



Universidad Central de Venezuela
Facultad de Ciencias
Escuela de Física

**DISEÑO Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN MANIQUÍ
PARA TRATAMIENTO DE MAMA CON BRAQUITERAPIA
INTERSTICIAL (HDR)**

Heyward N. Solarte García

Caracas, Abril 2010

**DISEÑO Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN MANIQUÍ
PARA TRATAMIENTO DE MAMA CON BRAQUITERAPIA
INTERSTICIAL (HDR)**

Heyward N. Solarte García

Trabajo especial de grado presentado
ante la ilustre Facultad de Ciencias de la
Universidad Central de Venezuela como
requisito parcial para optar al título de:
Licenciado en Física.

MSc. Franklyn Reggio, Tutor

Fecha

Quienes suscriben, miembros del Jurado que examinó el trabajo presentado por el Br. **Heyward N. Solarte García** titulado: **Diseño y evaluación dosimétrica de un maniquí para tratamiento de mama con braquiterapia intersticial (HDR)**, para optar al título de Licenciado en Física, consideramos que dicho trabajo cumple con los requisitos exigidos por los reglamentos respectivos y por lo tanto lo declaramos APROBADO en nombre de la Universidad Central de Venezuela.

Prof. Franklyn Reggio, Tutor

Fecha

Prof. John Mantilla

Fecha

Prof. Ana Rosa Quintero

Fecha

Agradecimientos

Gracias a mi abuela por darme la fuerza necesaria para cumplir una de mis metas, donde quiera que estés siempre te recuerdo, porque sin ti nunca hubiese sido posible que llegara hasta aquí..... TE AMO.

A mis Padres & Tíos que son extraordinarios, gracias por confiar en mí y apoyarme en todo, además de facilitarme de grandes consejos.

A mis Hermanos & Primos los quiero mucho.....

A toda mi familia por siempre estar allí.

A mi novia bella, gracias por cuidarme, guiarme, aconsejarme, quererme, amarme.... Las palabras son pocas, pero sencillamente TE AMOOOOOOOOOO.

A la familia Rivas por aceptarme como uno de ellos.

A mi tutor Franklyn Reggio a quien considero una excelente persona y le agradezco la oportunidad que me brindó.

A Raudel, Ghaleb, July quienes me facilitaron ayuda cuando la necesité.

A mis amigos y compañeros de estudios gracias totales.

Finalmente gracias a la UUUCV la casa que vence la sombra.

RESUMEN

DISEÑO Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN MANIQUÍ PARA TRATAMIENTO DE MAMA CON BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL (HDR)

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), mejora significativamente la distribución de dosis de radiación, mediante el control de la posición de la fuente y la variación del tiempo de permanencia en cada posición durante el tratamiento. El objetivo general de este trabajo consiste en evaluar dosimétricamente un maniquí para tratamiento de mama con braquiterapia intersticial (HDR). Es por ello que se plantea comparar las distribuciones dosimétricas relativas para una fuente puntual, un arreglo lineal de fuentes y cinco arreglos lineales de fuentes en un plano, para un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA), el cual cumple con las características necesarias para ser considerado como sustituto del tejido mamario. Aplicando los parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG - 43 para cálculos teóricos y el uso del sistema de planificación Brachy Vision para la optimización de los planes, además, se describen los métodos utilizados para la verificación de las distribuciones de dosis; que incluye dosimetría relativa con el arreglo de cámaras de ionización (PTW 2D - Array seven29) y el estudio del índice gamma para la comparación de las distribuciones de dosis entre los datos proporcionados por el sistema de planificación y las medidas realizadas.

Las evaluaciones realizadas mediante los distintos métodos empleados en la comparación de las distribuciones de dosis relativas para distancias radiales inferiores a 7.17cm, permitieron mantener las incertidumbres por debajo de 5% respecto a la variación de la dosis, lo cual garantiza una correcta implementación de los aspectos dosimétricos para una técnica tan compleja como lo es la braquiterapia generando una buena distribución de dosis uniforme. De hecho estas diferencias están en el rango de tolerancia de acuerdo a las incertidumbres planteadas por los organismos internacionales.

Además, se compararon los mapas de fluencias obtenidos por el sistema de planificación y las medidas experimentales mediante el criterio gamma estableciendo límites de tolerancias de (4%, 4mm) en el plano de detección (frontal) para la dosis y la distancia física respectivamente, los resultados obtenidos son satisfactorios, cumpliéndose una buena correspondencia entre lo medido y planificado.

Las diferencias dosimétricas relativas presentadas en este trabajo ratifican los resultados de los estudios realizados, garantizando la correcta implementación de los aspectos dosimétricos de la braquiterapia intersticial de mama, trayendo como consecuencia directa el beneficio del paciente.

Índice General

1.1.- Introducción	1
1.2.- Objetivos	3
1.2.1.- Objetivo general	3
1.2.2.- Objetivos específicos	3
1.3.- Justificación	4
1.4.- Limitaciones	5
Capítulo II	6
Marco Teórico	6
2.1.- Radiación	6
2.1.1.- Clasificación de la radiación	6
2.1.2.- Excitación e Ionización	7
2.1.3.- Interacción de la radiación con la materia	8
2.1.3.1.- Efecto fotoeléctrico	8
2.1.3.2.- Efecto Compton	10
2.2.- Braquiterapia	12
2.2.1.- Tipos de braquiterapia según su colocación	13
2.2.2.- Tipos de braquiterapia según la duración del tratamiento	13
2.2.3.- Tipos de braquiterapia según el sistema de cargas	14
2.2.4.- Tipos de braquiterapia según la tasa de dosis	14

2.3.- Aspectos Físicos de la Braquiterapia.....	14
2.3.1.- Tipos de decaimientos radiactivos.....	14
2.3.1.1.- Decaimiento alfa (α)	15
2.3.1.2.- Decaimiento beta (β)	16
2.3.1.3.- Decaimiento gamma (γ)	17
2.3.1.4.- Captura electrónica	17
2.3.2.- Esquemas de decaimientos	18
2.3.3.- Ley de decaimiento radiactivo	19
2.3.4.- Tiempo de vida media de un isótopo radiactivo.....	20
2.3.5.- Características de las fuentes radiactivas	21
2.4.- Magnitudes Dosimétricas	24
2.4.1.- Exposición	25
2.4.2.- Kerma.....	25
2.4.3.- Energía impartida	26
2.4.4.- Dosis absorbida.....	27
2.4.5.- Transferencia lineal de energía	27
2.5.- Distribuciones de Dosis	28
2.5.1.- Cálculo de dosis basado en Formalismo TG - 43.....	28
2.5.2.- Método de comparación de distribuciones de dosis (índice gamma)	
.....	31

2.6.- Detectores de Radiación Ionizantes	33
2.6.1.- Detectores gaseosos.....	34
2.6.2.- Cámaras de ionización	36
2.7.- Sistemas Dosimétricos para Braquiterapia Intersticial	38
2.7.1.- Tratamiento intersticial	38
2.7.2.- Sistemas dosimétricos.....	38
2.8.- Cáncer de Mama.....	40
2.8.1.- Estadios del cáncer de mama	41
2.9.- Efectos Biológicos de las Radiaciones	43
2.10.- Control de Calidad y Protección Radiológica en Braquiterapia	45
Capítulo III.....	48
Equipos y Materiales.....	48
3.1.- Descripción de Equipos y Materiales	48
3.1.1.- Equipo de carga remota de alta tasa de dosis (HDR)	48
3.1.2.- Unidad de tratamiento GammaMed plus (HDR)	49
3.1.3. - Sistema de planificación de tratamiento (Brachy Vision).....	51
3.1.3.1.- Brachy Vision (6.5/ 7.1.67.1)	52
3.1.4. - Detector PTW 2D - Array seven29	53
3.1.4.1.- Software VeriSoft	55
3.1.5.- Maniquí.....	55

