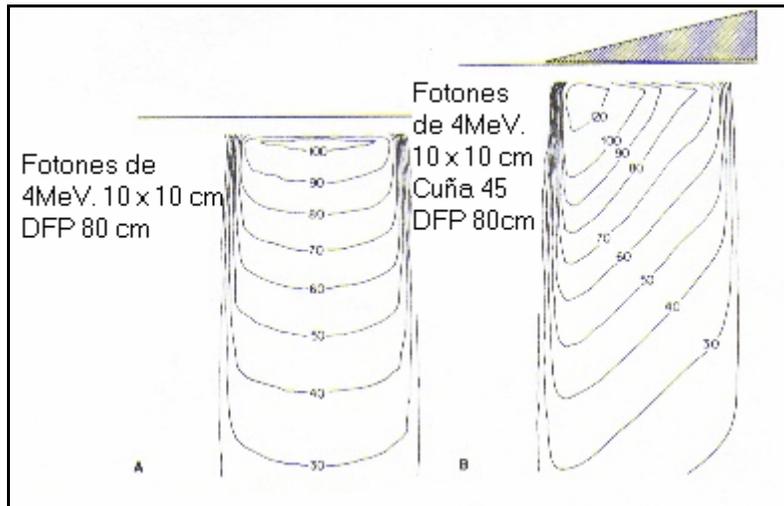


Figura 3.3 Distribución de isodosis para fotones de 4MeV
(A) sin cuña. (B) con cuña.

En las figuras 3.4 y 3.5 se muestran varias planificaciones de tratamiento en las que están representados los volúmenes blancos. Este volumen incluye el tumor y los tejidos sanos circundantes que lo rodean.

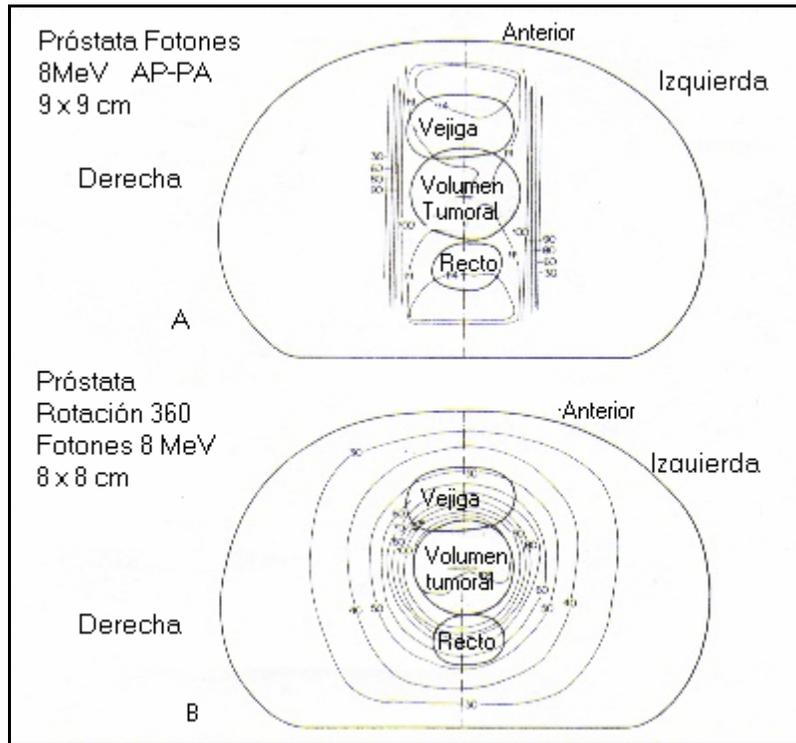


Figura 3.4 Planificación de un tratamiento. (A) campos opuestos. (B) Rotación.

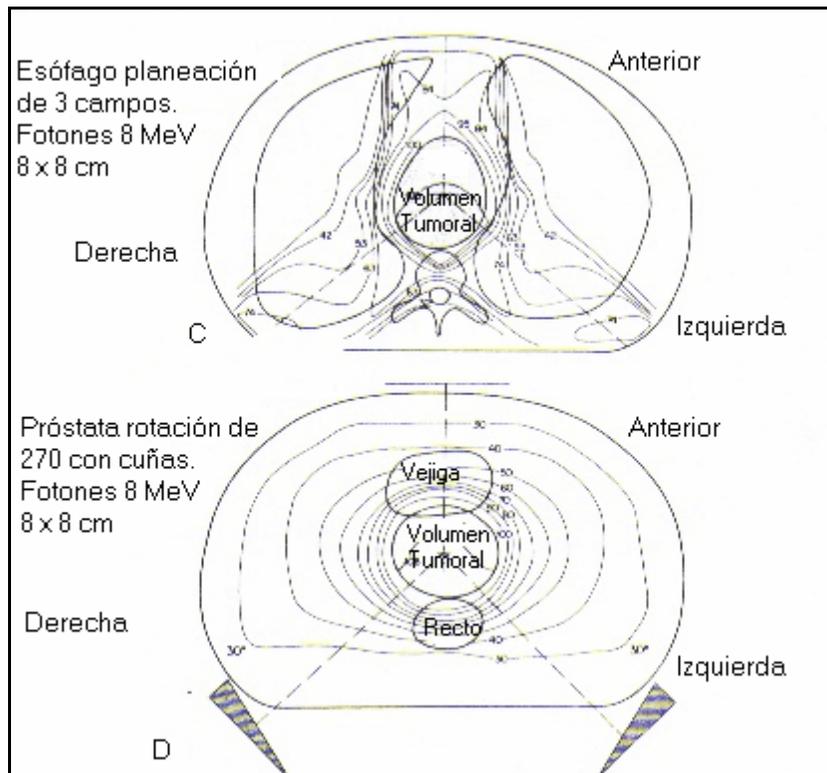


Figura 3.5 Planeación de un tratamiento.
(C) Tres campos. (D) Rotación con cuñas.

4. EQUIPOS DE TRATAMIENTO EN TELETERAPIA

A continuación se dará una descripción simple de las características de los equipos que actualmente se usan de manera habitual [19,20].

4.1 UNIDAD DE CO⁶⁰

Las unidades de tratamiento están compuestas por: una fuente de material radiactivo, gantry giratorio, cabezal ensamblado, colimador ajustable, mesa de tratamiento, controles manuales y un tablero de control. Se monta la fuente (1.5 cm de longitud) en el extremo de un cilindro capaz de moverse en el interior de un cabezal blindado, de forma que se tienen dos posibles estados, según la fuente esté en el interior del blindaje en la posición de apagado (off) o alineada con los colimadores en la posición de encendido (on). En el extremo opuesto del cilindro se sitúa una lámpara que sirve para simular el campo de radiación. El movimiento del cilindro se consigue con un sistema hidráulico. Ver figura 3.6. El cabezal se monta sobre un brazo que es capaz de girar. Durante la colocación del paciente, todos los movimientos de la mesa son manejados por un técnico radiólogo utilizando los controles manuales en el cuarto de tratamiento. El tablero de control se encuentra fuera del cuarto de tratamiento.

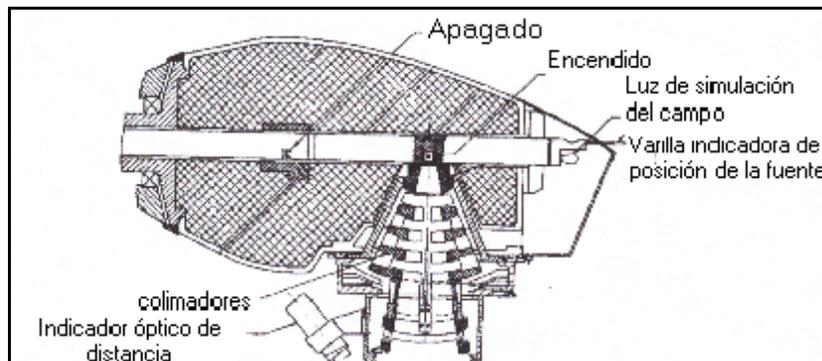


Figura 3.6 Cabezal blindado utilizado en una unidad de cobalto-60.

4.2 ACCELERADOR LINEAL

El acelerador lineal también llamado LINAC (Linear accelerator) es un tipo de acelerador que le proporciona a la partícula subatómica pequeños incrementos de energía cuando pasa a través de una secuencia de campos eléctricos alternos. Es capaz de realizar el tratamiento de los diferentes tipos de cáncer, administrando la dosis adecuada en pocos segundos con la mayor nitidez y protección posibles y evitando daño a los órganos y tejidos sanos.

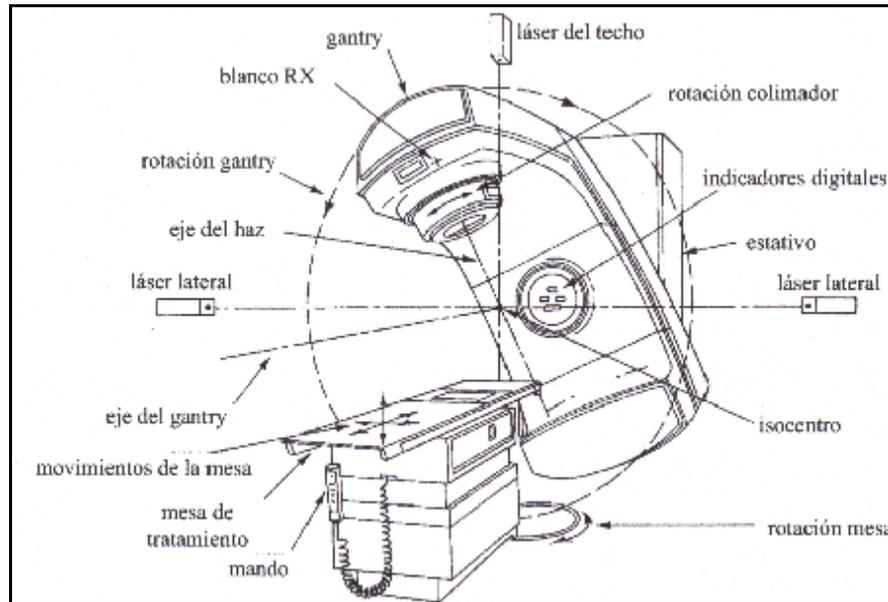


Figura 3.7 Imagen completa de un acelerador lineal de uso clínico.

Hoy en día los aceleradores lineales son capaces de generar haces de fotones y de electrones de varias energías, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia externa. Hay que unir además una gran cantidad de accesorios, como colimadores asimétricos y multi-hojas, cuñas dinámicas, aplicadores para radiocirugía, etc. En la figura 3.7 se muestra una imagen completa de un acelerador lineal.

A continuación se da una breve explicación del funcionamiento y los componentes básicos más importantes como son: el magnetron, la guía de onda, el blanco, el cañón y los colimadores.

4.2.1 Cañón

Produce electrones y los acelera antes de introducirlos en la guía aceleradora ver figura 3.8.

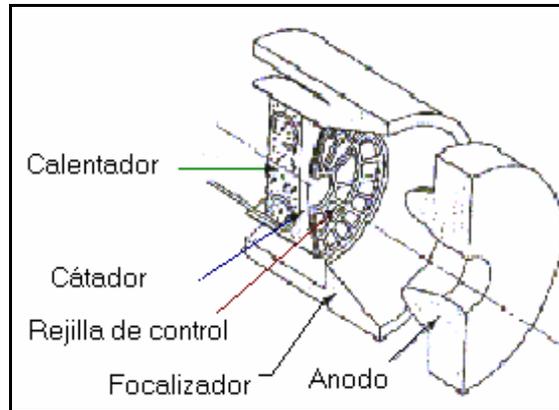


Figura 3.8 Cañón de electrones

4.2.2 Guía de Onda

Es el medio de transporte de los electrones figura 3.9.

4.2.3 Magnetron

Cuyo nombre proviene de unir magneto y electrón es un oscilador que produce microondas de alta potencia. Se localiza dentro de la guía de onda y se encarga de acelerar los electrones.

4.2.4 Blanco

Los electrones que provienen de la guía de onda se hacen incidir con el blanco para generar rayos X; si se requieren electrones pasan directamente sin chocar con el blanco.

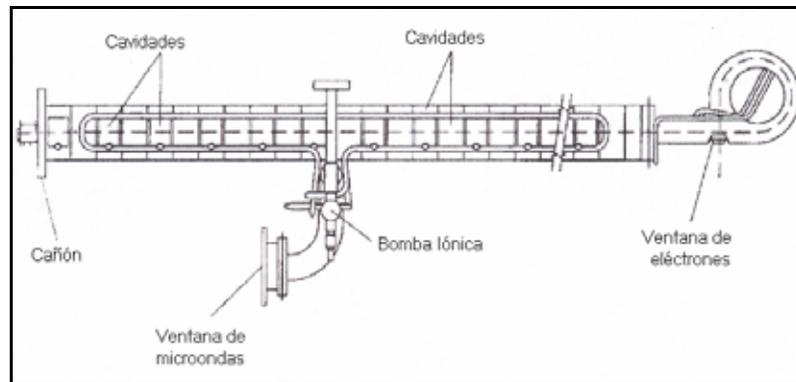


Figura 3.9 Breve descripción de la guía de onda

4.2.5 Cámara de Ionización

Se encuentra ubicada en la parte final del cabezal en donde se verifica la salida del haz de rayos X y de electrones tanto en aplanado como en energía.

4.2.6 Colimadores

Son dispositivos, que sirven para proporcionar el tamaño de campo; están hechos de un material denso (plomo) para evitar fugas.

4.2.7 Distanciator Óptico

Este dispositivo sirve para proporcionar la distancia entre el blanco y la superficie a irradiar.

4.2.8 Cabezal

Está blindado con plomo para reducir la fuga de radiación ionizante figura 3.10. Se incluyen la cámara de ionización, los colimadores y el distanciator óptico.



Figura 3.10 Cabezal del acelerador lineal Phillips SL-15.

Las propiedades de los aparatos descritos anteriormente, en particular las del acelerador lineal son complejas, la precisión para dar los tratamientos es alta, pero estos serían de muy mala efectividad, si no se realizara la dosimetría y planeación de los tratamientos correctamente. Por tanto, el objetivo de este trabajo es determinar la distribución de dosis absorbida del acelerador lineal, para los distintos esquemas de aplicación, que permita elaborar la planeación de los tratamientos y así brindar una mejor atención al paciente.

4.3 SALA DE TRATAMIENTO PARA UN ACELERADOR LINEAL

El acelerador lineal va instalado en un recinto blindado (ver figura 3.11) cuyas paredes de hormigón o concreto pueden tener hasta 2m. de espesor el cual tiene como propósito que el personal ocupacionalmente expuesto que opere el equipo y el público que permanece en el exterior de la instalación durante las exposiciones, reciba dosis tan bajas como razonablemente pueda lograrse y siempre inferiores a los límites legales de la dosis equivalente estipulados en el Reglamento de Seguridad Radiológica; las

puertas de acceso son blindadas con plomo cuyo objetivo es proteger de la radiación gamma. [33]

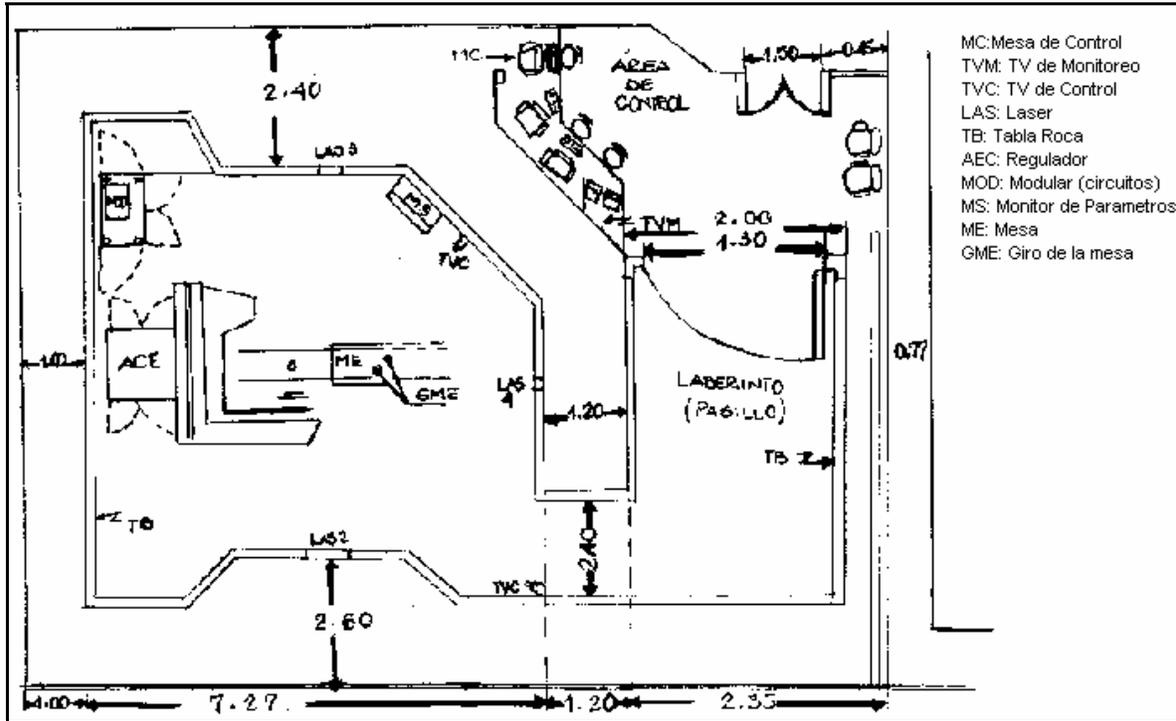


Figura 3.11 Plano de un acelerador lineal.

CAPÍTULO 4

ELEMENTOS BÁSICOS PARA LA GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS

En este capítulo se proporciona una breve explicación de las principales características y funcionamiento del equipo de dosimetría que se utilizó para medir la distribución de dosis a diferentes profundidades de un haz de radiación que emite el acelerador lineal.

También se describen los conceptos básicos necesarios para calcular la dosis absorbida de radiación que debe llegar al interior del paciente para su tratamiento, por ejemplo depende: del tipo de tejido (músculo, hueso o grasa); de la energía del haz; de la distancia de la fuente a la superficie de la piel y tamaño del campo en el área a irradiar. Además se incluyen los factores que afectan en el cálculo de dosis y el procedimiento utilizado para la generación de las curvas de isodosis a diferentes profundidades.

1. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO UTILIZADO

A continuación se describe el equipo de dosimetría el cual consiste de dos cámaras de ionización, un fantoma, electrómetro y un programa de cómputo (mephysto), y el acelerador lineal Phillips SL-15.

1.1 ACCELERADOR LINEAL

En este caso se utilizó el acelerador lineal Phillips SL-15 (ver figura 4.1) cuyas características son:

I. RAYOS X

- A. Energías de fotones de 6 y 10 MV. Tasa de dosis variable entre 25 y 400 cGy/min.
- B. Tamaño de campo variable continuamente entre 1 x1cm. Y 40 x 40cm. Posee colimadores asimétricos con diafragmas X que pueden definirse entre 0 y 20cm y diafragmas Y definibles entre -12.5 y 20cm.
- C. Simetría con respecto al eje central no excede 1.03 en el área plana.
- D. Penumbra de 7mm para campo de 5x5 a 15x15 y 8mm para campo mayores.

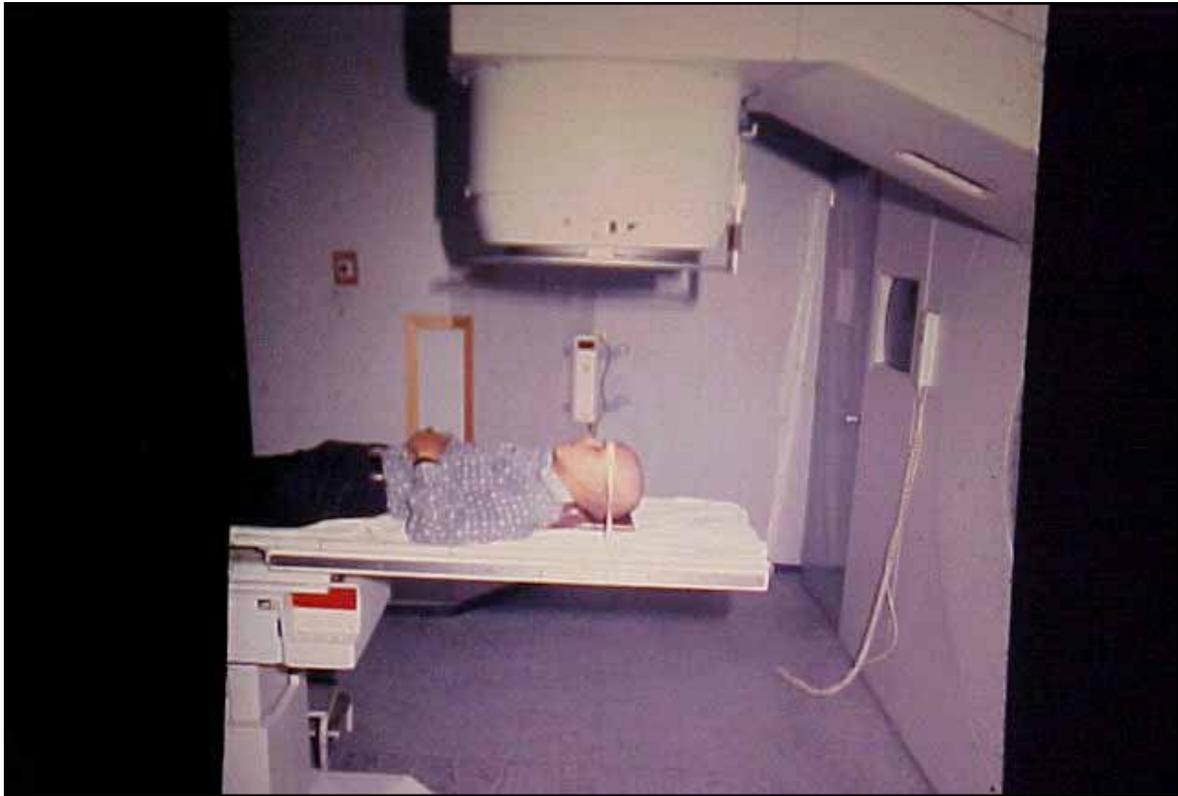
II. ELECTRONES

- A. Energías de electrones de 4, 6, 8, 10, 12 y 15MeV.
- B. Tasa de dosis variable desde 25 a 400 cGy/min.
- C. Conos aplicadores standard de 6x6, 10x10, 14x14 y 20x20, definidos a DFP=95cm.
- D. Simetría del 1.05 dentro de la curva del 90% de la dosis.

III. DOSIMETRIA

- A. Una UM (Unidad Monitor) es aproximadamente igual a 1cGy.
- B. Reproducibilidad para cada energía mejor que el 0.5%.
- C. La dependencia con el ángulo de gantry y rotación del colimador es del 1%.

Figura 4.1: Tratamiento en un Acelerador Lineal Philips SL-15



1.2 CÁMARA DE IONIZACIÓN.

Las cámaras utilizadas son marca UNIDOS, tipo 31002; las cuales constan: de un electrodo, un cilindro, un capuchón, una extensión flexible y los cables de conexión que tienen las siguientes dimensiones (véase figura 4.2):

1.2.1 Electrodo

Se encuentra en el centro con longitud de 5mm y diámetro de 1 mm.

1.2.2 Cilindro

Cubre al electrodo, su longitud es 7.25mm y diámetro de 6.9mm; con terminación esférica.

1.2.3 Capuchón

Protege el censor del cilindro (terminación esférica), tiene un diámetro de 13.2mm y una longitud de 27mm.

Las condiciones ambientales para que la cámara funcione correctamente son de 10° C a 40° C y 930 hPa a 1050 hPa. Conectar la cámara de ionización a una fuente de voltaje entre 300V y 500V. La saturación de la cámara es mayor a 99.5% para radiaciones continuas con una razón de dosis mayor a 8 Gy/s. [31]



Figura 4.2 Cámara de Ionización

1.3 FANTOMA DE AGUA MP3

El Fantoma MP3 (véase figura 4.3) es un tanque transparente de vidrio-polietileno (20mm de espesor) con dimensiones 734 mm x 636 mm x 522.5 mm y mecanismo de movimiento. El límite máximo del nivel de agua es aproximadamente 20 mm por debajo del borde superior del tanque [31].



Figura 4.3 Fantoma MP3

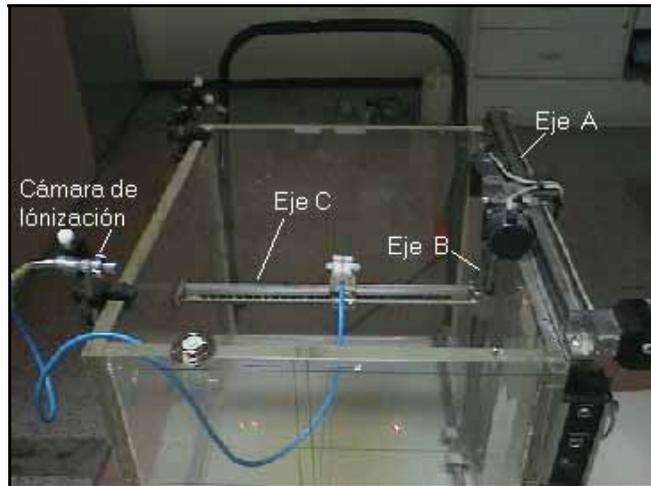


Figura 4.4 Tanque de vidrio plastificado donde se muestran los puntos de referencia los cuales son absolutos y los abrazos.

1.3.1 Mecanismo de Movimiento.

El mecanismo de movimiento consiste en tres brazos, marcados como A (brazo horizontal), B (brazo vertical) y C (brazo horizontal móvil) ver Figura 4.4. Las cámaras de ionización que se utilizan específicamente para este fantoma se colocan en el brazo C; el movimiento en la dirección deseada se hace desplazando el brazo C sobre A y B por medio de un motor cuya resolución es de 0.1 mm. La dirección del brazo C se debe fijar después de colocada la muestra mediante su movimiento de rotación. El intervalo de movimiento para el desplazamiento dentro del fantoma MP3 es: 600 mm x 500 mm x 410 mm respectivamente. Los límites del movimiento son controladas independientemente.

1.3.2 Control Electrónico del Mecanismo de Movimiento:

La unidad de control del sistema MP3 es electrónico (véase figura 4.5), se coloca entre el mecanismo de movimiento y el sistema de cómputo; para controlar el movimiento del motor. En el teclado del control, muestra simultáneamente las tres coordenadas espaciales en las cuales se pueden mover los tres brazos de desplazamiento con dos velocidades diferentes; además define los puntos limites del movimiento y las coordenadas del origen para el haz de radiación [31].



Figura 4.5 Teclado del control donde se muestran los tres ejes de coordenadas simultáneamente

2 CONCEPTOS BÁSICOS

A continuación se describen los conceptos básicos necesarios para calcular la dosis absorbida de radiación en teleterapia.

2.1 RENDIMIENTO DE LA DOSIS ABSORBIDA.

Al calibrar las unidades de teleterapia se mide la dosis absorbida y la distribución de dosis, tomando como referencia el aire y las siguientes variables: distancia fuente piel (DFP), tamaño del campo, profundidad, etc. El rendimiento de dosis medido y las curvas de isodosis trazadas a distancias normales para tamaños de campo múltiples permiten calcular la dosis prácticamente a cualquier profundidad donde se localice el tumor. La distribución de dosis en los aceleradores lineales puede variar debido a las diferencias en el aplanado, tipo de filtro y el diseño del colimador.

2.1.1 Rendimiento sin Fantoma

El rendimiento en aire se estima en el eje central del campo a la distancia fuente piel establecida para un tamaño de campo determinado debido a que este varía con la apertura del colimador y la profundidad.

2.1.2 Rendimiento en Tejido.

El rendimiento en el tejido se estima en el eje central a la distancia fuente piel establecida y a la profundidad D_{max} en un fantoma e incluye la dosis primaria y la dosis debido a la saturación en el volumen irradiado.

2.2 DEPENDENCIA EN EL TAMAÑO DEL CAMPO

Al incrementar el tamaño de campo aumenta el rendimiento y cuando el tamaño del campo es aproximadamente 20 x 20cm, el aumento en el rendimiento se estabiliza y sigue prácticamente sin cambios (véase figura 4.6).

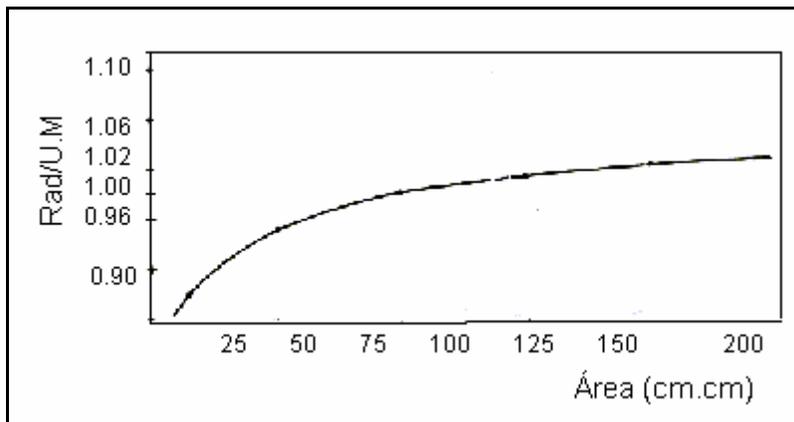


Figura 4.6 Se muestra una gráfica del rendimiento como función del tamaño del campo y cuyas unidades son cGy/U.M. donde U.M = Unidad monitor = 1 cGy .

2.3 DEPENDENCIA EN LA DISTANCIA

El rendimiento para una energía dada y tamaño de campo en principio varía inversamente proporcional con el cuadrado de la distancia de la fuente. Sin embargo, la ley del cuadrado inverso depende del rendimiento y sólo considera la radiación primaria. La Figura 4.7 demuestra cómo el área aumenta cuando la distancia del blanco aumenta. El mismo número de interacciones toma lugar en un área más grande ($a_1 \times b_1$) como en un área más pequeña ($a \times b$) a la distancia más corta.

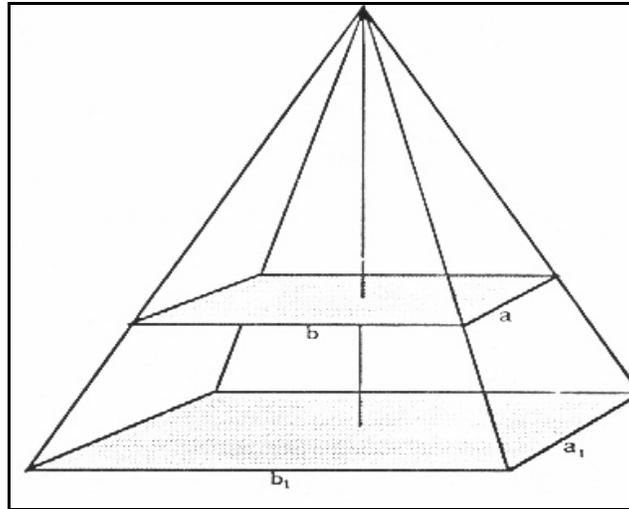


Figura 4.7 El mismo número de interacciones ocurren en un área ($a_1 \times b_1$) como en un área más pequeña ($a \times b$)

2.4 PORCENTAJE DE DOSIS A PROFUNDIDAD

El porcentaje de dosis a profundidad es la relación entre la razón de dosis absorbida y la razón de dosis a una profundidad de referencia expresada como un porcentaje de la dosis absorbida en el eje central del campo. La profundidad de referencia normalmente se toma como aquella donde la dosis de absorción es mayor (D_{max}).

$$\%DD = \frac{\text{dosis} \cdots \text{absorbida} \cdots \text{en} \cdots A}{\text{dosis} \cdots \text{absorbida} \cdots a \cdots D_{max}} \times 100\% \quad 3.1$$

El porcentaje dosis a profundidad depende de la energía del haz de radiación, tamaño del campo, DFP, de la composición del medio irradiado y de la profundidad. Los datos del porcentaje de dosis a profundidad normalmente se calculan para campos cuadrados o campos rectangulares. [29]

2.5 DEPENDENCIA DEL TAMAÑO DE CAMPO Y FORMA

El componente de saturación de la dosis es casi completamente dependiente del tamaño del campo irradiado. Cuando el tamaño del campo aumenta, la dosis absorbida en un medio es mayor debido a que se incrementa la dispersión.

La forma del campo influye fuertemente en la cantidad de dispersión en un punto dado. En un campo de 10 x 10cm (100 cm^2) simétricamente colocado alrededor del punto del cálculo producirá más saturación en este punto que en un campo de 2 x 50cm también 100 cm^2 . Esto es porque los extremos de este campo son de 25cm en el punto calculado.

2.6 DEPENDENCIA EN LA ENERGÍA Y PROFUNDIDAD

Los haces de alta energía tienen un gran poder de penetración la Figura 4.8 ilustra el porcentaje de dosis a profundidad a lo largo del eje central para una variedad de haces a diferentes energías.

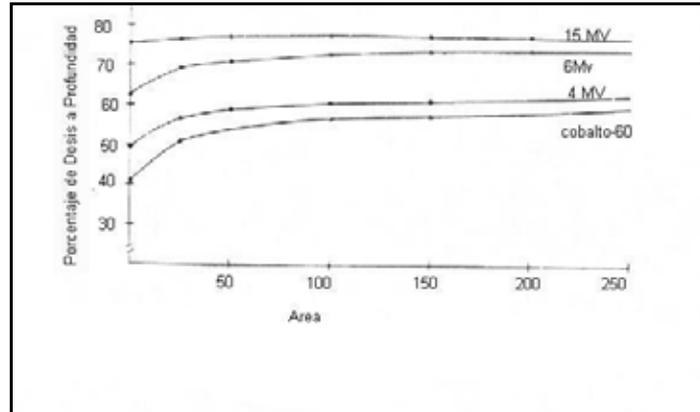


Figura 4.8 Gráfica del porcentaje de dosis a profundidad como una función del tamaño de campo para diferentes energías.

2.7 DEPENDENCIA EN LA DISTANCIA

Aunque el rendimiento decrece con el incremento en la distancia de la fuente, el porcentaje de dosis a profundidad se incrementa cuando aumenta la DFP. En la Figura 4.9 se muestra que para un tamaño de campo dado, las interacciones se concentran más cuando la distancia se aumenta. El porcentaje de dosis a profundidad con el incremento de la distancia se determina usando el F-factor de Mayneord cuya expresión matemática es: [30]

$$F - factor = \frac{\left(\frac{DFP_2 + D_{max}}{DFP_2 + d} \right)^2}{\left(\frac{DFP_1 + D_{max}}{DFP_1 + d} \right)^2} \quad 3.2$$

así que $\%DD_{DFP2} = F * \%DD_{DFP1}$

El F-factor de Mayneord es una aproximación razonable para calcular el cambio en el porcentaje de dosis a profundidad para los campos pequeños dónde el componente de dispersión es pequeño. El error significativo ocurre cuando este método es aplicado bajo condiciones extremas como bajas energías, profundidades grandes, o cambios grandes en DFP.

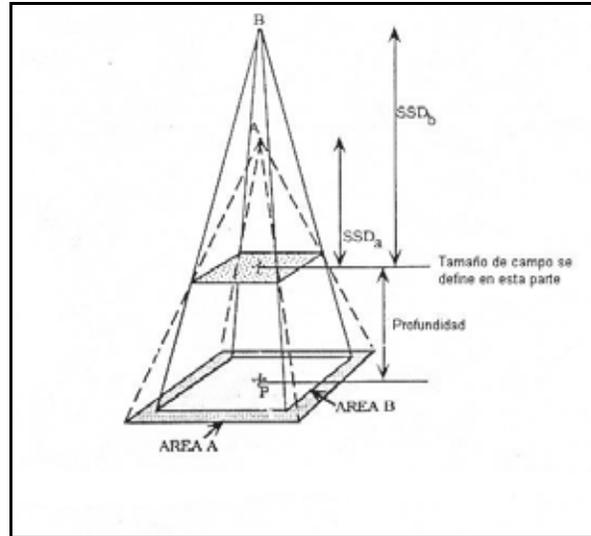


Figura 4.9 El volumen irradiado para un tamaño de campo determinado decrece cuando la distancia fuente piel se incrementa.

2.8 DEPENDENCIA EN LA COMPOSICIÓN DEL MEDIO IRRADIADO

La penetración del haz y su característica de dispersión se ven afectados por la inhomogeneidad del medio; ésto depende de la densidad y volumen de los diferentes tipos de tejidos (pulmón, hueso, grasa) que atraviesa; además de la energía del rayo.

Por ejemplo, el tejido pulmonar que está principalmente lleno de aire tiene más baja densidad que el músculo y así se atenúa el haz de fotones primario con un espesor menor o igual que el tejido suave.

3 PROCEDIMIENTO PARA LA OBTENCIÓN DE LAS CURVAS DE DOSIS A DIFERENTE PROFUNDIDAD

En la sala de tratamiento por cuestiones de seguridad radiológica el fantoma de agua y las cámaras de ionización permanecerán en el interior; la unidad de control MP3 y el sistema de cómputo se colocan fuera de la sala.

El siguiente procedimiento de medición es el mismo para las diferentes profundidades:

1. Desplazar lateralmente la mesa de tratamiento para colocar el fantoma debajo del colimador, posteriormente se hace coincidir el centro del campo luminoso del colimador con las líneas que se encuentran en la parte inferior del fantoma.
2. Llenar con agua el fantoma y ajustar la distancia entre la superficie del agua y el blanco a 100 cm con el distanciador óptico.