3.1.6.- Descripción de la fuente ^{192}Ir	56
3.1.7.- Otros materiales utilizados	57
Capítulo IV.....	58
Método y Montaje Experimental.....	58
4.1.- Construcción de Maniquí	58
4.2.- Simulación del Maniquí	59
4.3.- Sistema de Planificación	61
4.3.1- Superposición de las fuentes	69
4.4.- Montaje Experimental	70
4.4.1.- Procedimiento de medida.....	71
4.5.- Cálculos Teóricos	74
4.5.1.- Introducción de datos y cálculos teóricos.....	76
Capítulo V.....	79
Resultados	79
5.1.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para una Fuente Puntual	79
5.1.1.- Distribución de dosis relativa para una fuente puntual.....	79
5.1.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para una fuente puntual.	80
5.1.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para una fuente puntual mediante el criterio gamma en el plano de detección	81

5.2.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para un Arreglo Lineal de Fuentes	83
5.2.1.- Distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes..	83
5.2.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes.	84
5.2.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes mediante el criterio gamma en el plano de detección	85
5.3.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para Cinco Arreglos Lineales de Fuentes en un Plano	87
5.3.1.- Distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.	87
5.3.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.....	88
5.3.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano mediante el criterio gamma en el plano de detección.....	89
Capítulo VI.....	91
Discusión de Resultados.....	91
6.1.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para una Fuente Puntual	91
6.2.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para un Arreglo Lineal de Fuentes	93
6.3.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para Cinco Arreglos Lineales de Fuentes en un Plano	96
Capítulo VII.....	98

Conclusiones y Recomendaciones	98
7.1.- Conclusiones.....	98
7.2.- Recomendaciones.....	100
Referencias Bibliográficas	101
Apéndice A.....	104
Definiciones Básicas	104
A.1.- Glosario de Términos	104
Apéndice B.....	107
B.1.- Principio de Superposición.....	107
Apéndice C.....	108
C.1.- Garantía de Calidad de Equipos y Fuentes de Braquiterapia	108
C.2.- Garantía de Calidad en la Planificación y Administración del Tratamiento en Braquiterapia.	110

Índice de Figuras

Figura 1.- Efecto fotoeléctrico.....	9
Figura 2.- Efecto Compton.....	11
Figura 3.- Regiones de predominio relativo de las tres formas principales de interacción del fotón con materia, de acuerdo a las energías incidentes (MeV) y el número atómico (Z) del material absorbente.....	12
Figura 4.- Representación esquemática de los tipos de decaimiento radiactivo.....	19
Figura 5.- Representación de la ley de decaimiento radiactivo.	20
Figura 6.- Esquema de decaimiento del ^{192}Ir	24
Figura 7.- Ilustración de geometría asumida en el formalismo de cálculo de dosis.....	29
Figura 8.- Esquema básico de un detector gaseoso.	35
Figura 9.- Regiones de operación de un detector gaseoso.....	36
Figura 10.- Estadios del cáncer de mama: (a) Estadio I (b) Estadio II (c) Estadio III (d) Estadio IV.....	42
Figura 11.- Acción directa e indirecta de la radiación ionizante.....	45
Figura 12.- Equipo de alta tasa de dosis (HDR) “GammaMed Plus”.	51
Figura 13.- Matriz de cámaras de ionización (Detector PTW 2D - Array Seven29).	54
Figura 14.- Maniquí construido: (a) Longitud del maniquí, (b) Espesor del maniquí.	56

Figura 15.- Geometría de la fuente de ^{192}Ir GammaMed plus. (Las dimensiones se muestran en milímetros).....	57
Figura 16.- Materiales utilizados: (a) Barómetro, (b) Catéter, (c) Termómetro..	57
Figura 17.- Especificaciones en distancias del maniquí construido.....	59
Figura 18.- Técnica TC: (a) Alineación de centros equipo - montaje (b) Unidad de simulación de maniquí (PET - CT).	60
Figura 19.- Tomografía para maniquí construido, Corte: Transversal, Frontal y Sagital.	61
Figura 20.- Propiedades del plan elaborado para el maniquí construido.....	62
Figura 21.- Optimización para la fuente puntual: (a) Propiedades del aplicador (b) Reporte del plan de tratamiento.	63
Figura 22.- Planificación de dosis para una fuente puntual.....	64
Figura 23.- Optimización para arreglo de fuentes lineal: (a) Propiedades del aplicador (b) Reporte del plan de tratamiento.	65
Figura 24.- Planificación de dosis para un arreglo lineal de fuentes.....	67
Figura 25.- Optimización para el arreglo en el plano: (a) Propiedades para cada uno de los cinco aplicadores (b) Reporte del plan de tratamiento.....	68
Figura 26.- Planificación de dosis para un arreglo lineal de fuentes en el plano.	69
Figura 27.- (a) Arreglo de materiales y equipos. (b) Catéter conectado a equipo (HDR).	71
Figura 28.- Verificación de la distribución de la dosis relativa para la fuente puntual.	72

Figura 29.- Verificación de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes.....	73
Figura 30.- Verificación de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en el plano.....	74
Figura 31.- Geometría para el cálculo de distribución de dosis de una fuente lineal.	75
Figura 32.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para una fuente puntual: normalización de la dosis en función de la distancia radial.	81
Figura 33.- Curvas de isodosis para una fuente puntual: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.....	81
Figura 34.- Resultado del test gamma para una fuente puntual, se muestran en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental.....	82
Figura 35.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para un arreglo lineal de fuentes: normalización de la dosis en función de la distancia radial.	85
Figura 36.- Curvas de isodosis para un arreglo lineal de fuentes: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.....	85
Figura 37.- Resultado del test gamma para un arreglo lineal de fuentes, se muestran en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental.	86
Figura 38.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano: normalización de la dosis en función de la distancia radial.....	89

Figura 39.- Curvas de isodosis para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.....89

Figura 40.- Resultado del test gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano, se muestra en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental. 90

Índice de Tablas

Tabla 1.- Clasificación de las radiaciones.	7
Tabla 2.- Características de los isótopos más usados en braquiterapia.	22
Tabla 3.- Tipos de detectores de radiación ionizante.....	34
Tabla 4.- Límites para la longitud activa y separación de las fuentes recomendados por el Sistema de París.	40
Tabla 5.- Clasificación TNM del cáncer de mama.....	43
Tabla 6.- Función radial de dosis $g(r)$	77
Tabla 7.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para una fuente puntual.....	79
Tabla 8.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para una fuente puntual.....	80
Tabla 9.- Reporte del índice gamma para una fuente puntual.	82
Tabla 10.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para un arreglo lineal de fuentes.	83
Tabla 11.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para un arreglo lineal de fuentes.	84
Tabla 12.- Reporte del índice gamma para un arreglo lineal de fuentes.....	86
Tabla 13.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.....	87
Tabla 14.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.....	88

Tabla 15.- Reporte del índice gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.	90
Tabla 16.- Variación del criterio gamma para una fuente puntual.....	92
Tabla 17.- Variación del criterio gamma para un arreglo lineal de fuentes.....	95
Tabla 18.- Variación del criterio gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.	97

Capítulo I

1.1.- Introducción

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien diferenciadas. Estas incluyen el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la planificación y el cálculo de dosis absorbida, la administración del tratamiento, la verificación de la dosis impartida, y la evaluación de resultados a corto y a largo plazo.

En la actualidad existen más de 500 tipos diferentes de cáncer, que pueden ocurrir en diferentes órganos y partes del cuerpo; la mama no esta exenta de esta enfermedad, una de las formas de tratamiento es la radioterapia; este tipo de terapia puede ser impartida vía una fuente externa de radiación, como lo es la teleterapia o introduciendo fuentes de radiación dentro o en la proximidad del tumor, en este caso, braquiterapia.

La braquiterapia es una modalidad de tratamiento radiante en la que pequeñas fuentes radioactivas encapsuladas son colocadas muy cerca o insertadas en el volumen de tejido a tratar, liberando una dosis de radiación sobre el tumor, apenas afectando al tejido sano en su entorno. Se pueden usar implantes radioactivos de baja tasa de dosis (low-dose-rate, LDR), mediana tasa de dosis (medium-dose-rate, MDR) y de alta tasa de dosis (high-dose-rate, HDR). La preferencia depende de la ubicación del tumor y también del sistema de irradiación que esté disponible. En años recientes, la técnica de carga diferida (afterloading) ha posibilitado un incremento en la utilización de fuentes HDR.

Las fuentes de ^{192}Ir son las más utilizadas en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis. Los sistemas de planificación suelen modelar la fuente aplicando los parámetros y las funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG - 43 para cada tipo de fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto.

El propósito del presente trabajo es diseñar y evaluar dosimétricamente un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA) para la posterior verificación de las distribuciones de dosis relativas en el tratamiento de cáncer de mama utilizando como herramienta la braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), basado en un sistema de planificación que realizará el cálculo de las distribuciones de dosis relativas en todo el volumen blanco planificado, comparado con los cálculos teóricos utilizando el protocolo de la (AAPM) grupo de tarea N° 43 y las distribuciones de dosis medidas utilizando la matriz de detector PTW 2D - Array seven29 para una fuente puntual, lineal y varios arreglos de fuentes lineal en uno de los planos del maniquí.

Además, se realizará la comparación de las distribuciones de dosis en el plano de detección entre lo calculado por el sistema de planificación y lo medido mediante el criterio del índice gamma considerándose para este trabajo como límite de tolerancias para la dosis y distancia física (4%, 4 mm).

1.2.- Objetivos

1.2.1.- Objetivo general

- Evaluar dosimétricamente un maniquí para tratamiento de mama con braquiterapia intersticial (HDR).

1.2.2.- Objetivos específicos

- Diseñar y Construir un maniquí de prueba.
- Verificar la distribución de dosis relativa en maniquí para una fuente puntual, lineal y un arreglo de fuentes lineal en un plano.
- Comprobar mediante cálculos teóricos la distribución de dosis relativa generada por el sistema de planificación.
- Comparar las distribuciones de dosis relativas: teórica, medida y calculada por el sistema de planificación.
- Comparar las distribuciones de dosis relativas en el plano de detección entre lo calculado por el sistema de planificación y lo medido, mediante el criterio del índice gamma.

1.3.- Justificación

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), mejora significativamente la distribución de dosis de radiación mediante el control de posición de la fuente y la variación del tiempo de permanencia de la fuente en cada posición durante el tratamiento. Es importante saber si se está entregando correctamente la dosis al volumen blanco y a los órganos circundantes según lo planificado y con que exactitud y precisión se esta realizando, es por esta razón que se plantea el siguiente problema: Diseño y evaluación dosimétrica de un maniquí para tratamiento de mama con braquiterapia intersticial (HDR).

El trabajo especial de grado es ejecutado en el Hospital de Clínicas Caracas (HCC), radica en el análisis dosimétrico realizado en un maniquí con la finalidad de proporcionar una mayor calidad y efectividad en tratamientos donde se desarrolle la práctica de braquiterapia intersticial para cáncer de mama y así poder atender a las necesidades y particularidades de los pacientes que ameriten dicho tratamiento.

1.4.- Limitaciones

La matriz de detectores PTW 2D - Array seven29 utilizada, está debidamente calibrada siguiendo los estándares nacionales e internacionales por laboratorios de calibración dosimétrica. Dicha matriz fue calibrada específicamente para la calidad de ^{60}Co en teleterapia con una energía de fotones promedio de 1.25 MeV. La limitación de este trabajo radica en la calibración de la matriz de detectores para la fuente de ^{192}Ir en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) con una energía de fotones promedio de 380 KeV, esto se debe principalmente a dos razones: la primera es que actualmente dicha calibración no se realiza en el país y la segunda razón es que debido a los elevados costos de esta en el exterior no es posible realizarla, como consecuencia las medidas realizadas son consideradas relativas y no absolutas.

Capítulo II

Marco Teórico

2.1.- Radiación

La radiación es la propagación de energía a través del espacio sin necesidad de soporte material. Posee características típicas del movimiento ondulatorio, como la reflexión, la refracción o la difracción, y características propias del movimiento de partículas, como ocurre en el efecto fotoeléctrico o en el efecto Compton. Esto se conoce como la naturaleza dual (onda - partícula) de la radiación electromagnética. ^[1]

2.1.1.- Clasificación de la radiación

La radiación es clasificada principalmente en dos categorías, dependiendo de su capacidad de ionizar la materia:

- La radiación no ionizante, consiste en ondas eléctricas vibratorias que se transmiten a través del espacio acompañado perpendicularmente por un campo magnético vibratorio con movimiento ondulatorio (Radiación Electromagnética). Se denominan no ionizantes porque al interactuar con la materia su energía es insuficiente para romper los enlaces químicos. ^[2,3]
- La radiación ionizante, son radiaciones con energía suficiente para ionizar la materia, capaces de extraer un electrón orbital de un átomo. Ello se debe a que si pasa suficientemente cerca de un electrón orbital de un átomo, puede transferir energía a dicho electrón e inducirle a escapar de su órbita. Estas radiaciones son capaces de romper los enlaces químicos de las moléculas. Cuando el átomo queda con exceso de carga positiva o negativa se dice que se ha convertido en un ion. ^[4]

IONIZANTES	Radiación Alfa y Beta	Corpusculares
	Protones, Neutrones	
NO IONIZANTES	Radiofrecuencias	Electromagnéticas
	Infrarrojos	
	Visibles	
	Ultravioletas	

Tabla 1.- Clasificación de las radiaciones.

2.1.2.- Excitación e Ionización

Los electrones en un átomo tienden a ocupar las capas más cercanas al núcleo. Si por cualquier motivo los electrones pasan de su nivel fundamental a una capa más alejada se dice que el átomo se encuentra excitado. En esta situación los átomos no son estables, y tienden a volver a su estado fundamental (desexcitación), es decir los electrones tienden a caer a las capas más profundas. En este proceso pueden emitirse fotones de energía igual a la diferencia de energía entre las capas que salta el electrón. Cuanto más separadas estén las capas de mayor energía será el fotón emitido.

Si se suministra suficiente energía al electrón este puede alejarse tanto del núcleo que llegue a escapar de él, quedando el átomo cargado positivamente. Este proceso se conoce como ionización. Los electrones de las capas profundas (cercanas al núcleo) necesitan más energía para ser arrancados que los de las capas superficiales. ^[1]

2.1.3.- Interacción de la radiación 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, etc.), de la energía con la que incide, del tipo de material y de su estado (densidad, estado físico, etc.).^[1] Para la radiación ionizante ($E > 10 \text{ KeV}$) estos procesos son básicamente:

- Dispersión coherente o Thomsom.
- Efecto fotoeléctrico.
- Efecto Compton.
- Producción de pares.
- Fotodesintegración.

Debido al rango de energías predominante el efecto fotoeléctrico y Compton son los efectos de relevancia en este trabajo especial de grado, por esta razón no se explicaran las otras interacciones.

2.1.3.1.- Efecto fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es una interacción de absorción del fotón de rayos X en la que el fotón no se dispersa, sino que es totalmente absorbido. El electrón eliminado del átomo, conocido como fotoelectrón, escapa con energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo X incidente y la de ligadura del electrón. En términos matemáticos, la expresión es la siguiente:

$$E_y = E_l + E_{EC} \quad (1)$$

Donde:

E_y : Energía del fotón incidente.

E_l : Energía de ligadura del electrón.

E_{EC} : Energía cinética del fotoelectrón.