3. Nivelar el fantoma con respecto al acelerador lineal y ajustar nuevamente el centro del campo luminoso con las líneas que se encuentran en la parte superior del fantoma.
4. Montar una cámara de ionización en el brazo C, colocar el capuchón y centrar respecto a la superficie del agua.
5. Establecer los límites de desplazamiento de los tres brazos del fantoma y fijar el origen del sistema de coordenadas.
6. Montar la segunda cámara de ionización sobre el fantoma y centrarla respecto al distanciador óptico.
7. Conectar las cámaras de ionización a la unidad de control MP3.
8. Encender el sistema de cómputo; establecer los parámetros de medición en el programa Mephysto, de acuerdo a las siguientes indicaciones:
 - i) Seleccionar el tipo de unidad de terapia que se utilizara ya que Mephysto esta configurado para tres unidades de terapia en este caso es *Fotones Estándar*.
 - ii) Distancia fuente piel(DFP): en la cual se indica la distancia entre la superficie a irradiar y generador de radiación (blanco) $DFP = 100$ cm.
 - iii) Energía: En esta opción se indica la energía del haz a utilizar. En el experimento se usó, rayos X de 6 MeV.
 - iv) Tamaño de campo: Aquí se indica el área a irradiar y la profundidad de referencia. En este caso los campos son de 10 x 10cm y 6 x 15cm.
 - v) Tipo de Cuña: Es la opción de protección específica que requiere el paciente para proteger áreas que no se deben irradiar. No se utilizaron cuñas para realizar las mediciones.
 - vi) CAX Profundidad y Curvas de Dosis: Con esta opción seleccionamos medir curvas de dosis a profundidad.
 - vii) Perfiles en X: Seleccionar si se requiere o no medir los perfiles en el eje X. Se utilizo únicamente esta opción para todas las mediciones.
 - viii) Perfiles en Y: Seleccionar si se requiere o no medir los perfiles en el eje Y.
 - ix) Angulo: Indicar el ángulo requerido en los perfiles. El ángulo fue 0 para todas las mediciones realizadas.

x) En el cuadro de parámetros de medición se encuentra un botón de detalles en el cual se especifica el tamaño de paso y la dirección de las mediciones, como se describe:

- ❖ Perfil en X: Indica el movimiento de negativo a positivo sobre el eje X, comúnmente llamado AB.
- ❖ Perfil en Y: Indica el movimiento de negativo a positivo sobre el eje Y, comúnmente llamado GT.
- ❖ Curvas de dosis a profundidad: Indica el movimiento de arriba hacia abajo.

9. Verificación del equipo: Mephysto verifica las conexiones al realizar un disparo de prueba con rayos X de 6 MeV, si encuentra algún desperfecto manda un mensaje, de lo contrario verifica automáticamente homogeneidad y simetría del haz de radiación en ambos ejes. Iniciar mediciones en el eje X.

a) Homogeneidad: Verifica la diferencia en los distintos porcentajes de dosis, así como en la razón del porcentaje de dosis. Se puede calcular con la siguiente expresión:

$$\text{Razón del porcentaje de dosis: } Hom = \frac{P_{m\acute{a}x}}{P_{m\acute{i}n}} \cdot 100\%$$

en donde:

$P_{m\acute{a}x}$ es la penumbra máxima.

$P_{m\acute{i}n}$ es la penumbra mínima.

b) Penumbra derecha/izquierda: La penumbra del lado derecho y del lado izquierdo es la diferencia entre el 80% y el 20% del valor de la dosis para cada lado.

c) Simetría: Verifica la igualdad de ambos lados del perfil respecto al eje central, es decir, la razón de dosis máxima y la razón de área usando las siguientes expresiones:

$$\text{Razón de dosis máxima: } simetria = \left(\frac{D(x)}{D(-x)} \right)_{m\acute{a}x} \cdot 100\%$$

Donde $D(x)$ es la dosis en el punto x , los puntos x & $-x$ se localizan en la región aplanada.

$$\text{Razón de área: } simetria = \frac{ABS(a-b) \cdot 200\%}{(a+b)}$$

a = es el área del lado izquierdo del eje central.

b = es el área del lado derecho del eje central.

CAPÍTULO 5
GENERACIÓN DE CURVAS DE ISODOSIS .

En este capítulo mostraremos los cálculos realizados para la generación de las curvas de distribución de dosis absorbida para campos de 10 x 10cm y de 6 x 15cm, que se

generaron experimentalmente en el acelerador lineal Philips SL-15 del Hospital General de México. Así mismo se mostrará un ejemplo de cómo utilizar las curvas de distribución de dosis absorbida para simular el tratamiento de teleterapia de un cáncer de mama. Todas las mediciones se realizaron con el equipo que se describió en el capítulo 2.

1. CURVA DE ISODOSIS PARA EL CAMPO DE 10 X 10CM

Los parámetros considerados para realizar las mediciones son: DFP = 100cm, temperatura ambiente, voltaje de operación de las cámaras de ionización = 400 V y energía de 6 MeV. En base a estos parámetros se generó primero la curva de porcentaje de dosis a profundidad la cual se muestra en la figura 5.1 y los datos se muestran en la tabla 5.2.

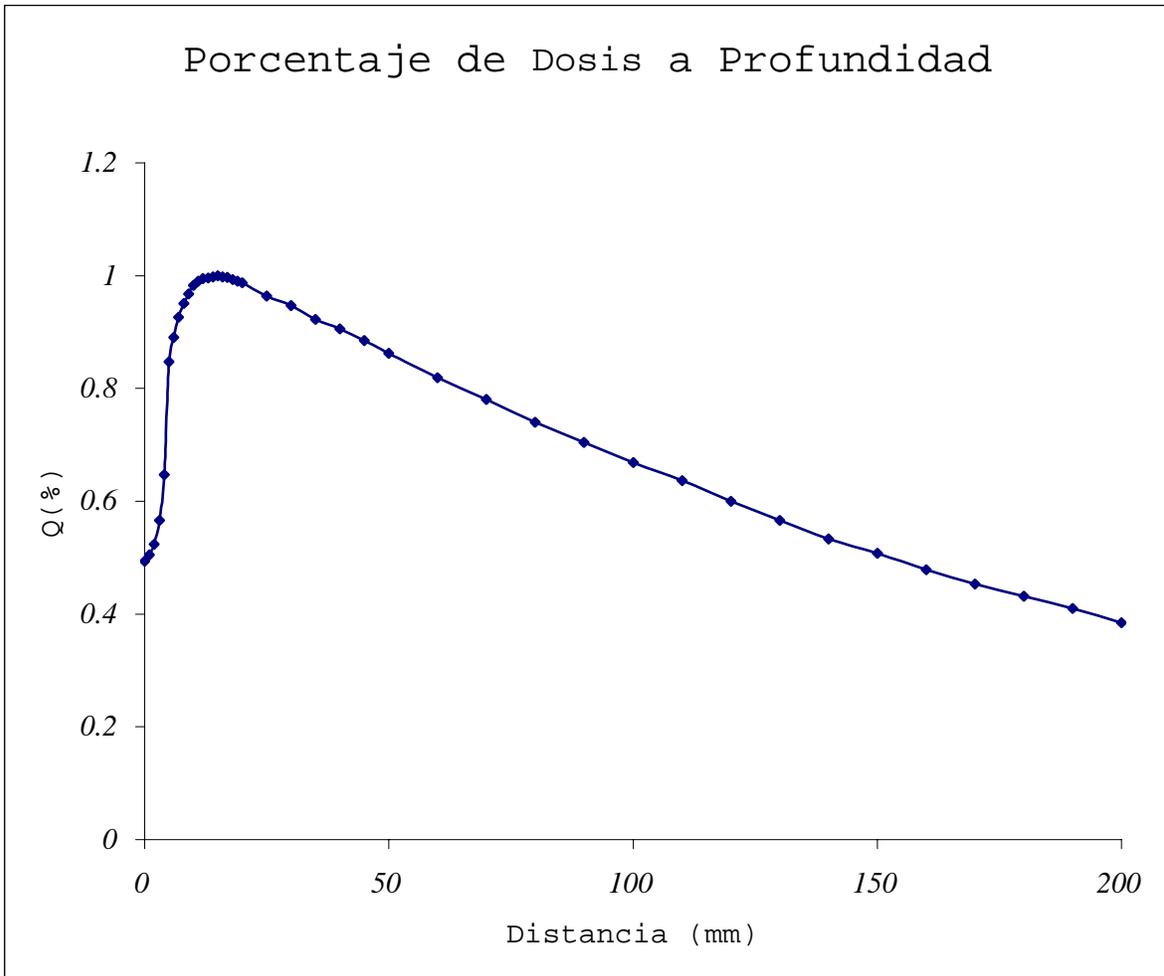


Figura 5.1 Porcentaje de Dosis a Profundidad para un campo de 10cm x 10 cm

Tabla 5.1 Datos para generar la curva de dosis a profundidad

D (mm)	Q(%)	D (mm)	Q(%)
--------	------	--------	------

0	0.494	25	0.964
1	0.505	30	0.947
2	0.524	35	0.923
3	0.566	40	0.906
4	0.647	45	0.885
5	0.847	50	0.862
6	0.891	60	0.819
7	0.926	70	0.781
8	0.951	80	0.74
9	0.968	90	0.704
10	0.983	100	0.669
11	0.99	110	0.637
12	0.995	120	0.6
13	0.996	130	0.566
14	0.998	140	0.533
15	1	150	0.508
16	0.998	160	0.479
17	0.997	170	0.453
18	0.993	180	0.432
19	0.99	190	0.41
20	0.987	200	0.385

Ahora de los datos de la tabla 5.1 se considera el mayor porcentaje de dosis como el 100% de la dosis. En este caso se obtuvo a la profundidad de 15mm posteriormente usando interpolaciones se obtiene la profundidad en la cual está el 90% de la dosis y así sucesivamente hasta el 40% de la dosis. A continuación con las características que se muestran en la tabla 5.2 se generan diversos perfil-X alrededor de las profundidades correspondientes a los porcentajes de dosis que se calcularon; en la figura 5.2 se muestra el perfil-X para $d_{m\acute{a}x} = 15\text{mm}$ y los datos se muestran en la tabla 5.3, el resto de los perfiles son análogos.

Tabla 5.2 Características consideradas para generar el perfil a profundidad a $d_{m\acute{a}x}$

ENERGIA	6 MV	Angulo	0
Tamaño de Campo	10 cm x 10 cm.	GANTRY	0
DFP	100 cm.	Penumbra izquierda	6.34 mm
Cuña	0	Penumbra derecha	5.90 mm
Profundidad	15 mm.	Homogeneidad	1.30 %
Tiempo	0.15 seg.	Simetría	101.58 %

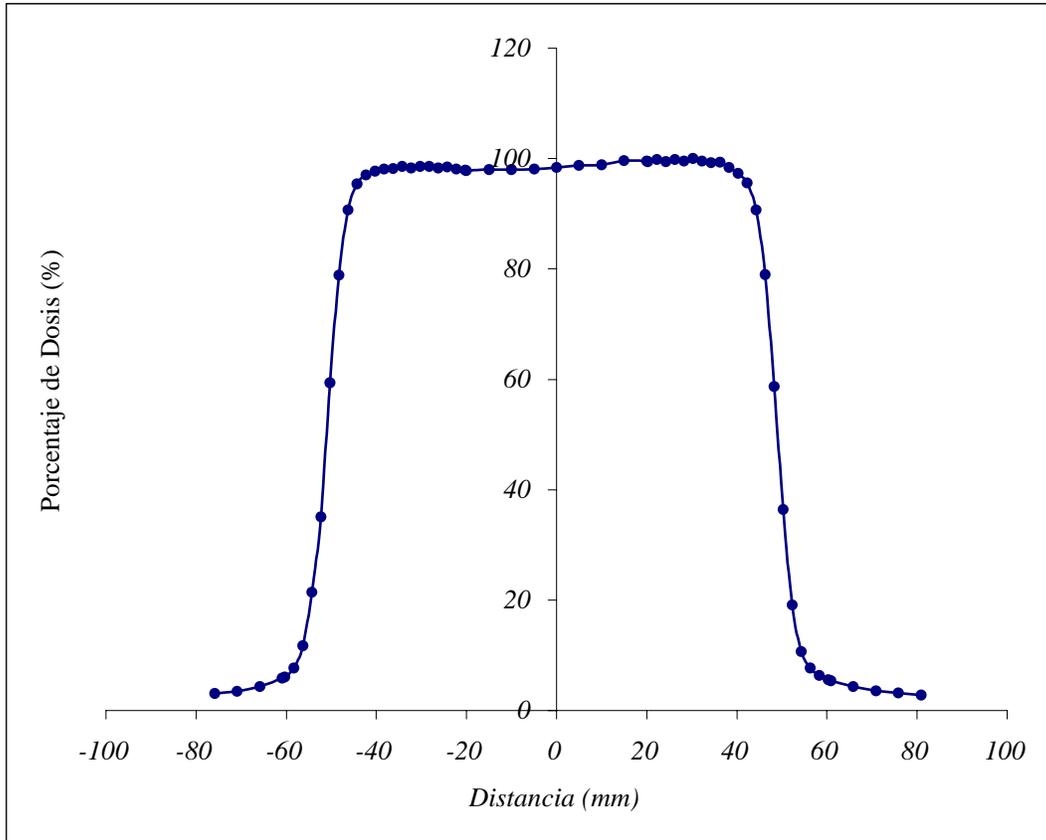


Figura 5.2 Perfil-X para un campo de 10cm x 10 cm

Tabla 5.3 Datos para generar el perfil-X a profundidad $d_{m\acute{a}x} = 15\text{mm}$

D(mm)	Q(%)	D(mm)	Q(%)	D(mm)	Q(%)
-60.9	5.9	-26.3	98.3	30.3	100
-60.3	6.1	-24.3	98.5	32.3	99.5
-58.3	7.7	-22.3	98.1	34.3	99.2
-56.3	11.7	-20.3	97.9	36.3	99.3
-54.3	21.4	-20	97.8	38.3	98.4
-52.3	35.1	-15	98	40.3	97.3
-50.3	59.4	-10	98	42.3	95.6
-48.3	78.9	-5	98.1	44.3	90.7
-46.3	90.7	0	98.4	46.3	79
-44.3	95.4	5	98.8	48.3	58.7
-42.3	97	10	98.9	50.3	36.4
-40.3	97.7	15	99.6	52.3	19.1
-38.3	98.1	20	99.5	54.3	10.7
-36.3	98.2	20.3	99.4	56.3	7.7
-34.3	98.6	22.3	99.8	58.3	6.3
-32.3	98.3	24.3	99.4	60.3	5.6
-30.3	98.6	26.3	99.8	60.9	5.4
-28.3	98.6	28.3	99.5	65.9	4.3

Con los datos que se obtienen de realizar los respectivos perfil-X se calcula mediante interpolaciones la distancia a la cual se obtiene el 90%, 80%, ...50%,40% de la dosis y finalmente con datos obtenidos se gráfica distancia vs porcentaje de dosis a profundidad como se muestra en la figura 5.3 y esa es la distribución de dosis para un campo de 10 x 10cm.

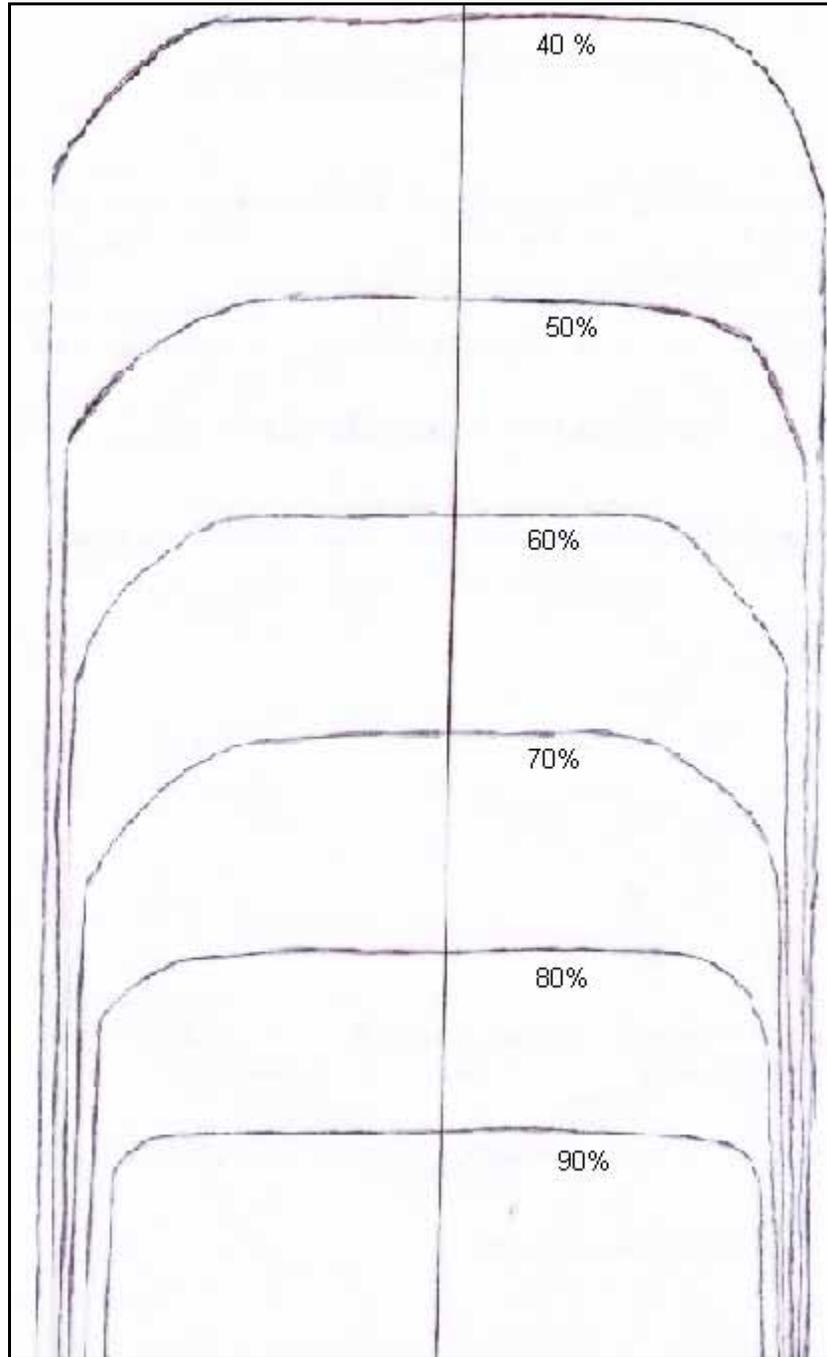


Figura 5.3 Distribución de Dosis para un campo de 10cm x 10 cm.

2. CURVA DE ISODOSIS PARA EL CAMPO DE 6 X 15CM

Los parámetros considerados para realizar las mediciones son: DFP = 100cm, temperatura ambiente, voltaje de operación de las cámaras de ionización = 400 V y energía de 6 MeV. En base a estos parámetros se generó primero la curva de porcentaje de dosis a profundidad la cual se muestra en la figura 5.4 y los datos se muestran en la tabla 5.4.