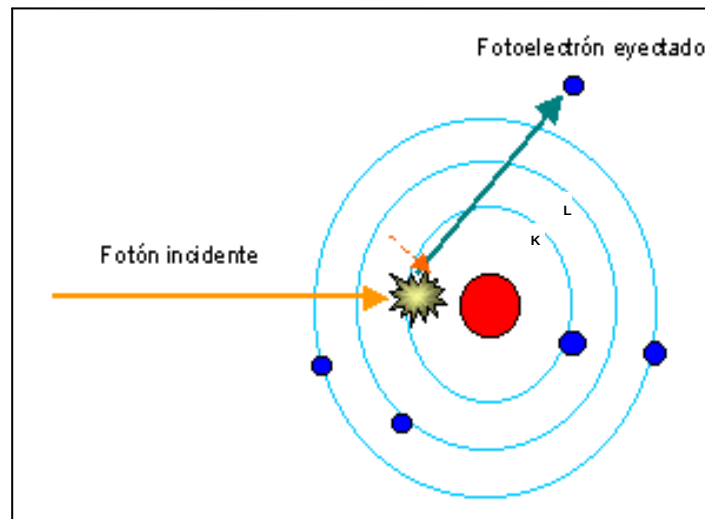


Figura 1.- Efecto fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico es el resultado de la absorción total de un fotón de rayos X incidente durante la ionización de un electrón de la capa atómica interna. El fotón de la capa interna desaparece, y el electrón de la capa K, denominado fotoelectrón, es expulsado del átomo.

Cuando se manejan átomos de número atómico bajo, como los que existen en los tejidos blandos, la energía de ligadura es baja incluso en los electrones de la capa K. Por lo tanto, el fotoelectrón es liberado con una energía cinética casi igual a la energía del rayo X incidente. En átomos de números atómicos más elevados, las energías de ligadura son mayores. Así la energía cinética del fotoelectrón es menor en términos proporcionales.

La probabilidad de que un rayo X experimente interacción fotoeléctrica depende de la energía del fotón y del número atómico del blanco. Una interacción fotoeléctrica no se puede producir a no ser que el fotón de rayos X incidente tenga una energía igual o superior a la de ligadura del electrón. Entonces, la probabilidad relativa de que un rayo X experimente una interacción fotoeléctrica es inversamente proporcional al cubo de la energía del fotón y directamente proporcional al cubo del número atómico del material absorbente.

La probabilidad de absorción de un fotón por efecto fotoeléctrico es más significativa para bajas energías, aproximadamente 100 KeV.

2.1.3.2.- Efecto Compton

Los rayos X de energía media, pueden interaccionar con los electrones de la capa externa de los átomos. Esta interacción no sólo dispersa el fotón, sino que reduce su energía y también ioniza al átomo. En este proceso, el rayo X incidente interacciona con un electrón de la capa externa y lo expulsa del átomo, con lo que este queda ionizado. El rayo X continúa su trayectoria en una dirección alterada y con menor energía. El contenido energético del rayo X que ha experimentado dispersión Compton es igual a la diferencia entre la energía del rayo X incidente y la aportada al electrón. Esta última energía es igual a la de ligadura del electrón más la cinética con que este sale expulsado del átomo. En términos matemáticos, se expresa de la siguiente manera:

$$E_{\gamma} = E_d + (E_l + E_{EC}) \quad (2)$$

Donde:

E_{γ} : Energía del fotón incidente.

E_d : Energía del fotón dispersado.

E_l : Energía de ligadura del electrón.

E_{EC} : Energía cinética del electrón.

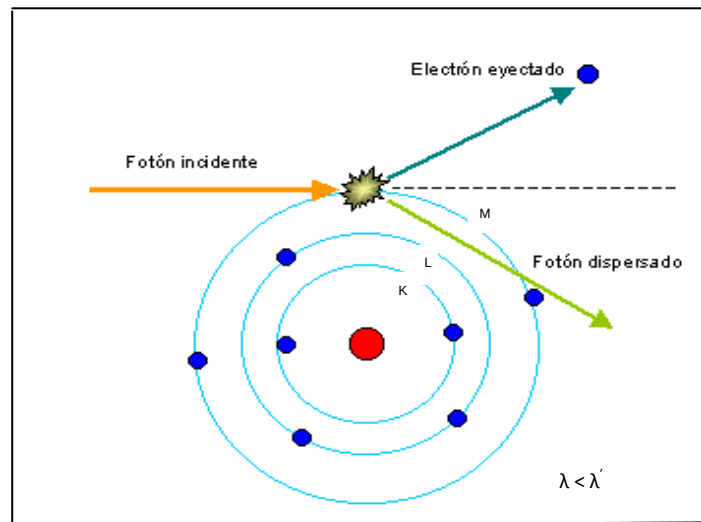


Figura 2.- Efecto Compton.

El efecto Compton se produce entre rayos X de energía media y los electrones de capas externas. Como resultado, tiene lugar la ionización del átomo del blanco, un cambio en la dirección del fotón y una reducción en la energía fotónica. La longitud de onda del rayo dispersado es superior a la del rayo incidente.

La probabilidad de que un determinado rayo X experimente interacción Compton es inversamente proporcional a la energía del fotón incidente; esta probabilidad suele reducirse al aumentar la energía del rayo X. Además, no depende del número atómico del átomo. Cualquier rayo X puede experimentar, con igual probabilidad, interacción Compton con un átomo. ^[4]

La probabilidad para que un fotón sufra cualquiera de los fenómenos de interacción con un atenuador, depende de la energía $h\nu$ del fotón y del número atómico Z del material atenuante. En general, el efecto fotoeléctrico predomina para energías bajas, el efecto de Compton para energías intermedias y la producción de pares para altas energías, como se observa en la figura 3.

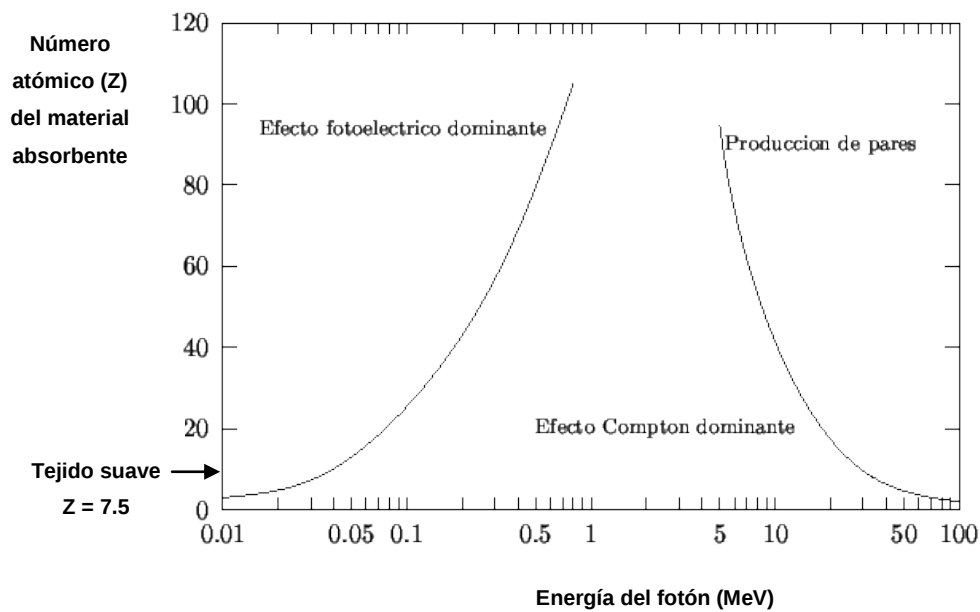


Figura 3.- Regiones de predominio relativo de las tres formas principales de interacción del fotón con materia, de acuerdo a las energías incidentes (MeV) y el número atómico (Z) del material absorbente.