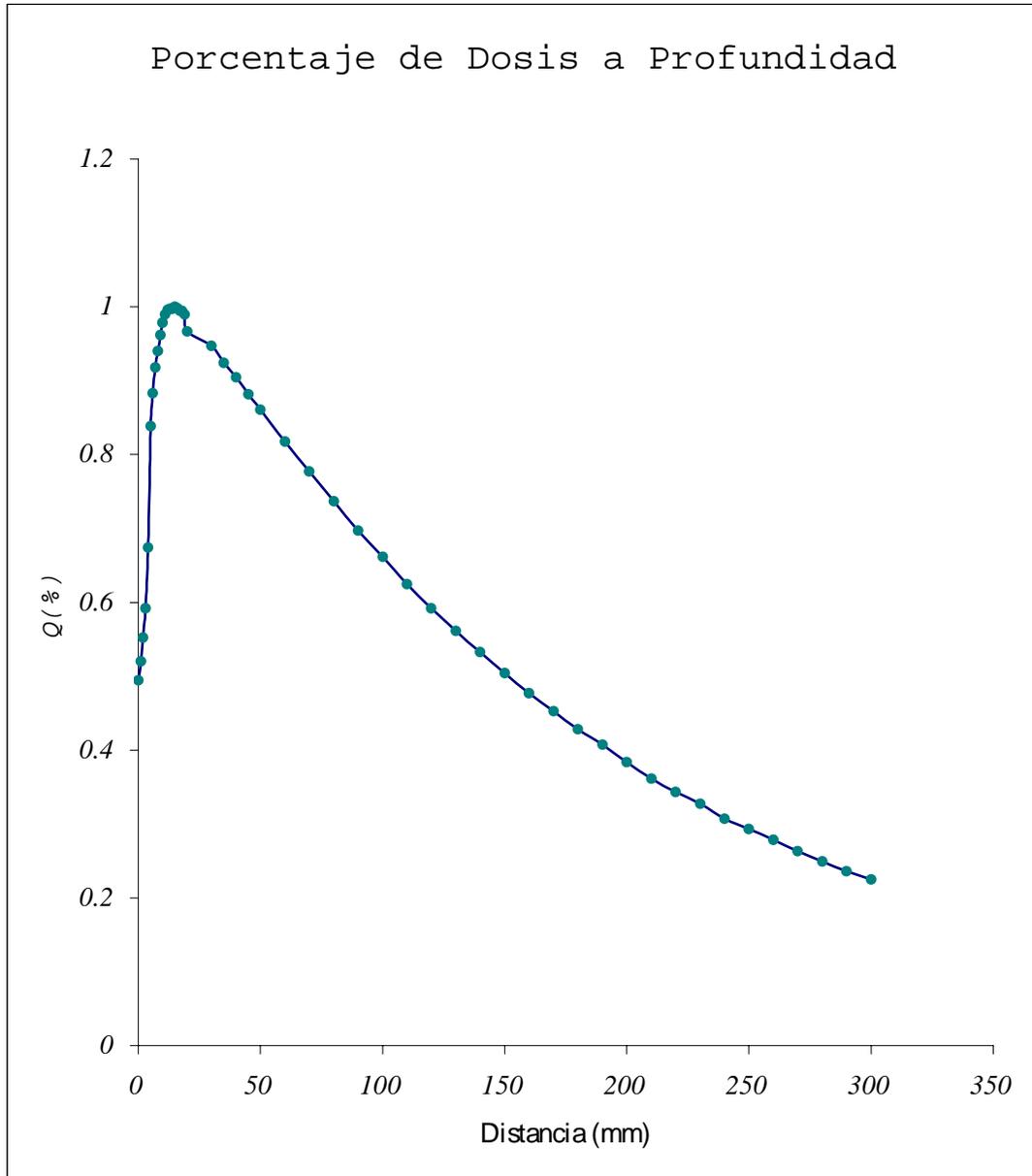


Figura 5.4 Porcentaje de Dosis a Profundidad para un campo de 6 x 15 cm.

Tabla 5.4 Datos para generar la curva de dosis a profundidad para el campo 6 x 15cm

D(mm)	Q(%)	D(mm)	Q(%)	D(mm)	Q(%)
0	0.4947	17	0.9946	140	0.5331
1	0.52	18	0.9942	150	0.5041
2	0.5526	19	0.9899	160	0.4769
3	0.5919	20	0.9668	170	0.4529
4	0.6744	30	0.9475	180	0.428
5	0.8383	35	0.9244	190	0.4072
6	0.8828	40	0.9044	200	0.3838
7	0.9181	45	0.8818	210	0.3617
8	0.9402	50	0.8608	220	0.3437
9	0.9621	60	0.8179	230	0.3273
10	0.9785	70	0.7773	240	0.3072
11	0.9898	80	0.737	250	0.2934
12	0.996	90	0.6973	260	0.2783
13	0.9972	100	0.6613	270	0.2633
14	0.9971	110	0.6246	280	0.2494
15	1	120	0.592	290	0.2364
16	0.9978	130	0.5614		

Ahora de los datos de la tabla 5.4 se considera el mayor porcentaje de dosis como el 100% de la dosis en este caso se obtuvo a la profundidad de 15mm posteriormente usando interpolaciones se obtiene la profundidad en la cual esta el 90% de la dosis y así sucesivamente hasta el 40% de la dosis. A continuación con las características que se muestran en la tabla 5.5 se generan diversos perfil-X alrededor de las profundidades correspondientes a los porcentajes de dosis que se calcularon; el procedimiento para generar las curvas de porcentaje de dosis a profundidad para el campo 6 x 15 cm que se muestra en la figura 5.5 es análogo al descrito en el punto 1 de este capítulo.

Tabla 5.5 Características consideradas para generar el perfil a profundidad a $d_{máx}$

ENERGIA	6 MV	Angulo	0
Tamaño de Campo	10 cm x 10 cm.	GANTRY	0
DFP	100 cm.	Penumbra izquierda	6.34 mm
Cuña	0	Penumbra derecha	5.90 mm
Profundidad	15 mm.	Homogeneidad	1.30 %
Tiempo	0.15 seg.	Simetría	101.58 %

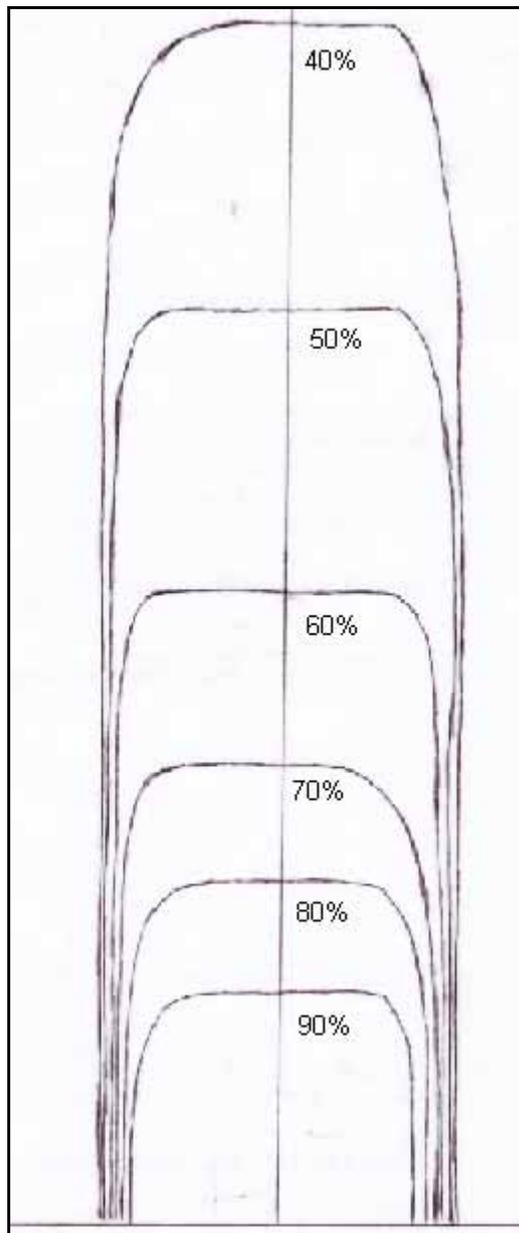


Figura 5.5 Curvas de Distribución de Dosis para un campo 6cm x 15cm

4 SIMULACIÓN DE UN TRATAMIENTO PARA CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO LAS CURVAS GENERADAS PARA EL CAMPO 10X10CM

Con este ejemplo se mostrará la utilidad de las curvas de distribución de dosis, para realizar el calculo de la planeación de tratamiento en un acelerador lineal de rayos X de 6 MeV. A continuación se describirá el procedimiento manual para efectuar la simulación de un cáncer de mama que se irradiará con dos campos de radiación.

1. Obtención del contorno. Este se obtiene del paciente directamente al colocarlo en posición decúbito dorsal (posición en la cual el paciente recibirá el tratamiento), se mide el diámetro anterior-posterior y el diámetro lateral del paciente. Después se traza un sistema de coordenadas cartesianas en papel albanene milimétrico tomando como referencia los diámetros medidos, a continuación se mide con el curvgrafo la mama a tratar como se muestra en la figura 5.6.

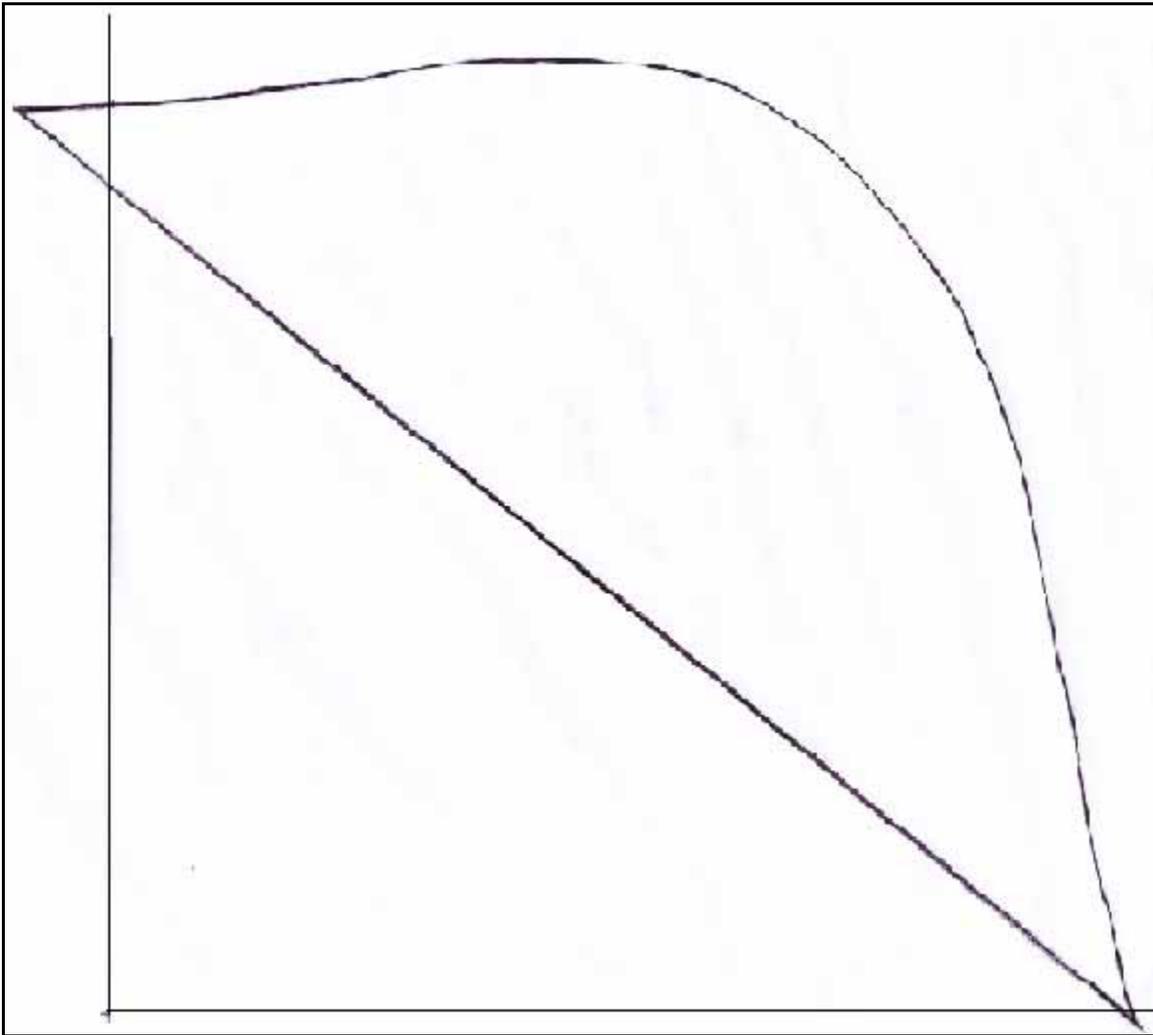


Figura 5.6 Contorno de mama izquierda

2. Se toma el punto medio de la línea que une los extremos de la mama. Y se traza una perpendicular. Posteriormente se trazan líneas paralelas a la línea que une los extremos de la mama hasta cubrir toda la mama como se muestra en la figura 5.7.

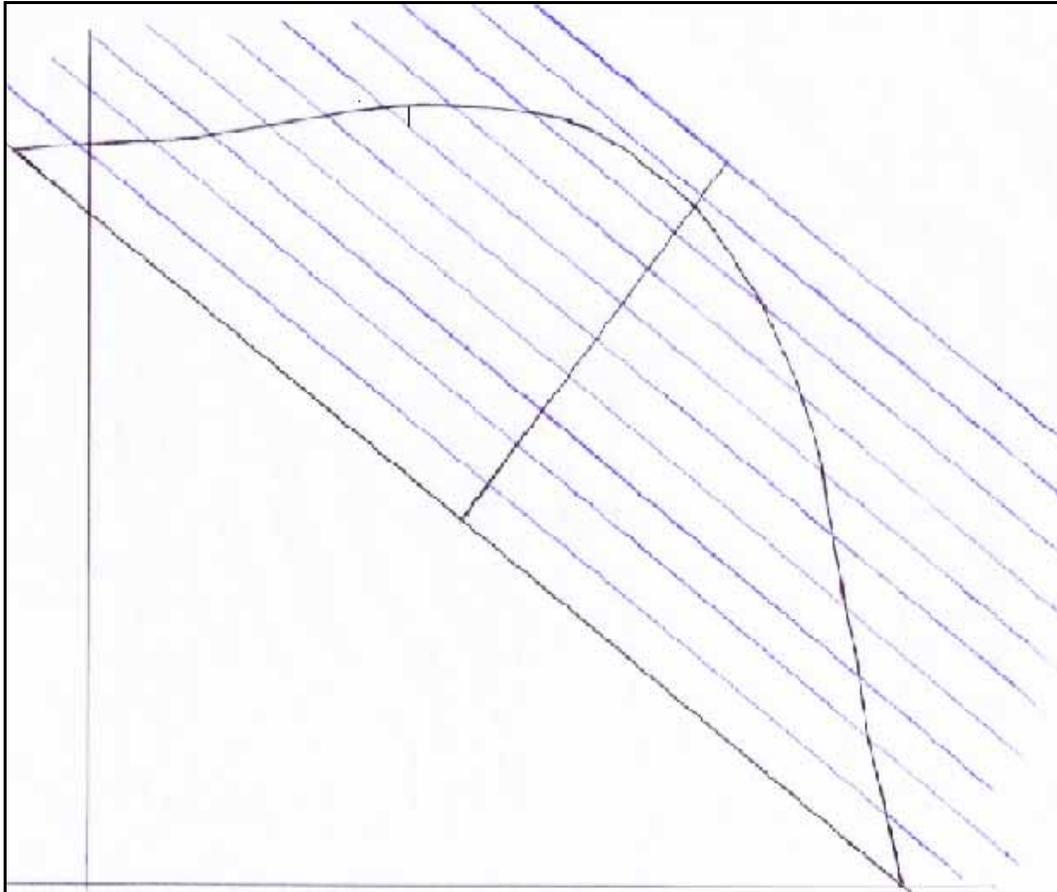


Figura 5.7 Trazo de líneas paralelas a la línea que une los extremos de la mama

3. Se trazan dos líneas perpendiculares que pasan por la intersección del contorno de la mama y la línea que pasa por el eje central del campo dicha línea se marca con color blanco como se muestra en la figura 5.8

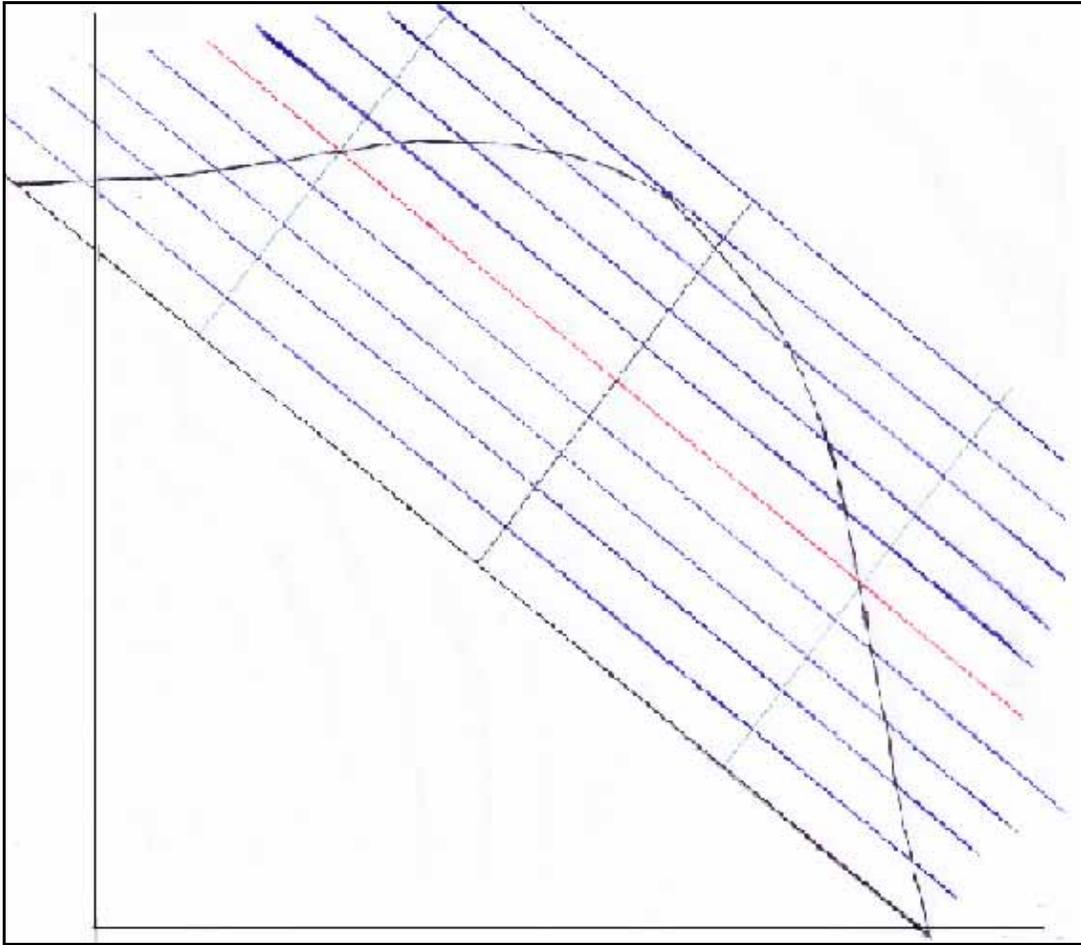


Figura 5.8 Trazo de las líneas perpendiculares

4. Se mide la distancia entre las perpendiculares (rectas en color verde) y el contorno de la mama, se indica un tercio de la distancia contigua al contorno de la mama (marcas en color rojo) como se muestra en la figura 5.9.