La importancia de los diferentes procesos en radioterapia, diagnóstico por imagen, entre otros, radica en la forma en que es absorbida la energía en el hueso o en el tejido suave. Por ejemplo, el número atómico promedio del tejido biológico suave es aproximadamente 7.5 (ver figura 3). La interacción predominante es el efecto Compton. Entonces, al aumentar la energía de rayos X existirán menores interacciones Compton y al mismo tiempo se transmiten más fotones por el tejido, mientras que al aumentar el número atómico del tejido se producen más interacciones fotoeléctricas y habrá menor transmisión de rayos X. ^[2,5]

2.2.- Braquiterapia

La palabra braquiterapia procede del griego braqui que significa “corto” y terapia que significa “tratamiento”. Puede definirse como aquella modalidad de tratamiento radiante en la cual se emplean isótopos radiactivos colocados a corta distancia del tumor o dentro del mismo, empleando aplicadores intracavitarios,

intersticiales o de superficie. En general el éxito del tratamiento radiante va a estar relacionado con la capacidad de administrar una dosis de radiación suficientemente alta para esterilizar las células tumorales sin producir una tasa elevada de complicaciones severas resultantes de la irradiación de los tejidos normales circundantes. En este sentido la braquiterapia ofrece la posibilidad de un alto grado de localización de la dosis a nivel del tumor. ^[5,6]

2.2.1.- Tipos de braquiterapia según su colocación

- Braquiterapia Intracavitaria, las fuentes son colocadas en cavidades naturales del cuerpo cerca del volumen tumoral.
- Braquiterapia Intersticial, las fuentes son implantadas quirúrgicamente dentro del volumen tumoral.
- Braquiterapia Superficial, las fuentes son colocadas sobre el tejido a ser tratado.
- Braquiterapia Intraluminal, las fuentes son colocadas en el lumen de conductos huecos del organismo del paciente.
- Braquiterapia intravascular, las fuentes son colocadas dentro de los vasos sanguíneos.

2.2.2.- Tipos de braquiterapia según la duración del tratamiento

- Temporal, La dosis es entregada en un período corto de tiempo y la fuente es retirada después de que la dosis prescrita ha sido alcanzada.
- Permanente, La dosis entregada permanece hasta que la vida de la fuente alcance su decaimiento completo.

2.2.3.- Tipos de braquiterapia según el sistema de cargas

- Carga caliente, el aplicador es precargado y contiene la fuente radiactiva al mismo tiempo que está es introducida al paciente.
- Carga diferida, El aplicador es colocado primero en la posición blanco, luego se carga la fuente radioactiva ya sea en forma manual (sistema de carga manual) o a través de una maquina (sistema de carga remoto).

2.2.4.- Tipos de braquiterapia según la tasa de dosis

- Baja tasa de dosis (LDR): (0.4 - 2) Gy/h.
- Media tasa de dosis (MDR): (2 - 12) Gy/h.
- Alta tasa de dosis (HDR): >12 Gy/h.

Según las recomendaciones del comité internacional de unidades de radiación ICRU en su reporte N° 38 “Especificación de Dosis y Volumen para Reportar la Terapia Intracavitaria en Ginecología”.^[2]

2.3.- Aspectos Físicos de la Braquiterapia

2.3.1.- Tipos de decaimientos radiactivos

Los núcleos pueden transformarse unos en otros, o pasar de un estado energético a otro, mediante la emisión de radiaciones. Se dice entonces que los núcleos son radiactivos; el proceso que sufren se denomina decaimiento radiactivo o desintegración radiactiva. Esta transformación o decaimiento sucede de manera espontánea en cada núcleo, sin que pueda impedirse mediante ningún factor externo. Nótese, además, que cada decaimiento va acompañado por la emisión de al menos una partícula. La energía que se lleva cada partícula es perdida por el núcleo, siendo la fuerza nuclear el origen de esta energía y lo que da a las radiaciones sus dos características más útiles: poder de penetración y poder depositar su energía en ella.

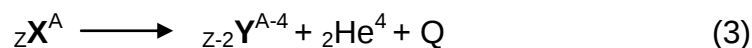
No todos los núcleos de la naturaleza son radiactivos. El decaimiento nuclear sólo sucede cuando hay un exceso de masa - energía en el núcleo, la emisión le ayuda entonces a lograr una mayor estabilidad. Los decaimientos radiactivos de los diferentes núcleos se caracterizan por: el tipo de emisión, su energía y la rapidez de decaimiento. No hay ningún modo de predecir cuando un átomo se desintegrará. Pero existen varios tipos de decaimiento nuclear: decaimientos alfa (α), beta (β), gamma (γ) y captura electrónica los cuales serán mencionados a continuación. ^[1,7]

2.3.1.1.- Decaimiento alfa (α)

Algunos núcleos pesados ganan la estabilidad por decaimiento radiactivo. En este modo de decaimiento, el núcleo emite una partícula alfa (dos protones y dos neutrones). Estas partículas alfa son idénticas a núcleos de helio (${}_2\text{He}^4$), cuando un núcleo emite una partícula alfa su número másico se reduce en cuatro unidades y su número atómico en dos unidades, transformándose en otro núcleo.

La capacidad de penetración de las partículas alfa es muy pequeña ya que al interaccionar fuertemente con otras moléculas debido a su gran masa y carga eléctrica pierden rápidamente su energía cinética, es decir, que entregan toda su energía en poca distancia, lo que implica que se pueden producir un gran número de ionizaciones en este corto recorrido.

La ecuación general para el decaimiento alfa puede ser escrita de la siguiente manera:



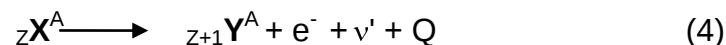
Donde Q representa la energía total emitida en el proceso y es llamada desintegración de energía. Esta energía, que es equivalente para la diferencia de masa entre el núcleo padre y el núcleo hijo, aparece como energía cinética de la partícula α y la energía cinética del núcleo hijo, la ecuación anterior demuestra que la carga es conservada, porque la carga del núcleo padre es Ze (donde e es la

carga del electrón) es la misma que la del núcleo hijo (Z-2) mas la de la partícula alfa 2e.

2.3.1.2.- Decaimiento beta (β)

Hay dos tipos de decaimiento beta (β), el de la partícula negativa (β^-) y el de la partícula positiva (β^+). Estos procesos radiactivos consisten en:

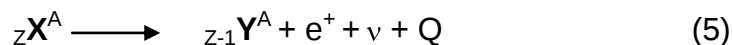
- Decaimiento beta (β^-), la partícula que se emite es un electrón, con su correspondiente carga y masa, indistinguible de los electrones de las capas atómicas. En vista de que los núcleos no contienen electrones, la explicación teórica de este proceso es que un neutrón del núcleo se convierte en un protón y un electrón. El protón resultante permanece dentro del núcleo en virtud de la fuerza nuclear y el electrón escapa como partícula beta. El número de masa del núcleo resultante es el mismo que el del núcleo original, pero su número atómico se ve aumentado en una unidad, conservándose así la carga. La expresión general para el decaimiento beta (β^-) puede ser escrita de la siguiente manera:



Donde ν' es el antineutrino y Q es la energía de desintegración por el proceso. Esta energía es producida por la diferencia de masa entre el núcleo inicial ${}_Z\mathbf{X}^A$ y la suma de las masas de los núcleos producto ${}_{Z+1}\mathbf{Y}^A$ y la partícula emitida.

- Decaimiento beta (β^+), Algunos núcleos emiten partículas beta positivas (positrones), que tienen la misma masa que los electrones y carga electrónica positiva (+e). Los positrones se crean cuando en el núcleo un protón se convierte en un neutrón, que permanece en el núcleo emitiéndose el positrón formado. En consecuencia, el número atómico del núcleo disminuye en una unidad, manteniéndose el mismo número

másico. La ecuación general para un decaimiento de una partícula β^+ puede ser escrita de la siguiente manera:



Donde ν es el neutrino y Q es la energía de desintegración por los procesos discutidos anteriormente, por el positrón, el neutrino y rayos γ emitidos por el núcleo hijo.