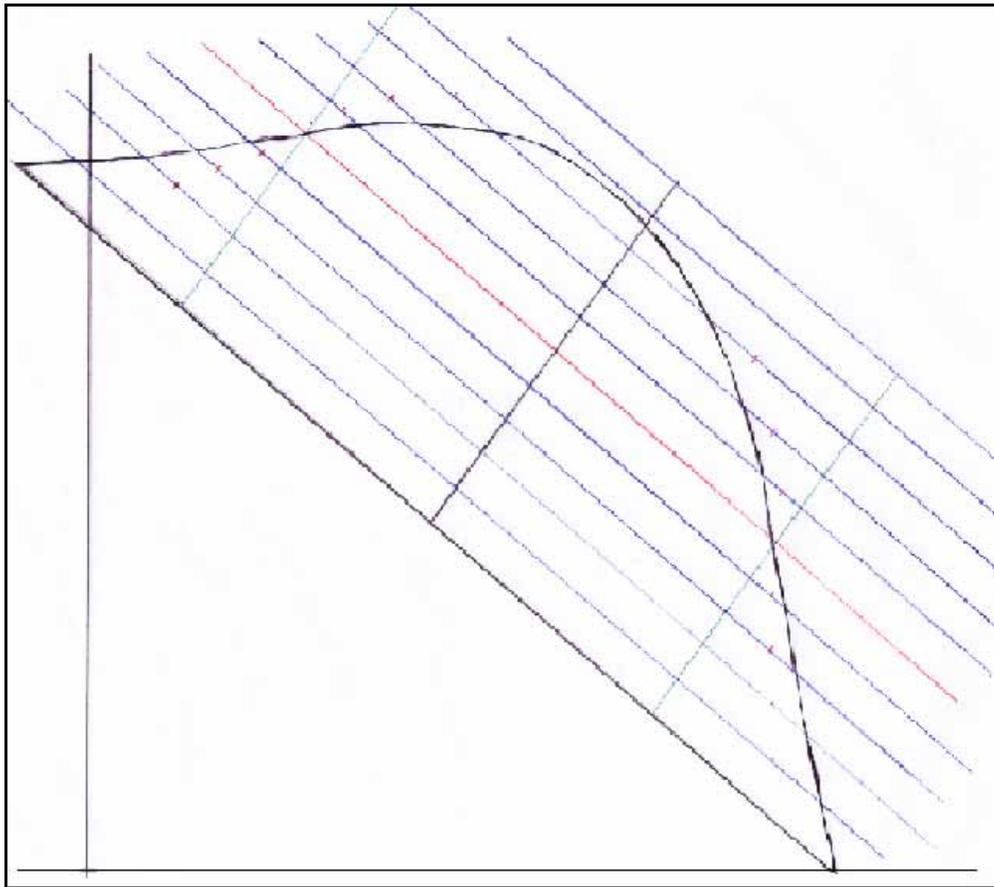


Figura 5.9 Marcar un tercio de la distancia entre las perpendiculares y el contorno de la mama

5. A continuación se sobrepone la curva de distribución para un campo de 10cm x 10cm y el contorno de la mama. Se alinea el eje de la curva con una perpendicular y se marca donde interseccione la curva de distribución y la línea paralela, posteriormente se desplaza al punto donde se marcó un tercio de la distancia y se vuelve a marcar el punto donde se interseccione la curva y la línea paralela se procede la misma forma con todos los puntos marcados. Finalmente se unen todos los puntos como se muestra en la figura 5.10.

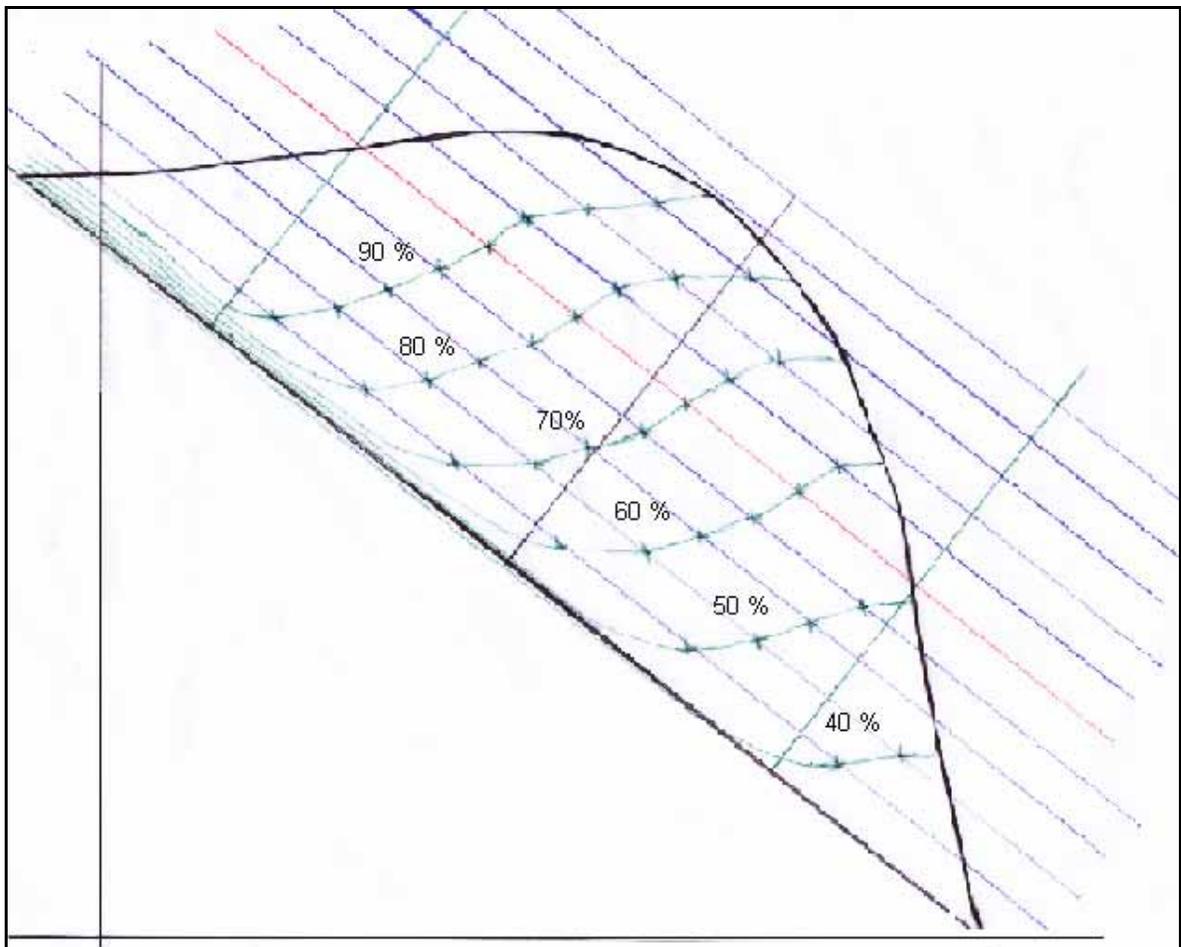


Figura 5.10 Trazo de la distribución de dosis para un campo

6. Se sobrepone la curva de distribución para un campo de 10cm x 10cm y el contorno de la mama. Se alinea el eje de la curva con la otra perpendicular y se marca donde interseccione la curva de distribución y la línea paralela, posteriormente se desplaza al punto donde se marcó un tercio de la distancia y se vuelve a marcar el punto donde se interseccione la curva y la línea paralela se procede la misma forma con todos los puntos marcados. Finalmente se unen todos los puntos como se muestra en la figura 5.11.

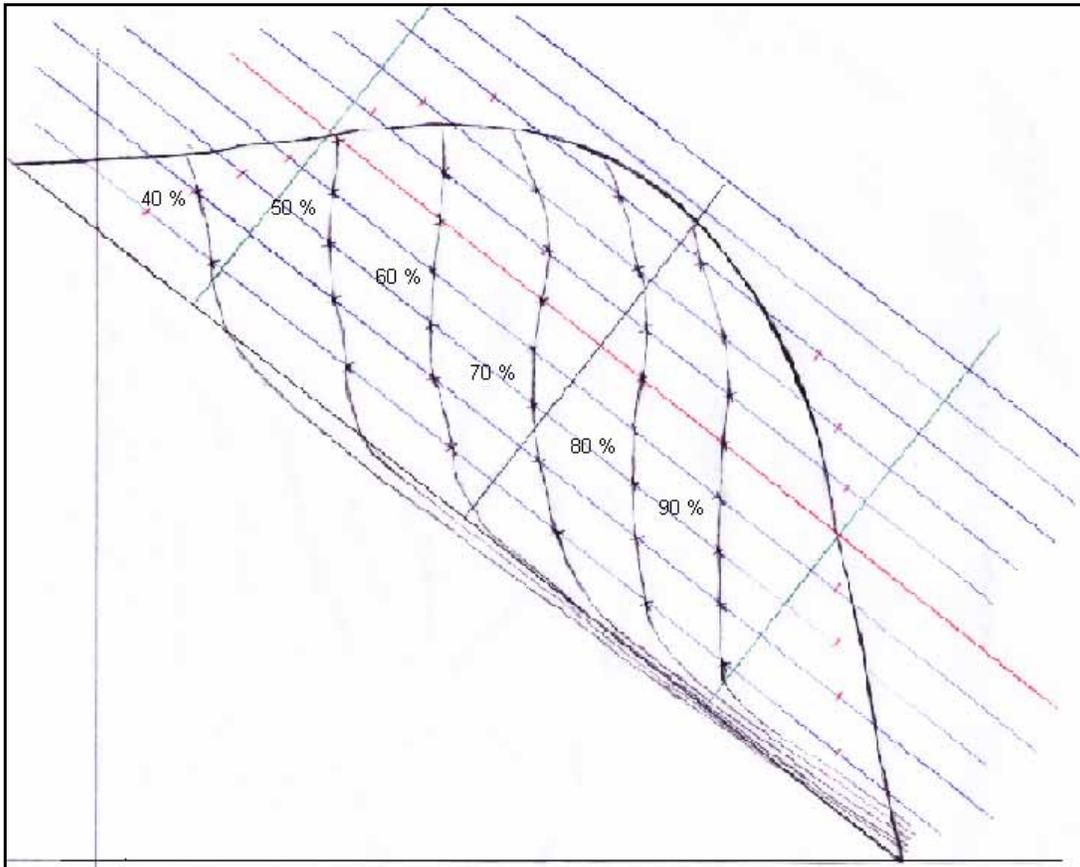


Figura 5.11 Trazo de la distribución de dosis para el otro campo

7. A continuación se dibujan ambos campos sobre la mama y se marcan los puntos donde se intersectan ambas distribuciones finalmente se unen los puntos y se trazan la curva que se marcó con color negro como se muestra en la figura 5.12.

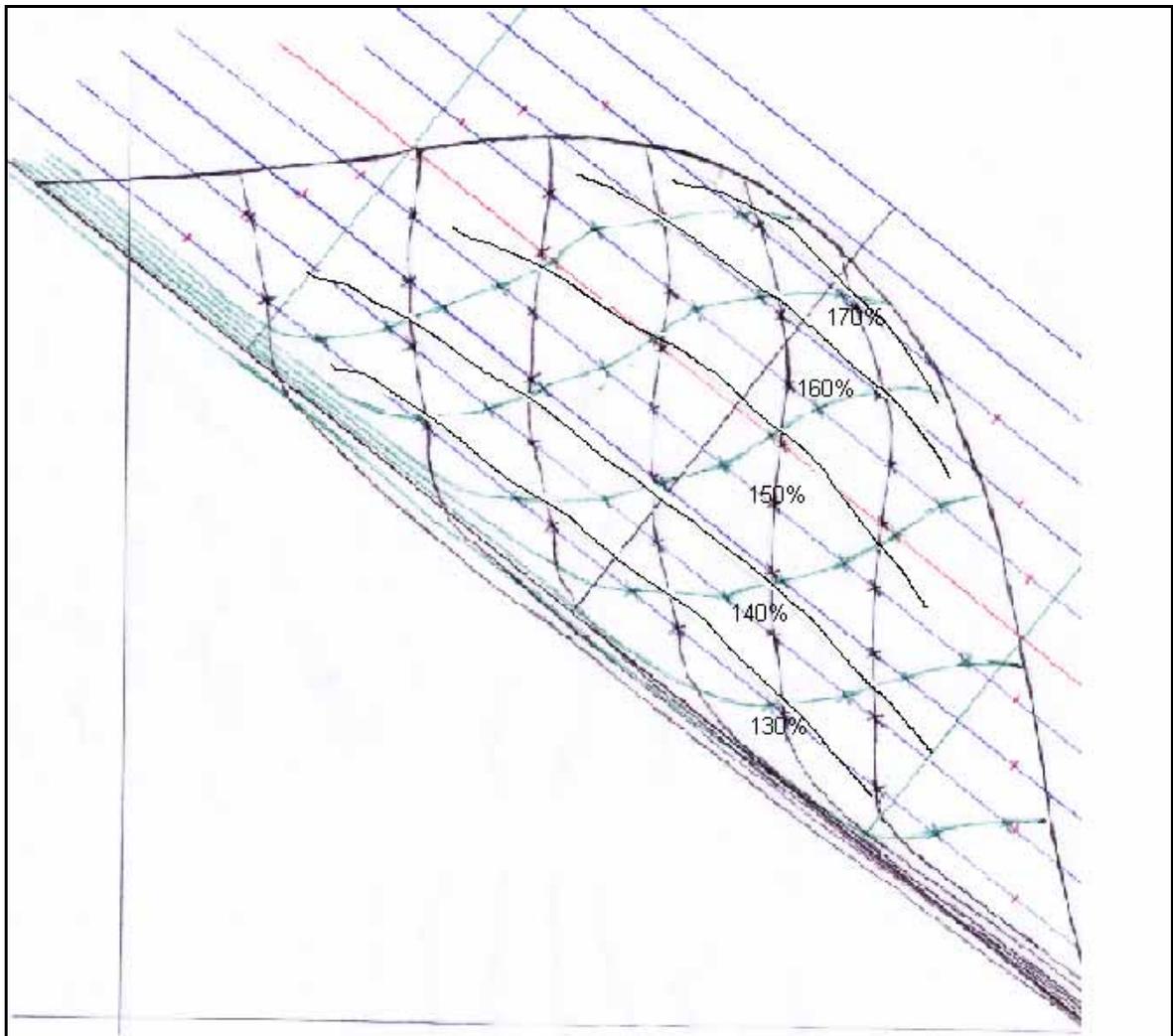


Figura 5.12 Muestra la distribución de dosis de ambos campos en la mama

8. Finalmente se realiza otro contorno con las curvas que resultaron de unir los puntos de la intersección de las curvas de distribución de cada campo. Y esa es la distribución que se tendrá en la mama cuando se aplique el tratamiento, ver figura 5.13.

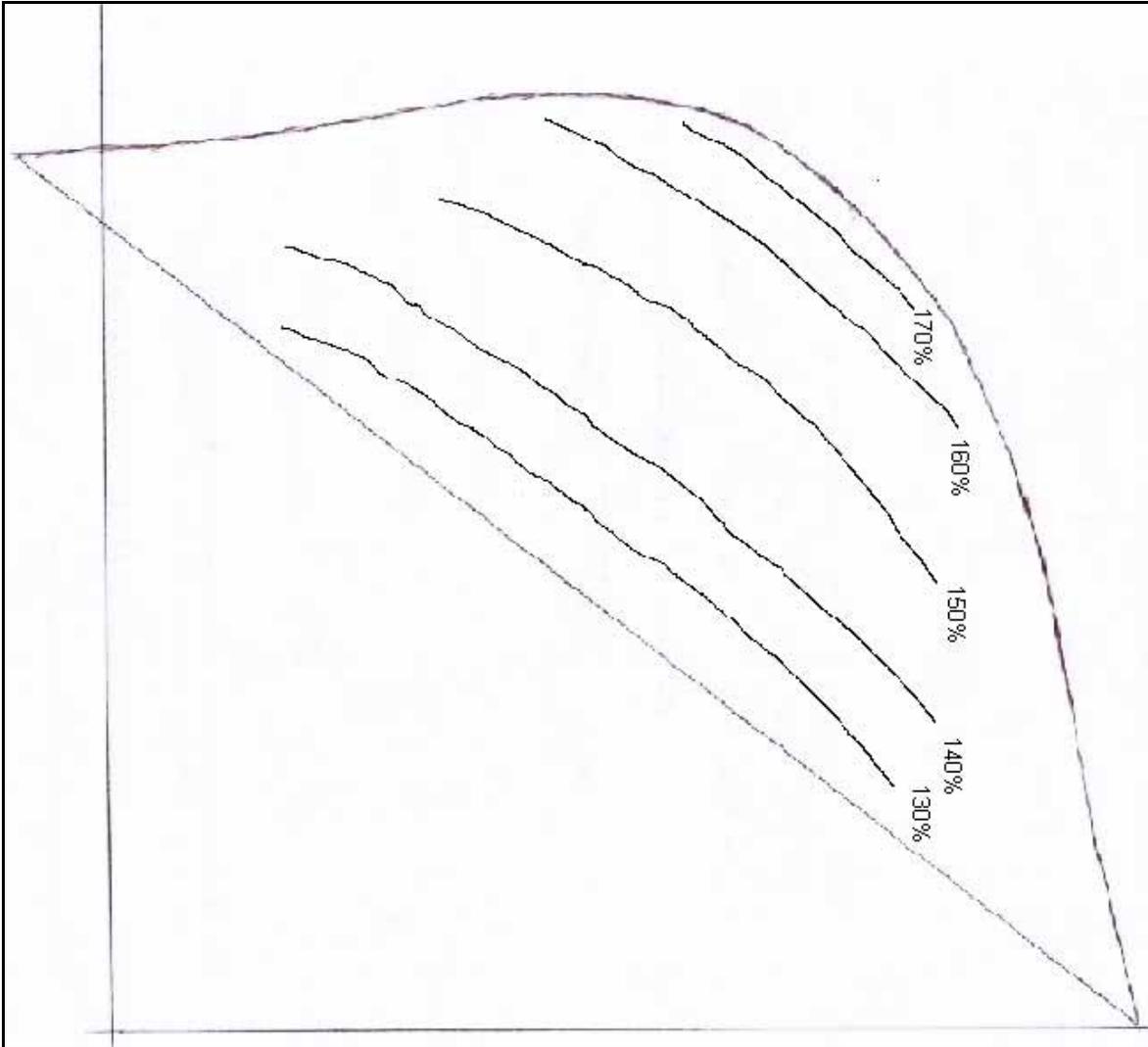


Figura 5.13 Distribución de Dosis en la mama.

La distribución se elegirá de acuerdo al tamaño del tumor y la región del pulmón. Una vez elegida la distribución se procede a realizar el calculo de planeación.