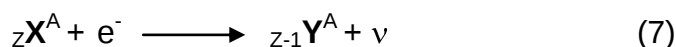
2.3.1.3.- Decaimiento gamma (γ)

Los rayos gamma son fotones, o sea paquetes de radiación electromagnética, como la luz visible, la ultravioleta, la infrarroja, los rayos X, las microondas y las ondas de radio. No tienen masa ni carga, y solamente constituyen energía emitida por el isótopo en forma de onda. Por este motivo, cuando un núcleo emite un rayo gamma, se mantiene como el mismo núcleo, pero en un estado de menor energía. La ecuación general para un decaimiento gamma puede ser escrita de la siguiente manera:



2.3.1.4.- Captura electrónica

En este caso el núcleo atrapa un electrón orbital, de carga negativa. En consecuencia uno de sus protones se transforma en un neutrón, disminuyendo así el número atómico del núcleo, pero manteniéndose el número másico. El electrón deja una vacante en el orbital correspondiente, que es llenada por un electrón de una capa superior (y así sucesivamente hasta llegar a la última capa de electrones). De esta forma se van emitiendo fotones de rayos X. El proceso total se identifica por los rayos X emitidos al final, que son característicos del nuevo átomo. Como lo muestra la siguiente ecuación:



Hay otros procesos de menor importancia que también implican decaimiento radiactivo, transmutación de elementos y emisión de alguna radiación característica. Por otro lado, si se cuenta con un acelerador de partículas o un reactor nuclear, se puede inducir un gran número de reacciones nucleares acompañadas por sus correspondientes emisiones. De hecho, en la gran mayoría de las fuentes radiactivas que se usan en la actualidad, la radiactividad ha sido inducida por bombardeo con neutrones provenientes de un reactor nuclear. [5, 8,9]

2.3.2.- Esquemas de decaimientos

Todas las características hasta aquí descritas sobre la desintegración radiactiva se pueden representar de forma gráfica en un llamado esquema de decaimiento. El método general utilizado para esquemas de desintegración radiactiva se ilustra en la figura 4.

Las flechas indican transiciones por emisión radiactiva, la desintegración alfa (α) se observa a la izquierda, donde el número de masa se reduce en 4 unidades y el número atómico se reduce en 2 unidades para producir un hijo (A). A la derecha de este se muestra el decaimiento beta (β^+), para producir un hijo (B). El decaimiento beta (β^-) a la derecha de la figura 4, donde el número de masa no cambia y el número atómico aumenta en una unidad, el decaimiento gamma en el centro (flecha punteada), produciéndose los hijos (C) y (D), respectivamente.

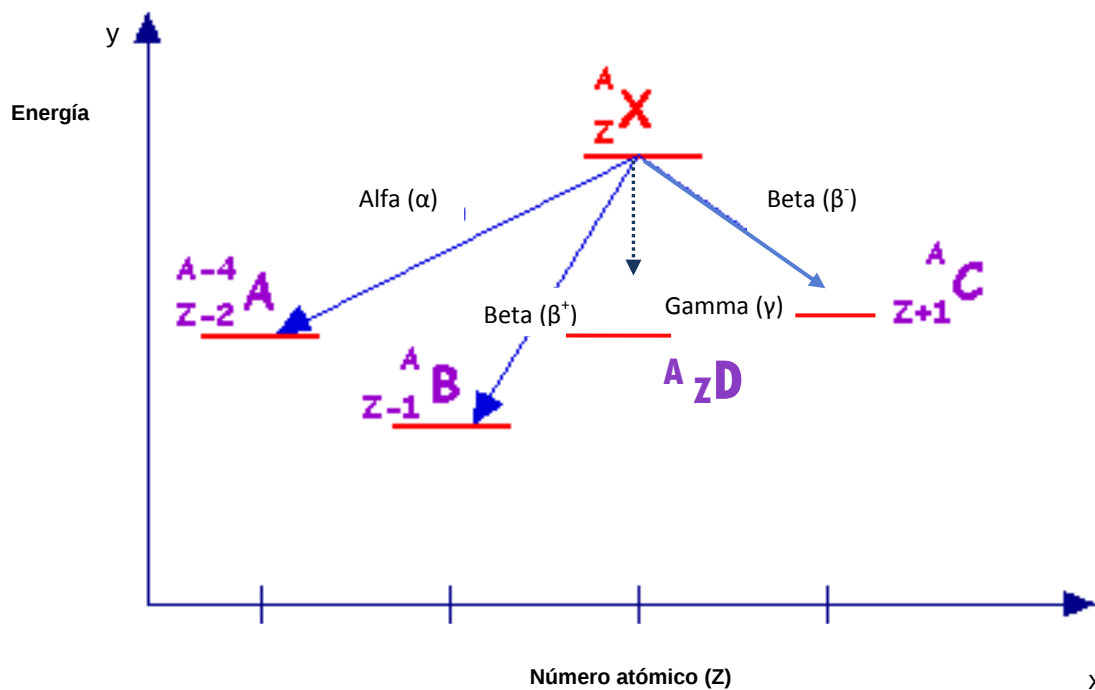


Figura 4.- Representación esquemática de los tipos de decaimientos radiactivos.

La energía se representa en el eje y el número atómico (Z) en el eje horizontal. El isótopo de origen se muestra en la parte superior, este isótopo se conoce como el padre. El isótopo padre pierde energía cuando se desintegra y por lo tanto los productos de la decadencia a que se refiere como hijos se trazan en un nivel inferior de energía. ^[5,10]

2.3.3.- Ley de decaimiento radiactivo

Siempre que un radionúclido sufra una desintegración nuclear, la tasa de desintegración (el número de decaimientos por unidad de tiempo), va a ser proporcional al número de núcleos (N) presentes en la muestra, por tanto:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad (8)$$

Donde $\Delta N/\Delta t$ es la tasa de desintegración. La constante de proporcionalidad (λ) es llamada constante de decaimiento, es interpretada como la probabilidad de desintegración por unidad de tiempo para un nucleído radiactivo. La constante de decaimiento es característica de cada elemento y cada tipo de decaimiento. El signo negativo indica la disminución en el número de núcleos presentes en un intervalo de tiempo Δt . Integrando la ecuación anterior entonces, el número de presentes de núcleos después de un tiempo t puede ser expresado como:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (9)$$

Donde N_0 es el número de núcleos iniciales presentes en un tiempo $t=0$. Esta última expresión es conocida como la ley de la desintegración radiactiva. Nos dice que el número de núcleos radiactivos disminuye de manera exponencial con el tiempo, el ritmo de descenso se ha controlado por la constante de desintegración. La ley se muestra en forma gráfica en la figura 5.

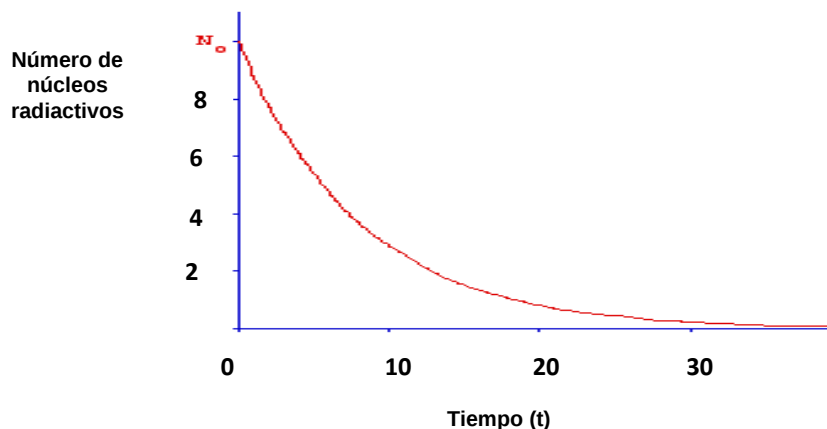


Figura 5.- Representación de la ley de decaimiento radiactivo.

2.3.4.- Tiempo de vida media de un isótopo radiactivo

La vida media de un isótopo es el tiempo que tarda en reducirse su actividad a la mitad. Si transcurre n vidas medias, la actividad se reduce a una fracción $1/2^n$ del valor original.