CAPÍTULO 6
PROGRAMA DE CÓMPUTO MAMAPLAR

En este capítulo se describe el programa de computo MAMAPLAR, cuyo objetivo es: proporcionar el cálculo y la gráfica de la distribución de dosis para cáncer de mama, utilizando las curvas de isodosis para rayos X de 6 MeV, obtenidas en el acelerador lineal Phillips SL-15 del Hospital General. Esta escrito en lenguaje DELPHI y opera en una computadora con procesador Pentium II como mínimo. En principio se limita al apoyo de la planeación de tratamiento de mama. El programa genera las gráficas de isodosis para dos campos de irradiación, a saber; Campo de 10x10cm y Campo de 6x15cm.

1. DESCRIPCION DEL PROGRAMA MAMAPLAR.

A continuación se describen las funciones y rutinas (llamadas procedures en el lenguaje DELPHI) del programa MAMAPLAR.

1. procedure imagenMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
objetivo: Monitorear la posición del cursor dentro de la imagen de la mama.

2. procedure FormCreate(Sender: TObject);
Evento de Delphi, ocurre cuando se crea el formulario. Inicializa todos los datos para calcular la grafica.

3. procedure imagenMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton; Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
Evento de Delphi, ocurre cuando se oprime un botón del mouse. Va capturando los puntos para marcar la forma de la mama.

4. procedure AbrirImagen1Click(Sender: TObject);
Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción abrir imagen, sirve para abrir una imagen para que sea tratada, también activa los menús correspondientes para poder trabajar con la imagen.

5. procedure CerrarImagen1Click(Sender: TObject);
Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción cerrar imagen, sirve para iniciar el tratamiento de otra imagen cerrando e inicializando los datos, también desactiva los menús correspondientes para el manejo de la imagen.

6. procedure CargarPuntos1Click(Sender: TObject);

Procedimiento de usuario. Prepara la imagen para cargar los puntos con los que se definirán la imagen, poniendo a cero los datos de inicialización.

7. procedure Resolver2Click(Sender: TObject);

Procedimiento de usuario. Después de "Capturar los Puntos" procedemos a resolver y localizar las áreas optimas para aplicar las dosis. Determina si el tamaño de la imagen es viable de manejar, se elige el tamaño del campo (6x15 / 10x10) y manda a llamar a Fase2a y Fase3a o Fase2b y Fase3b según sea el caso.

8. procedure Salir1Click(Sender: TObject);

Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción salir. Sale del programa, terminando su ejecución.

9. procedure Imprimir1Click(Sender: TObject);

Evento de Delphi, ocurre cuando oprimen el botón imprimir. Imprime la imagen y la forma completa.

10. procedure Solucion1Click(Sender: TObject);

Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción Solución. Despliega la imagen tratada con las formulas, muestra las curvas optimas para aplicar las dosis.

11. procedure Acercade1Click(Sender: TObject);

Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción Acerca de. Despliega la ventana de acerca de.

12. procedure CalcularEscala1Click(Sender: TObject);

Evento de Delphi, ocurre cuando se elige del menú la opción Calcular escala. Despliega la ventana que permite calcular el factor de escala para aplicarlo al escáner y escanear con esa resolución.

13. procedure Fase1;

Procedimiento de usuario. Pide la escala para graficar y traza los ejes principales X y Y a la escala dada, además de dividir la figura en dos. También determina si la figura es un cuadrado o no.

14. procedure Fase2a;

Procedimiento de usuario. Si la figura a reconocer NO es cuadrada, comienza a trazar líneas verticales para ir dividiendo la imagen y aplicarle los cálculos.

15. procedure Fase3a;

Procedimiento de usuario. Si la figura a reconocer NO es cuadrada, comienza a trazar las curvas de los cálculos aplicados para calcular el área a bombardear.

16. procedure Fase2b;

Procedimiento de usuario. Si la figura a reconocer es cuadrada, comienza a trazar líneas verticales para ir dividiendo la imagen y aplicarle los cálculos.

17. procedure Fase3b;

Procedimiento de usuario. Si la figura a reconocer es cuadrada, comienza a trazar ejes verticales para el ajuste de los datos.

18. procedure ActivarMenus(v: boolean);

Procedimiento de usuario. Realiza el intercambio de los menús, activando el tratamiento de la imagen o desactivándolo, según abran o cierren dicha imagen.

19. procedure DetectaCuadrado;

Procedimiento de usuario. Detecta si la figura a reconocer es un cuadrado para hacer ajustes o una imagen para analizar.

20. procedure interpolar(v: TPintar);

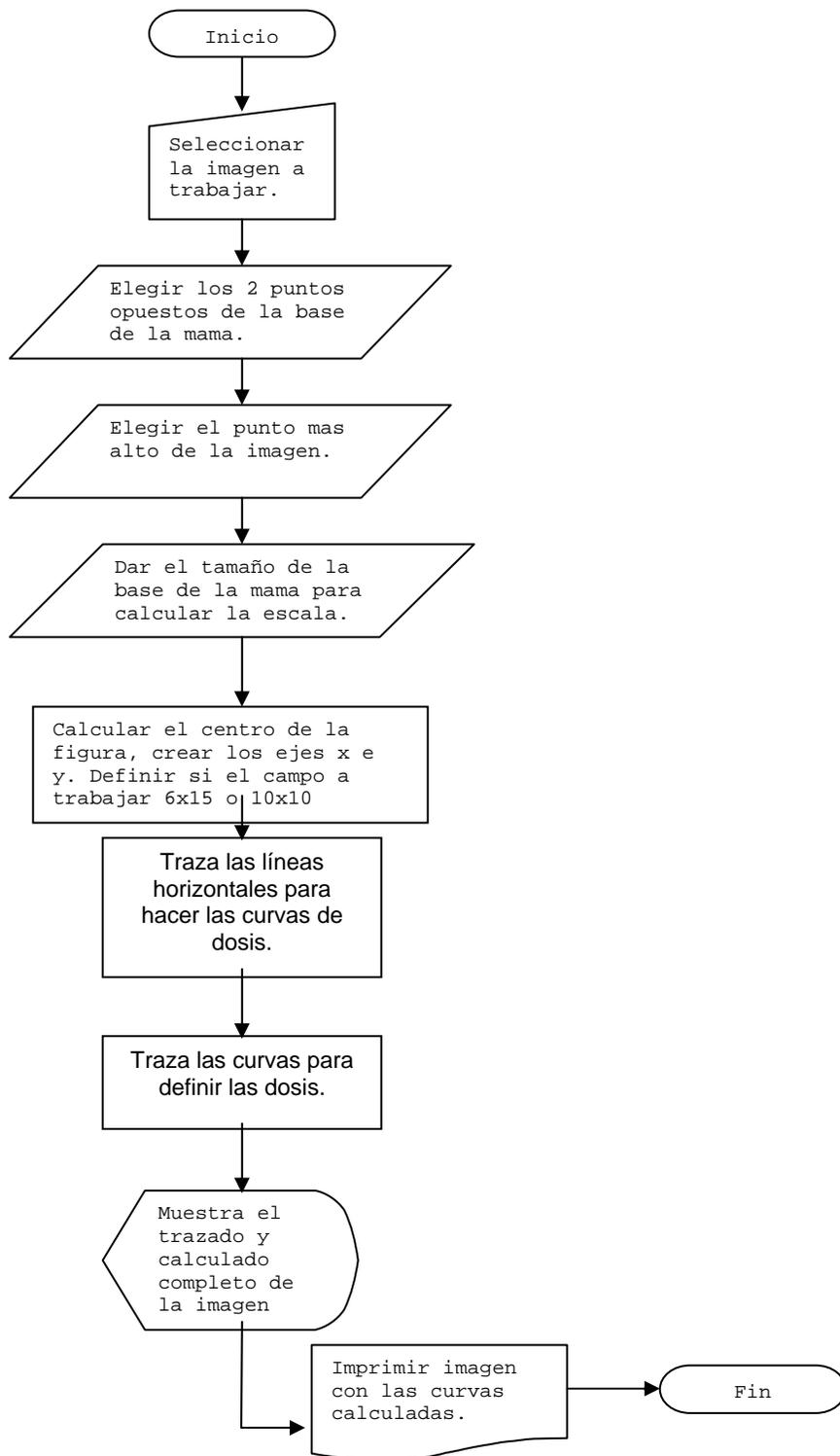
Procedimiento de usuario. Se encarga de graficar los curvas que se obtienen al tratar la imagen.

21. function TForm1.FloatToInt(r: double): integer;

Función de usuario. Convierte un valor de tipo double (real) a tipo integer (entero).

22. procedure InicializaDatos;

Procedimiento de usuario. Se encarga de inicializar todos los valores para calcular los porcentajes de dosis y trazar las graficas del tratamiento.



Este programa requiere que el usuario proporcione los siguientes datos: el contorno de la mama del paciente a tratar, la medida de la base de la mama y el tamaño de campo de acuerdo con las especificaciones del medico especialista. La ejecución del programa se muestra en el Apéndice B.

CONCLUSIONES

Para verificar la exactitud de las curvas de isodosis obtenidas de manera experimental en el acelerador lineal Phillips SL-15 del Hospital General de México se comparó con el sistema de planeación TERPAC que se encuentra en el Hospital Infantil. Primeramente se digitalizó una geometría similar al fantoma de calibración de dicho

sistema y se consideraron las mismas condiciones de operación del acelerador lineal. En la Tabla 6.1 se muestran los datos obtenidos en la comparación de la curva generada para un campo de 10cm x 10cm con un sistema de planeación Terpac.

Tabla 6.1 Comparación de los datos de la curva generada con un sistema de planeación Terpac

PDP	Profundidad (cm) Terpac	Profundidad (cm) Experimentales (HGM)	Comparación Exp/Terpac
90%	4.42 cm	3.5 cm	20.81
80%	6.85 cm	6.0 cm	12.40
70%	9.57 cm	9.0 cm	2.57
60%	12.42cm	12.1 cm	5.95
50%	15.85 cm	15.1 cm	4.73
100%	1.42 cm	1.5 cm	

Como se observa en la Tabla 6.1 en promedio existe una variación del 9.29% descartando el primer valor entre las curvas experimentales y las curvas simuladas, esto se debe a que las bases de dato del sistema de planeación se generaron con un acelerador lineal el cual no corresponde al acelerador lineal con el que se realizaron las mediciones. Por lo tanto se concluye que la base de datos del sistema de planeación TERPAC necesita ser actualizada para poder realizar las planeaciones del acelerador lineal Phillips SL-15 del Hospital General de México y que sólo las planeaciones que se realicen de manera experimental pueden ser tomadas como referencia.

Las curvas de distribución de dosis que se obtienen en el programa de cómputo MAMAPLAR para el campo de 10 x 10cm se compararon con las planeaciones realizadas manualmente para el mismo tamaño de campo y se concluye que el programa se puede emplear para apoyar la planeación de tratamiento de cáncer de mama.

BIBLIOGRAFÍA

[01] www.Radiacionesionizantesysalud.com

[02] Curso de Protección Radiológica Nivel Encargados de Seguridad 2003

[03] Fundamentos físicos radiológicos y usos terapéuticos;
S. Pérez Modrego, A. Plata Bedmar; 1ra. Edición; Ed. Artes Gráficas y Cía.

- [04] La protección radiológica, serie de cuadernos 1,2 y 3; M. en C. Ileana Velasco Ayala; UAM-1, México. D.F.
- [05] Manual básico de protección radiológica, Vol. 1. Organización mundial de la salud; Washington D.C.; Ed. Panamericana. 1981.
- [06] Seguridad radiológica para becarios; ININ; 1997; México D.F.
- [07] ICRP; Recommendations of the international comisión on radiological protection; publication 60; 1991.
- [08] NOM-001-NUCL-1994 "Factores para el cálculo de equivalentes de dosis"; Diario Oficial de la Federación 1996; México D.F.
- [09] ICRP; Recommendations of the international comisión on radiological protection; publication 26; 1997.
- [10] Efectos biológicos, serie divulgación técnico-científica, ININ; Dr. Juan Azorin N.; México D.F.
- [11] Curso avanzado de protección radiológica para encargados de seguridad radiológica; ININ; abril,1999.
- [12] The physics of radiology; Harold Elford Johns; John Roberth Cunningham; Tercera edición USA, ed. Tomas Books; 1981.
- [13] Instituto nacional de cancerología; Manual de oncología; Dr. Angel Herrera Gómez; Ed. Mc Graw-Hill Interamericana.
- [14] Principios y Prácticas de Oncología; Vicent T. De Vita, Jr. Hellman, Rosenberg; Vol.1; Quinta Edición; Editorial Medica Panamericana.
- [15] Oncología Clínica; Manual Moderno; Geoffrey R. Weiss.
- [16] <http://www.digprint.com/radiofisica/webs.htm>
- [17] <http://www.din.upm.es/teaching.htm>
- [18] <http://www.biblioteca.redescolar.ilce.edu.mx>
- [19] <http://www.oei.org.co/fpciencia/art19.htm>
- [20] <http://www.sepr.es/otraspubli.htm>

- [21] <http://www.lectura.ilce.edu.mx:3000/biblioteca/sites/ciencia/sec-10.htm>
- [22] Brit. J. Radiol. Suplementos No.11, 1972 y No. 17,1983; Johns 1983.
- [23] Mayneord 1941 y Brit. J Radiol. Suplemento No. 10; 1961.
- [24] User Manual (multidos)
- [25] <http://www.din.upm.es/teaching/lab-fis2-web/jefpc/practica2-pdf>
- [26] <http://www.icnmp.edu.mx/boleradia.htm>
- [27] <http://www.encyclopedia.us.es>
- [28] <http://www.uni.escuelas.edu.ar>
- [29] <http://www.arrakis.es/lallave/nuclear/global.htm>
- [30] Instruction Manual Ionization Chambers Type 31002 and Type 31003
- [31] <http://www.cnsns.gob.mx>
- [32] <http://www.rayos.medicina.unam.es/mf/radiobiologia/revista/radiobiologia.htm>
- [33] Especificaciones del acelerador lineal. Servicio de oncología del Hospital General.

APÉNDICE A
CÓDIGO DEL PROGRAMA DE CÓMPUTO MAMAPLAR

unit FrmGraficador;

interface

uses

Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms, Dialogs, ExtCtrls, StdCtrls, Menus, ImgList, ToolWin, ComCtrls, ExtDlgs;

type

```
TPointR = record
  D,E:double;
  X1,Y1:integer;
  X2,Y2:integer;
end;
TForm1 = class(TForm)
  imagen: TImage;
  GroupBox1: TGroupBox;
  gbpt1: TGroupBox;
  gbpt2: TGroupBox;
  Label1: TLabel;
  Label3: TLabel;
  Label4: TLabel;
  lbx1: TLabel;
  Label2: TLabel;
  lby1: TLabel;
  lby2: TLabel;
  lbx2: TLabel;
  Label5: TLabel;
  lbx: TLabel;
  Label7: TLabel;
  lby: TLabel;
  imgresp: TImage;
  txtcm: TEdit;
  rbtipcam: TRadioGroup;
  menu: TMainMenu;
  Archivo1: TMenuItem;
  AbrirImagen1: TMenuItem;
  CerrarImagen1: TMenuItem;
  N1: TMenuItem;
  Salir1: TMenuItem;
  Resolver1: TMenuItem;
  ToolBar1: TToolBar;
  imgbt: TImageList;
  abreimg: TOpenPictureDialog;
  imgvacio: TImage;
  CargarPuntos1: TMenuItem;
  Resolver2: TMenuItem;
  Solucion1: TMenuItem;
  Utilerias1: TMenuItem;
  CalcularEscala1: TMenuItem;
  Ayuda1: TMenuItem;
  Acercade1: TMenuItem;
  N2: TMenuItem;
```

```

Imprimir1: TMenuItem;
procedure imagenMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,
  Y: Integer);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure imagenMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
  Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
procedure AbrirImagen1Click(Sender: TObject);
procedure CerrarImagen1Click(Sender: TObject);
procedure CargarPuntos1Click(Sender: TObject);
procedure Resolver2Click(Sender: TObject);
procedure Salir1Click(Sender: TObject);
procedure Imprimir1Click(Sender: TObject);
private

  { Private declarations }
  puntos: array[0..2] of TPoint;
  origen: array[0..1,-4..4] of TPoint;
  cmp610: array[0..1,-4..4,1..12] of TPointR;
  TamCmp:integer;
  escal:double;
  lgx,lgy,npt: integer;
  function FloatToInt(r: double): integer;
  procedure Fase1;
  procedure Fase2;
  procedure Fase3;
public
  { Public declarations }
end;
var
  Form1: TForm1;

implementation

  {$R *.dfm}

procedure TForm1.imagenMouseMove(Sender: TObject; Shift: TShiftState; X,
  Y: Integer);
begin
  lbx.Caption:=inttostr(x);
  lby.caption:=inttostr(y);
end;
procedure TForm1.FormCreate(Sender: TObject);
var i,j: integer;
begin
  npt:=0;
  { llenado de campos para tamaño de campo10x10cm columnas de -3 a 3}
  Cmp610[1,0,1].D:=1.4;
  Cmp610[1,0,1].E:=95.2976;
  Cmp610[1,0,2].D:=3;

```

```

cmp610[1,0,2].E:=90.1130;
Cmp610[1,0,3].D:=4.5;
Cmp610[1,0,3].E:=85.2524;
Cmp610[1,0,4].D:=6.1;
Cmp610[1,0,4].E:=80.0677;
Cmp610[1,0,5].D:=7.6;
Cmp610[1,0,5].E:=75.2071;
Cmp610[1,0,6].D:=9.2;
Cmp610[1,0,6].E:=70.0225;
Cmp610[1,0,7].D:=10.7;
Cmp610[1,0,7].E:=65.1619;
Cmp610[1,0,8].D:=12.2;
Cmp610[1,0,8].E:=60.3013;
Cmp610[1,0,9].D:=13.8;
Cmp610[1,0,9].E:=55.1166;
Cmp610[1,0,10].D:=15.3;
Cmp610[1,0,10].E:=50.2560;
Cmp610[1,0,11].D:=16.9;
Cmp610[1,0,11].E:=45.0714;
Cmp610[1,0,12].D:=18.4;
Cmp610[1,0,12].E:=40.2108;
for i:=1 to 3 do
  for j:=1 to 12 do
    begin
      cmp610[1,i,j].d:=cmp610[1,0,j].d;
      cmp610[1,i,j].e:=cmp610[1,0,j].e;
      cmp610[1,-i,j].d:=cmp610[1,0,j].d;
      cmp610[1,-i,j].e:=cmp610[1,0,j].e;
    end;
  { columna 4 del tamaño de campo 10x10cm }
  Cmp610[1,4,1].D:=1.2;
  Cmp610[1,4,1].E:=95.1906;
  Cmp610[1,4,2].D:=2.7;
  Cmp610[1,4,2].E:=90.2140;
  Cmp610[1,4,3].D:=4.2;
  Cmp610[1,4,3].E:=85.2375;
  Cmp610[1,4,4].D:=5.7;
  Cmp610[1,4,4].E:=80.2609;
  Cmp610[1,4,5].D:=7.2;
  Cmp610[1,4,5].E:=75.2844;
  Cmp610[1,4,6].D:=8.7;
  Cmp610[1,4,6].E:=70.3078;
  Cmp610[1,4,7].D:=10.2;
  Cmp610[1,4,7].E:=65.3313;
  Cmp610[1,4,8].D:=11.8;
  Cmp610[1,4,8].E:=60.0230;
  Cmp610[1,4,9].D:=13.3;
  Cmp610[1,4,9].E:=55.0464;
  Cmp610[1,4,10].D:=14.8;

```

Cmp610[1,4,10].E: =50.0699;
 Cmp610[1,4,11].D: = 16.3;
 Cmp610[1,4,11].E: =45.0933;
 Cmp610[1,4,12].D: = 17.8;
 Cmp610[1,4,12].E: =40.1168;
 { columna -4 del tamaño de campo de 10x10cm }

Cmp610[1,-4,1].D: =1.0;
 Cmp610[1,-4,1].E: =95.3208;
 Cmp610[1,-4,2].D: =2.6;
 Cmp610[1,-4,2].E: =90.0856;
 cmp610[1,-4,3].D: =4.1;
 Cmp610[1,-4,3].E: =85.1776;
 Cmp610[1,-4,4].D: =5.6;
 Cmp610[1,-4,4].E: =80.2696;
 Cmp610[1,-4,5].D: =7.2;
 Cmp610[1,-4,5].E: =75.0344;
 Cmp610[1,-4,6].D: =8.7;
 Cmp610[1,-4,6].E: =70.1264;
 Cmp610[1,-4,7].D: =10.2;
 Cmp610[1,-4,7].E: =65.2184;
 Cmp610[1,-4,8].D: =11.7;
 Cmp610[1,-4,8].E: =60.3104;
 Cmp610[1,-4,9].D: =13.3;
 Cmp610[1,-4,9].E: =55.0752;
 Cmp610[1,-4,10].D: =14.8;
 Cmp610[1,-4,10].E: =50.1672;
 Cmp610[1,-4,11].D: =16.3;
 Cmp610[1,-4,11].E: =45.2592;
 Cmp610[1,-4,12].D: =17.9;
 Cmp610[1,-4,12].E: =40.0240;

{ llenado de campos para el tamaño de campo de 6x15cm columnas de -3 a 3 }

Cmp610[0,0,1].D: = 1.6;
 Cmp610[0,0,1].E: =95.0650;
 Cmp610[0,0,2].D: = 3;
 cmp610[0,0,2].E: =90.3372;
 Cmp610[0,0,3].D: =4.5;
 Cmp610[0,0,3].E: =85.2717;
 Cmp610[0,0,4].D: =6;
 Cmp610[0,0,4].E: =80.2062;
 Cmp610[0,0,5].D: =7.5;
 Cmp610[0,0,5].E: =75.1407;
 Cmp610[0,0,6].D: =9.0;
 Cmp610[0,0,6].E: =70.0752;
 Cmp610[0,0,7].D: =10.5;
 Cmp610[0,0,7].E: =65.0097;
 Cmp610[0,0,8].D: =11.9;
 Cmp610[0,0,8].E: =60.2819;
 Cmp610[0,0,9].D: =13.3;

```

Cmp610[0,0,9].E: =55.5541;
Cmp610[0,0,10].D: = 14.9;
Cmp610[0,0,10].E: =50.1509;
Cmp610[0,0,11].D: = 16.4;
Cmp610[0,0,11].E: =45.0854;
Cmp610[0,0,12].D: = 17.9;
Cmp610[0,0,12].E: =40.0194;
  for j:= 1 to 12 do
    begin
      cmp610[0,1,j].d: =cmp610[0,0,j].d;
      cmp610[0,1,j].e: =cmp610[0,0,j].e;
      cmp610[0,-1,j].d: =cmp610[0,0,j].d;
      cmp610[0,-1,j].e: =cmp610[0,0,j].e;
    end;
{ columna 2 del tamaño de campo 6x15cm }
Cmp610[0,2,1].D: = 1.5;
Cmp610[0,2,1].E: =95.1073;
Cmp610[0,2,2].D: = 3;
cmp610[0,2,2].E: =90.0523;
Cmp610[0,2,3].D: = 4.4;
Cmp610[0,2,3].E: =85.3343;
Cmp610[0,2,4].D: = 5.9;
Cmp610[0,2,4].E: =80.2793;
Cmp610[0,2,5].D: = 7.4;
Cmp610[0,2,5].E: = 75.2243;
Cmp610[0,2,6].D: = 8.9;
Cmp610[0,2,6].E: = 70.1693;
Cmp610[0,2,7].D: = 10.4;
Cmp610[0,2,7].E: =65.1143;
Cmp610[0,2,8].D: = 11.9;
Cmp610[0,2,8].E: =60.0593;
Cmp610[0,2,9].D: = 13.4;
Cmp610[0,2,9].E: =55.0043;
Cmp610[0,2,10].D: = 14.8;
Cmp610[0,2,10].E: =50.2863;
Cmp610[0,2,11].D: = 16.3;
Cmp610[0,2,11].E: =45.2313;
Cmp610[0,2,12].D: = 17.8;
Cmp610[0,2,12].E: =40.1763;

{ columna -2 del tamaño de campo 6x15cm }
Cmp610[0,-2,1].D: = 1.7;
Cmp610[0,-2,1].E: =95.0404;
Cmp610[0,-2,2].D: = 3.1;
cmp610[0,-2,2].E: =90.1978;
Cmp610[0,-2,3].D: = 4.6;
Cmp610[0,-2,3].E: =85.0093;
Cmp610[0,-2,4].D: = 6.0;
Cmp610[0,-2,4].E: =80.1667;

```

```

Cmp610[0,-2,5].D:=7.4;
Cmp610[0,-2,5].E:=75.3241;
Cmp610[0,-2,6].D:=8.9;
Cmp610[0,-2,6].E:=70.1356;
Cmp610[0,-2,7].D:=10.3;
Cmp610[0,-2,7].E:=65.2930;
Cmp610[0,-2,8].D:=11.8;
Cmp610[0,-2,8].E:=60.1045;
Cmp610[0,-2,9].D:=13.2;
Cmp610[0,-2,9].E:=55.2619;
Cmp610[0,-2,10].D:=14.7;
Cmp610[0,-2,10].E:=50.0734;
Cmp610[0,-2,11].D:=16.1;
Cmp610[0,-2,11].E:=45.2308;
Cmp610[0,-2,12].D:=17.6;
Cmp610[0,-2,12].E:=40.0423;

```

end;

```

procedure TForm1.imagenMouseDown(Sender: TObject; Button: TMouseButton;
Shift: TShiftState; X, Y: Integer);

```

```

var r:integer;

```

```

begin

```

```

    case npt of

```

```

        1:

```

```

            begin

```

```

                r:=2;    npt:=2;

```

```

                imagen.Canvas.Pen.Color:=clRed;

```

```

                imagen.Canvas.Ellipse(x-r,y-r,x+r,y+r);

```

```

                lbx1.Caption:=inttostr(x);

```

```

                lby1.Caption:=inttostr(y);

```

```

                puntos[1].X:=x;    puntos[1].Y:=y;

```

```

            end;

```

```

        2:

```

```

            begin

```

```

                r:=2;    npt:=3;

```

```

                imagen.Canvas.Pen.Color:=clRed;

```

```

                imagen.Canvas.Ellipse(x-r,y-r,x+r,y+r);

```

```

                lbx2.Caption:=inttostr(x);

```

```

                lby2.Caption:=inttostr(y);

```

```

                puntos[2].X:=x;    puntos[2].Y:=y;

```

```

                imagen.Cursor:=crDefault;

```

```

            end;

```

```

        end;

```

```

end;

```

```

function TForm1.FloatToInt(r: double): integer;

```

```

begin

```

```

    FloatToInt:=strtoint(floattostr(int(r)));

```

```

end;

```

```

procedure TForm1.Fase1;
var i:integer;
begin
  { Selecciona el tamaño del campo }
  TamCmp:=rbtipcam.ItemIndex;
  { Calcula Puntos Centrales }
  puntos[0].x:=(puntos[1].x+puntos[2].x) div 2;
  puntos[0].y:=(puntos[1].y+puntos[2].y) div 2;
  escal:=abs(puntos[2].x-puntos[1].x) / strtofloat(txtcm.Text);
  lgy:=0; lgx:=0;
  { Calcula línea central }
  for i:=1 to puntos[0].y do
    if imagen.Canvas.Pixels[puntos[0].x,i]= clblack then
      begin
        lgy:=floattoint((puntos[0].y-i)/escal)+1;
        if lgy div 2 = 1 then inc(lgy);
        lgx:=floattoint((puntos[0].x-puntos[1].x)/escal)+1;
        break;
      end;
    { eje x }
    imagen.Canvas.MoveTo(floattoint(puntos[0].x-lgx*escal),puntos[0].y);
    imagen.Canvas.LineTo(floattoint(puntos[0].x+lgx*escal),puntos[0].y);
    { eje y pos }
    imagen.Canvas.MoveTo(puntos[0].x,puntos[0].y);
    imagen.Canvas.LineTo(puntos[0].x,floattoint(puntos[0].y-lgy*escal));
  end;

```

```

procedure TForm1.Fase2;
var i,j,k, pos:integer;
begin
  pos:= -lgy div 2;
  origen[0,pos].x:=puntos[1].x;  origen[0,pos].y:=puntos[0].y;
  origen[1,pos].x:=puntos[2].x;  origen[1,pos].y:=puntos[0].y;
  { Traza las líneas medias }
  for i:=1 to lgy do
    begin
      inc(pos);
      k:=floattoint(puntos[0].y-i*escal);
      { x pos }
      for j:=puntos[0].x to floattoint(puntos[0].x+lgx*escal) do
        if imagen.Canvas.Pixels[j,k]= clblack then
          begin
            origen[1,pos].x:=j;
            origen[1,pos].y:=k;
            if lgy div 2 = i then
              begin
                imagen.Canvas.Pen.Color:=clBlue;
                imagen.Canvas.MoveTo(j,puntos[0].y);
              end
            end
          end
        end
      end
    end

```

```

        imagen.Canvas.LineTo(j,floatoint(puntos[0].y-lgy*escal));
    end;
    break;
end;
{ eje x negativo }
for j:=puntos[0].x downto floatoint(puntos[0].x-lgx*escal) do
    if imagen.Canvas.Pixels[j,k]= clblack then
        begin
            origen[0,pos].x:=j;
            origen[0,pos].y:=k;
            if lgy div 2 = i then
                begin
                    imagen.Canvas.Pen.Color:=clBlue;
                    imagen.Canvas.MoveTo(j,puntos[0].y);
                    imagen.Canvas.LineTo(j,floatoint(puntos[0].y-lgy*escal));
                end;
                break;
            end;
            if lgy div 2 = i then
                imagen.Canvas.Pen.Color:=clBlue
            else
                imagen.Canvas.Pen.Color:=clGreen;
                imagen.Canvas.MoveTo(puntos[0].x-floatoint(lgx*escal),k);
                imagen.Canvas.LineTo(puntos[0].x+floatoint(lgx*escal),k);
            end;
        end;
end;

procedure TForm1.Fase3;
var cmp,pt,r,pos: integer;
begin
    r:=2;
    pos:= lgy div 2;
    for pt:=1 to 12 do
        begin
            for cmp:= -pos to pos do
                begin
                    { Traza las líneas de derecha a izquierda }
                    { origen[1,cmp].x:=origen[1,cmp].x + (origen[1,0].x - origen[1,cmp].x) div 3;}
                    cmp610[TamCmp,cmp,pt].X2:=FloatToInt( origen[1,cmp].x - escal *
                    cmp610[tamcmp,cmp,pt].D );
                    cmp610[tamcmp,cmp,pt].Y2:=origen[1,cmp].y;
                    { Traza las líneas de izquierda a derecha }
                    {
                        origen[0,cmp].x:=origen[0,cmp].x + (origen[0,0].x - origen[0,cmp].x) div 3; }
                    cmp610[TamCmp,cmp,pt].X1:=FloatToInt( origen[0,cmp].x + escal *
                    cmp610[tamcmp,cmp,pt].D );
                    cmp610[tamcmp,cmp,pt].Y1:=origen[0,cmp].y;
                    if cmp610[TamCmp,cmp,pt].X2 < puntos[1].X then break;
                    { Traza las líneas de derecha a izquierda }
                end;
            end;
        end;
    end;
end;

```

```

    imagen.Canvas.Pen.Color:=clSilver;
    imagen.Canvas.Ellipse(cmp610[TamCmp,cmp,pt].X2-r,cmp610[TamCmp,cmp,pt].Y2r,
    cmp610[TamCmp,cmp,pt].X2+r,cmp610[TamCmp,cmp,pt].Y2+r);
    { Traza las líneas de izquierda a derecha }
    imagen.Canvas.Pen.Color:=clPurple;
    imagen.Canvas.Ellipse(cmp610[TamCmp,cmp,pt].X1-r,cmp610[TamCmp,cmp,pt].Y1r,
    cmp610[TamCmp,cmp,pt].X1+r,cmp610[TamCmp,cmp,pt].Y1+r);
    end;

```

```

    if cmp610[TamCmp,-pos,pt].X2 < puntos[1].X - 30 then break;
    { Traza las líneas de derecha a izquierda }
    imagen.Canvas.Pen.Color:=clSilver;
    imagen.Canvas.MoveTo( cmp610[TamCmp,-pos,pt].X2 , cmp610[TamCmp,-pos,pt].y2 );
    for cmp:=1-pos to pos do
        if (cmp610[tamcmp,cmp,pt].X2 < > 0) and (cmp610[tamcmp,cmp,pt].Y2 < > 0) and
        (cmp610[TamCmp,cmp,pt].X2 > puntos[1].X - 30) then
            imagen.Canvas.LineTo( cmp610[tamcmp,cmp,pt].X2, cmp610[tamcmp,cmp,pt].y2 );

```

```

    { Traza las líneas de izquierda a derecha }
    imagen.Canvas.Pen.Color:=clPurple;
    imagen.Canvas.MoveTo( cmp610[TamCmp,-pos,pt].X1 , cmp610[TamCmp,-pos,pt].y1 );
    for cmp:=1-pos to pos do
        if (cmp610[tamcmp,cmp,pt].X1 < > 0) and (cmp610[tamcmp,cmp,pt].Y1 < > 0) and
        (cmp610[TamCmp,cmp,pt].X1 < puntos[2].X + 30) then
            imagen.Canvas.LineTo( cmp610[tamcmp,cmp,pt].X1, cmp610[tamcmp,cmp,pt].y1 );

```

end;

end;

```

procedure TForm1.AbrirImagen1Click(Sender: TObject);

```

```

begin

```

```

    if abreimg.Execute then

```

```

        begin

```

```

            imgresp.Picture.LoadFromFile(abreimg.FileName);

```

```

            imagen.Picture.LoadFromFile(abreimg.FileName);

```

```

        end;

```

```

end;

```

```

procedure TForm1.CerrarImagen1Click(Sender: TObject);

```

```

begin

```

```

    imagen.Canvas.Draw(0,0,imgvacio.Picture.Graphic);

```

```

end;

```

```

procedure TForm1.CargarPuntos1Click(Sender: TObject);

```

```

var i,k,j: Integer;

```

```

begin

```

```

    imagen.Cursor:=crCross;

```

```

    imagen.Canvas.Draw(0,0,imgresp.Picture.Graphic);

```

```

    npt:=1;

```

```

    lbx1.Caption:='0'; lby1.Caption:='0';

```

```

lby2.Caption:='0'; lby2.Caption:='0';
for k:=0 to 1 do
  for i:=-4 to 4 do
    begin
      for j:=1 to 12 do
        begin
          cmp610[k,i,j].X1:=0; cmp610[k,i,j].y1:=0;
          cmp610[k,i,j].X2:=0; cmp610[k,i,j].y2:=0;
        end;
        origen[k,i].X:=0; origen[k,i].Y:=0;
      end;
    end;
  end;
end;
procedure TForm1.Resolver2Click(Sender: TObject);
begin
  if npt<3 then
    begin
      MessageDlg('Captura puntos.', mtInformation, [mbOk], 0);
      exit;
    end;
    if rbtipcam.ItemIndex = -1 then
      begin
        MessageDlg('Defina el tamaño de campo.', mtInformation, [mbOk], 0);
        rbtipcam.SetFocus;
        exit;
      end;
    end;
    Fase1();
    Fase2();
    Fase3();
end;
procedure TForm1.Salir1Click(Sender: TObject);
begin
  close();
end;
procedure TForm1.Imprimir1Click(Sender: TObject);
begin
  print();
end;
end.

```

APÉNDICE B

SIMULADOR PARA TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA UTILIZANDO CURVAS DE DOSIS ABSORBIDA

Previo hacer uso del programa MAMAPLAR se deben efectuar las siguientes dos actividades.

1. Escanear el contorno de la mama, el cual debe ser proporcionado por el médico; para obtener una buena imagen escaneada se recomienda calcarlo en papel blanco y marcar con tinta negra.
2. Abrir el archivo generado en el punto anterior con el programa Paint Brush y guardarlo nuevamente en 24 colores con la misma extensión ver figura 6.1

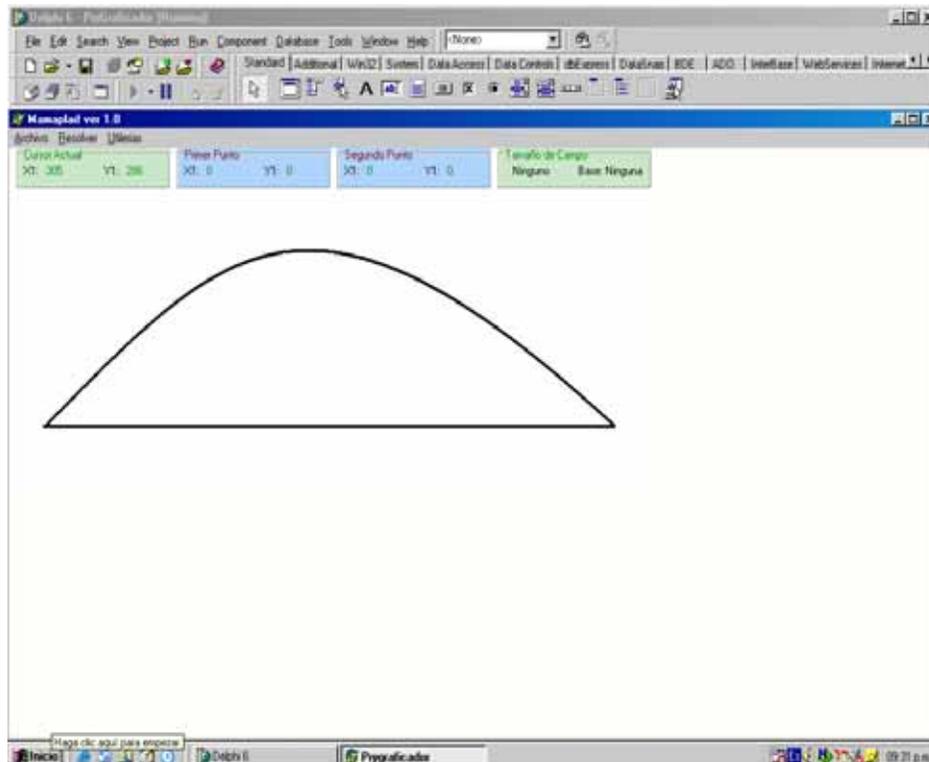


Figura 6.1 Imagen de la mama del paciente a tratar utilizando el simulador.