La relación entre la constante de decaimiento y la vida media puede ser obtenida substituyendo $N = N_0/2$ y $t = T$ (T es usada para denotar la vida media de un radionúclido), en la ecuación (9) y solucionar, el tiempo de vida media resulta:

$$T = \frac{\ln(2)}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \quad (10)$$

Para encontrar la rapidez con la cual los núcleos se desintegran, se deriva la ecuación (9) con respecto al tiempo y se obtiene la tasa de desintegración.

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N_0 e^{-\lambda t} = -\lambda N \quad (11)$$

El valor absoluto de la tasa de desintegración es la actividad de la sustancia.

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (12)$$

En esta ecuación A_0 es la actividad inicial de la muestra, e es la función exponencial, y t es el tiempo. La actividad se expresa en desintegraciones por segundo $1\text{Bq} = 1\text{ dps}$. También se ha usado tradicionalmente la unidad Curie (Ci), igual a 3.7×10^{10} desintegraciones por segundo (unidad basada en la actividad de 1 g de ^{226}Ra). Es claro que $1\text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10}\text{ Bq}$. [5]

2.3.5.- Características de las fuentes radiactivas

En la mayoría de los casos la braquiterapia se realiza con fuentes emisoras de rayos gamma, con fotones cuya energía oscila entre los 20 KeV y 2.2 MeV. Los rayos gamma de energía menor a 20 KeV, los rayos betas y los rayos alfas son atenuados en las capas superficiales de los tejidos y por lo tanto su aplicación clínica es muy limitada. De hecho, la mayoría de las fuentes de rayos gamma van a ser encapsuladas con un metal inerte el cual contiene el material radiactivo y suministra rigidez a la fuente, además de filtrar y eliminar los fotones de energía baja y las partículas alfa y betas.

La elección apropiada de un radioisótopo emisor gamma para un tratamiento de braquiterapia específico depende de varias características relevantes, tanto físicas como dosimétricas, las más importantes son:

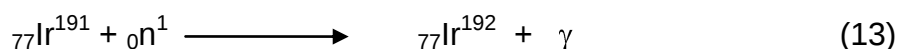
- La energía de los fotones emitidos, la penetración del haz en el tejido y en los materiales del blindaje.
- El tiempo de vida media.
- La capa Hemireductora (HVL) en materiales de blindaje como el plomo.
- La actividad específica.
- La tasa de dosis suministrada por la fuente.
- El costo de la fuente.

En la tabla 2, se presentan las cantidades físicas de diversos isotopos utilizados en la práctica clínica. ^[2,6]

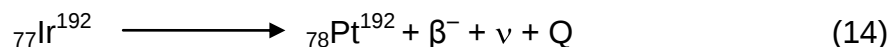
Isótopo	Rango de energía de los fotones (MeV)	Vida media	HVL (mm de plomo)	Constante de tasa de exposición (Rcm ² /h.mCi)	Constante de tasa de kerma en aire (μGy.m ² /GBq.h)
⁶⁰ Co	(1.17-1.33)	5.26 años	11	13.1	309
¹³⁷ Cs	(0.66)	30 años	6.5	3.3	77.3
¹⁹⁸ Au	(0.07-1.09)	2.7 días	2.5	2.38	56.2
¹⁹² Ir	(0.02-1.38)	73.8 días	3	4.69	108
¹²⁵ I	(0.027-0.035)	60 días	0.02	1.45	35.8
²²⁶ Ra	(0.18-2.2)	1620 años	14	8.25	-

Tabla 2.- Características de los isótopos más usados en braquiterapia.

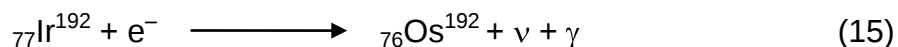
Para el propósito de este trabajo el isótopo de interés es el ^{192}Ir , lidera la tendencia de los equipos de alta tasa debido a su alta actividad específica (9.2 Ci/gr), es el más usado en implantaciones intersticiales gracias a sus rayos gamma de gran energía. La fuente es construida en forma de alambre solido o semilla. Este es producido en un reactor bombardeando ^{191}Ir (estable) con neutrones. La reacción es escrita como:



El ^{192}Ir tiene una vida media de 73.8 días y decaimientos principalmente por rayos betas, posee dos modos posibles de decaimientos en un 95.6 % de las desintegraciones hacia el ^{192}Pt (platino) mediante desintegración beta.



Mientras que en un 4.4 % de las ocasiones lo hace hacia el ^{192}Os (osmio) mediante captura de electrónica.



Posteriormente la emisión gamma proviene de la desexcitación nuclear de los isótopos hijos la cual se utiliza para los tratamientos y tiene un espectro continuo complejo con una energía media de aproximadamente 380 KeV. El grosor HVL (se define como el espesor de material necesario para reducir la intensidad de la radiación incidente a la mitad) para ^{192}Ir es aproximadamente 3 mm plomo. La constante de tasa de exposición para la semilla de ^{192}Ir es 4.69 (R-cm²/mCi-h) y la constante de kerma en aire es 4.11 (cGy-cm²/ mCi-h). ^[5,11]

En la figura 6, se muestra el esquema de decaimiento del ^{192}Ir .^[12]

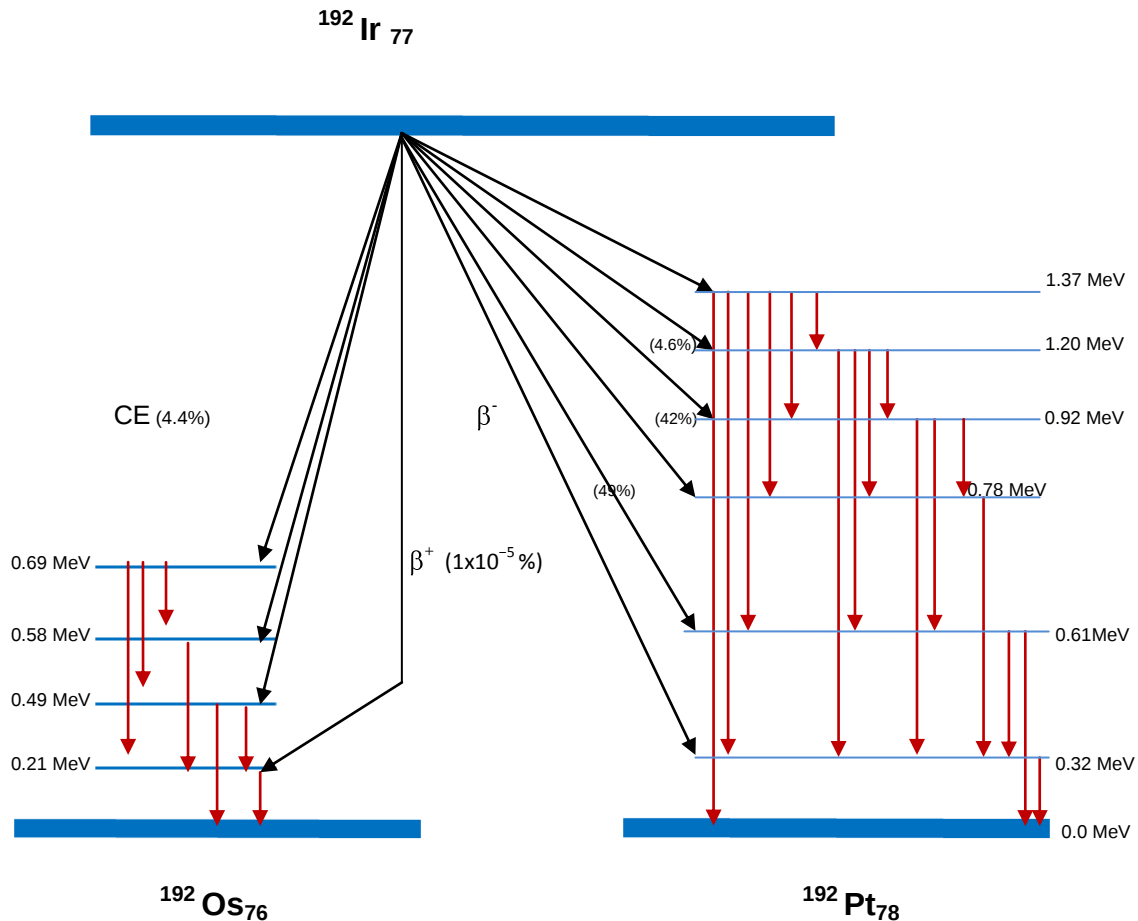


Figura 6.- Esquema de decaimiento del ^{192}Ir .