- A. Abrir el programa MAMAPLAR con el sistema DELPHI haciendo uso de la tecla F9. Seleccionar abrir imagen que muestre el contorno deseado.
- B. Imprimir la imagen para medir la base del contorno de ésta y la proporcionada originalmente por el médico, en la opción de utilerías elige calcular escala donde se muestra el porcentaje al cual se debe escanear la imagen original, para obtener la escala correcta.
- C. Se repiten los pasos anteriores hasta lograr que la imagen impresa concuerde en dimensiones con el dibujo original.

- D. Se elige la opción Resolver y se escoge cargar puntos, aparece un recuadro, donde se pide que elijan dos puntos base de la mama; se marcan los extremos de la misma (véase figura 6.2).

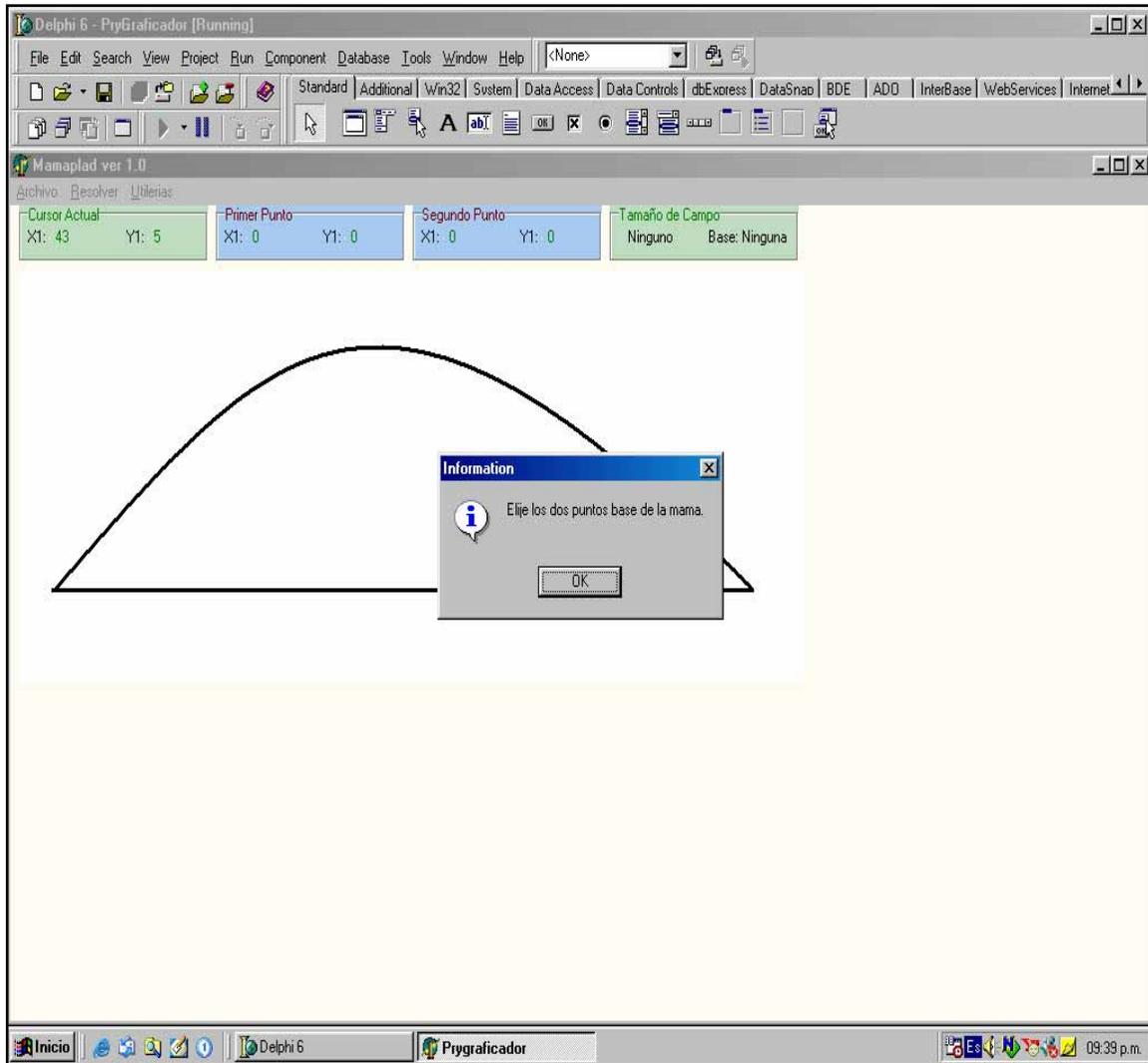


Figura 6.2 Imagen que muestra el recuadro para cargar los extremos de la base de la mama

- E. Enseguida solicita que se especifique el punto más alto de la mama (véase figura 6.3).

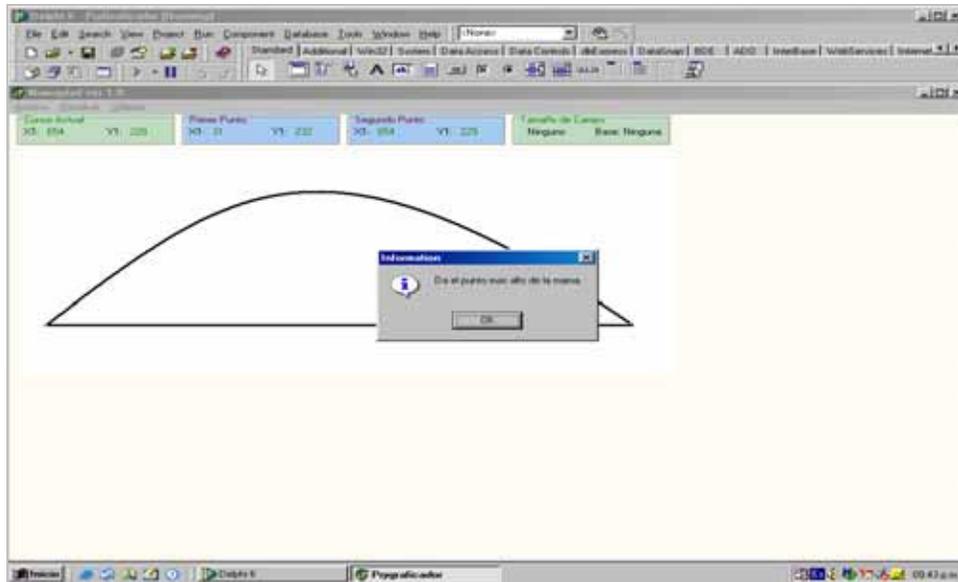


Figura 6.3 Imagen que muestra el recuadro que pide el punto mas alto de la mama.

F. A continuación el programa pide la longitud de la base de la mama (véase figura 6.4).

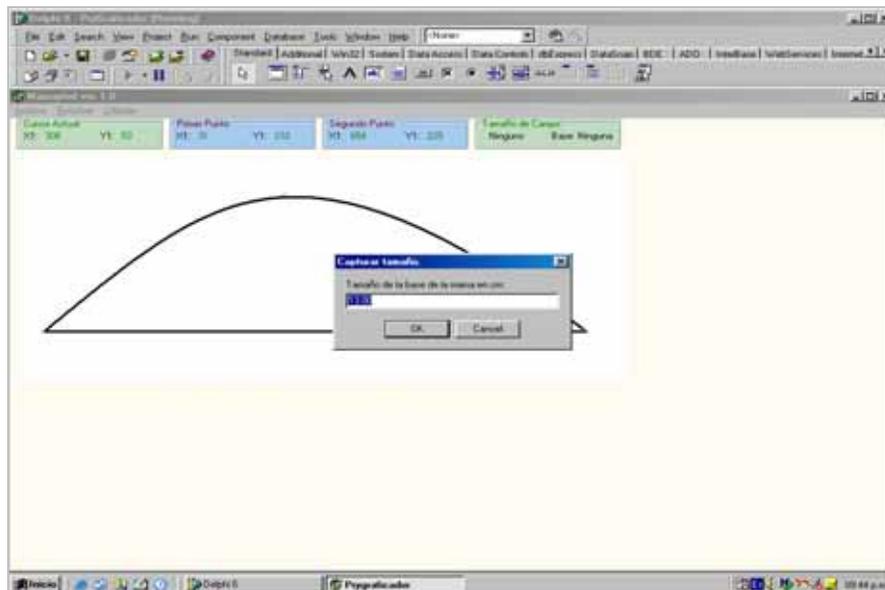


Figura 6.4 Imagen que presenta el recuadro que pide el tamaño de la base de la mama.

G. Al seleccionar la opción Resolver el programa muestra una caja de diálogo para escoger el campo a resolver el (0) para el campo de 10x10cm y (1) para el

campo de 6x15cm. Una vez asignado el tamaño de campo el programa traza líneas paralelas a la base de la mama hasta cubrirla toda (color verde), traza dos líneas perpendiculares que pasan por la intersección del contorno de la mama y la línea que pasa por el eje central del campo dicha línea (color azul), mide la distancia entre las perpendiculares y el contorno de la mama y se indica un tercio de la distancia contigua al contorno de la mama. En seguida se sobrepone la curva de distribución para un campo de 6cm x 15cm y el contorno de la mama, el cual se obtuvo por medio de polinomios en los cuales se evaluaron las mediciones realizadas. Finalmente el programa une y marca todos los puntos de intersección como se muestra en la figura 6.5.

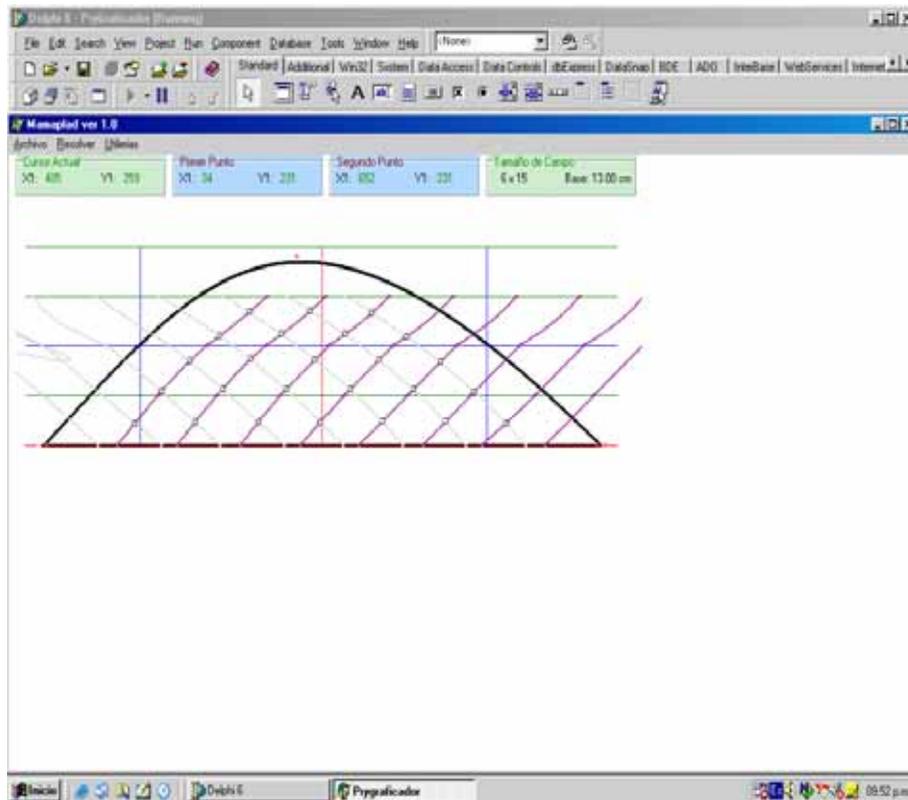


Figura 6.5 Imagen que muestra la unión e intersección de las curvas.

- H. Del menú Resolver se elige la opción solución, desplegándose el contorno con la distribución de dosis que se tendrá en la mama cuando se aplique la radiación (véase figura 6.6). El programa pregunta si el usuario desea imprimir la imagen o salir del mismo

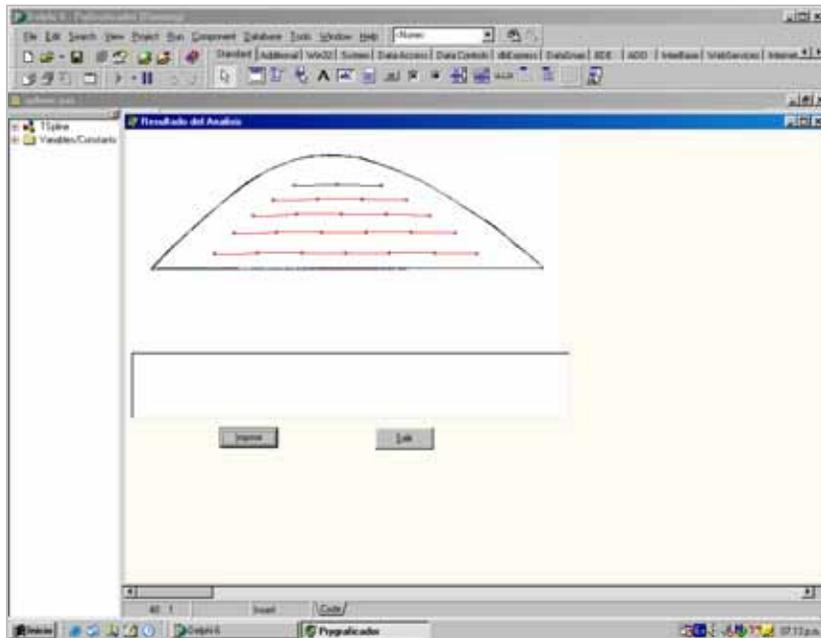


Figura 6.6 Imagen que despliega la distribución de dosis que se tendrá en la mama.

GLOSARIO

A

ADN

Ácido desoxirribonucleico, constituyente esencial de los cromosomas del núcleo celular.

ARTROSIS

Afección crónica degenerativa de las articulaciones.

C

CÁNCER

Tumor maligno de crecimiento potencial ilimitado capaz de invadir los tejidos vecinos o extenderse a otras partes del cuerpo por metástasis.

CARCINÓGENESIS

Formación anormal de tumores, producción de cáncer.

D

DOSIS

Cantidad de energía depositada por la radiación en un material, se usa en forma genética cuando no se requiere hacer referencia a alguna de las magnitudes dosimétricas específicas.

E

ERRADICACIÓN

Proceso de eliminar o destruir algo completamente.

EXPOSICIÓN OCUPACIONAL

Toda exposición de los trabajadores sufrida durante su trabajo con excepción de las exposiciones excluidas del ámbito de las Normas.

G

GANGLIOS

Engrosamientos de forma, tamaño y estructura diferentes en el trayecto de los vasos linfáticos o de los nervios.

GANTRY

Acoplamiento del cabezal del acelerador lineal con la estructura principal.

GÓNADAS

Glándulas productoras de gametos masculinos o femeninos (testículos u ovarios).

H

HEMATOPOYÉTICO

Esta relacionado con el proceso de formación y desarrollo de los diferentes tipos de células sanguíneas.

HORMONOTERAPIA

Tratamiento de enfermedades con hormonas obtenidas a partir de las glándulas endocrinas o con sustancias que simulan los efectos hormonales.

I

IONIZACIÓN

Arranca electrones a los átomos, que a su vez podrán seguir ionizando.

M

MAMA

Glándula par y simétrica ubicada en la región anterior del tórax, encargada de la producción de la leche durante la lactancia.

MESENTERIO

Pliegue ancho del peritoneo, en forma de abanico, que conecta el yeyuno y el íleon con la pared posterior del abdomen. La raíz del mesenterio está unida a diversas estructuras situadas por delante de la columna vertebral. El borde intestinal del mesenterio se abre para envolver al intestino. La parte craneal del mesenterio sirve de soporte para el intestino delgado y para distintos nervios y arterias.

MESOTELIO

Capa de células que tapiza la cavidad del embrión.

METÁSTASIS

Formación de tejido tumoral, localizada en un lugar remoto al sitio de origen. Son grupos de células que se han desplazado desde el lugar donde estaba originalmente el tumor y se han instalado en otras partes del cuerpo.

MITOSIS

División indirecta de las células germinativas y otras en cuatro fases: profase, metafase, anafase y telofase, también se le llama cariocinesis.

N

NECROSIS

Conjunto de cambios morfológicos que indican muerte celular, causados por la acción degradadora progresiva de las enzimas. Puede afectar grupos de células o parte de una estructura o un órgano.

NEOPLASIAS

Tumor formado de un tejido nuevo, normalmente de origen maligno.

O

ORGANELOS

Partículas subcelulares que realizan una función determinada de la célula, ejem: mitocondrias, ribosomas, aparato de golgi, etc.

P

PALIATIVO

Tratamiento o medida encaminados a evitar el sufrimiento a pacientes en estado terminal en los que las posibilidades de curación son nulas.

PARESIAS

Manifestación tardía de la neurosífilis, caracterizada por parálisis generalizada, incoordinación temblorosa, convulsiones transitorias, pupilas de Argyll Robertson y demencia progresiva provocada por la degeneración de las neuronas corticales.

PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO (POE)

Aquel que en ejercicio y con motivo de su ocupación está expuesto a radiación ionizante o a la incorporación esta expuesto a radiación ionizante o a la incorporación de material radiactivo. Quedan excluidos los trabajadores que ocasionalmente en el curso de su trabajo puedan estar expuestos a este tipo de radiación, siempre que el equivalente de dosis efectivo anual que reciban este no exceda el límite establecido en este Reglamento para el público.

Q

QUIMIOTERAPIA

Tratamiento de infecciones y de otras enfermedades con agentes químicos. Actualmente el término quimioterapia se emplea para referirse al uso de productos químicos para destruir selectivamente las células cancerosas. Los agentes citotóxicos utilizados para el tratamiento de neoplasias actúan por lo general del mismo modo que las radiaciones ionizantes; no destruyen las células cancerosas de forma directa sino que dañan su capacidad de replicación. Los agentes quimioterápicos se utilizan frecuentemente junto con un tratamiento radiactivo debido a su efecto sinérgico.

R

RADIACIÓN IONIZANTE

Toda radiación electromagnética o corpuscular capaz de producir iones directa o indirectamente, debido a la interacción con la materia.

RADIOACTIVIDAD

Fenómeno que tiene su origen en el núcleo atómico, que emite radiaciones por ser inestable. Como consecuencia de este proceso se transforma en otro núcleo de un elemento distinto.

T

TENDINITIS

Inflamación de un tendón. Se produce en general como consecuencia de un traumatismo.

∕

VIDA MEDIA FÍSICA

Es el tiempo requerido para que un radionuclido pierda el 50% de su actividad, mediante decaimiento radiactivo. Cada radionuclido tiene una vida media física propia.