2.4.- Magnitudes Dosimétricas

Para caracterizar de forma cualitativa y cuantitativa la radiación y sus efectos es necesario definir un conjunto de magnitudes con sus correspondientes unidades. Los organismos encargados de esta materia y cuyas recomendaciones son ampliamente aceptadas son: la Comisión Internacional sobre Unidades de Radiación (ICRU) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).^[1]

2.4.1.- Exposición

La exposición, se define como el cociente dQ/dm donde, dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones en un volumen elemental de aire cuya masa es dm , son completamente frenados en aire.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (16)$$

La unidad de exposición es coulomb por kilogramo (C/Kg). La unidad práctica adoptada originalmente para esta magnitud, posee el nombre especial de roentgen (R), que es “la cantidad de radiación que produce la unidad electrostática de carga en 1 cm^3 de aire en condiciones normales de presión y temperatura”, con una equivalencia: $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$.

En la actualidad, la magnitud exposición dada en unidades de R o C.kg^{-1} , se la reemplaza por la magnitud kerma en aire y su correspondiente unidad, el Gy.^[1,2]

2.4.2.- Kerma

Kerma (kinetic energy released per unit mass), energía cinética liberada por unidad de masa, corresponde a la suma de las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas puestas en movimiento por la radiación indirectamente ionizante, generalmente fotones y neutrones. Está definida por la expresión:

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (17)$$

La unidad para el kerma en el Sistema Internacional de Unidades es el Gray (Gy), se define como $1 \text{ Gray} = 1 \text{ julio/kilogramo}$.

La energía de la radiación indirectamente ionizante es transmitida a la materia mediante dos procesos. Primero, la energía es transferida a las partículas secundarias cargadas a través de varios tipos de interacciones como el efecto

fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y reacciones fotonucleares en el caso de los fotones y captura de neutrones en el caso de los neutrones. Segundo, estas partículas cargadas, pueden transferir su energía al medio a través ionizaciones y excitaciones atómicas, o también pueden interaccionar con núcleos atómicos a través de colisiones radiactivas, también llamadas radiación de frenado o bremsstrahlung. En el primer caso hablaríamos de kerma de colisión K_{col} , en el segundo caso se habla de kerma de radiación K_{rad} . El kerma por tanto se puede también expresar como: [2, 11,13]

$$K = K_{col} + K_{rad}. \quad (18)$$

2.4.3.- Energía impartida

La energía impartida (ε), por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} - \sum \varepsilon_{ou} + \sum Q \quad (19)$$

Unidad: Julio, donde:

$\sum \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado. $\sum \varepsilon_{ou}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado. $\sum Q$, es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

El signo de Q estará dado según:

$Q = 0$, no hubo cambio de masa en reposo debido a las interacciones ocurridas.

$Q < 0$, cuando ha aumentado la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste ha sufrido una pérdida de energía, que ya no estará disponible para ser impartida.

$Q > 0$, cuando ha disminuido la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste se ha visto incrementado, habrá energía radiante disponible para ser impartida. ^[14]

2.4.4.- Dosis absorbida

Es el cociente entre $d\varepsilon$ y dm , donde $d\varepsilon$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a la materia de masa dm .

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (20)$$

La unidad para la dosis absorbida en el Sistema Internacional de Unidades es igual a la energía entregada por unidad de masa (J/Kg). A esta unidad se le da el nombre de gray (Gy).

La dosis absorbida es una magnitud puntual. Cuando se habla de dosis absorbida en un órgano o tumor nos referimos al valor promedio. ^[1,14]

2.4.5.- Transferencia lineal de energía

Se define a la transferencia lineal de energía L_{Δ} , como el cociente entre dE y dl , donde dE es la energía perdida por la partícula cargada al atravesar una distancia dl , debido a todas las colisiones con electrones cuya pérdida de energía es menor o igual que Δ .

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dl} \right)_{\Delta} \quad (21)$$

La unidad de la transferencia lineal de energía viene expresada por (j/m). ^[14]

2.5.- Distribuciones de Dosis

La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), ha desarrollado un mecanismo para el cálculo de dosis recopilado en el documento de trabajo TG - 43 que define los parámetros a medir y calcular para la obtención de las distribuciones espaciales de la dosis.

El método para el cálculo de la dosis en braquiterapia allí descrito sienta las bases para el establecimiento de las dosis en los puntos de interés, la construcción de las curvas de isodosis y la distribución volumétrica de la radiación.

2.5.1.- Cálculo de dosis basado en Formalismo TG - 43

En 1995, la AAPM grupo de tarea nº 43 recomendó un nuevo protocolo de dosimetría para el cálculo de dosis en braquiterapia intersticial. El formalismo en la forma modular permite el cálculo de dosis en dos dimensiones alrededor de fuentes cilíndricamente simétricas como; ^{103}Pd , ^{125}I y ^{192}Ir . Con la recomendación del nuevo formalismo de cálculo de dosis, existen nuevas cantidades físicas como: la intensidad de kerma en aire, la función de dosis radial, la función de anisotropía, el factor geométrico y la tasa de dosis. Estas cantidades han sido obtenidas directamente de la tasa de dosis medida en un medio de agua alrededor de las fuentes y simulaciones de Monte Carlo. ^[11]

Para tales fuentes la distribución de dosis puede ser descrita en términos de un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente, donde r es la distancia del origen al punto de interés P y θ es el ángulo en lo que concierne al eje largo de la fuente (ver figura 7). El punto P (r_0 , θ_0) es el punto de referencia que está sobre el bisector transversal de la fuente a una distancia de 1 cm del origen ($r_0 = 1$ cm y $\theta_0 = \pi/2$).

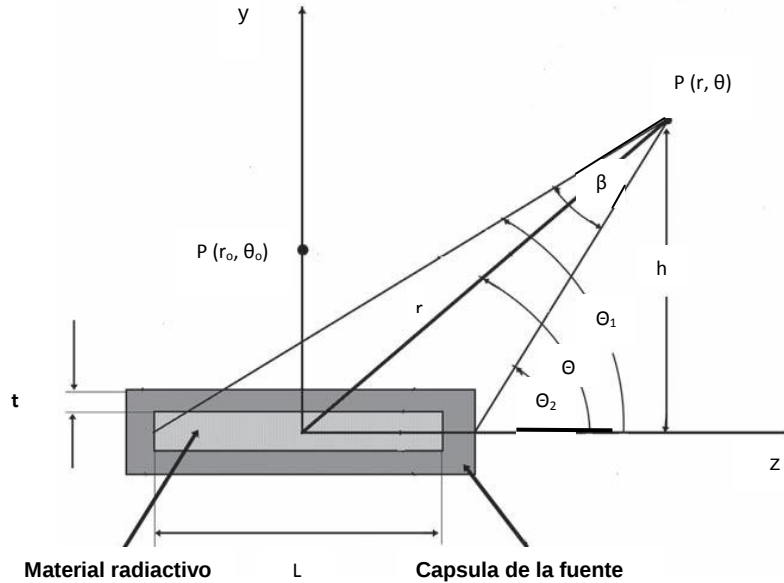


Figura 7.- Ilustración de geometría asumida en el formalismo de cálculo de dosis.

La tasa de dosis, $\dot{D}(r, \theta)$ medida en un medio de agua en cualquier punto de interés $P(r, \theta)$ es escrita como:

$$\dot{D} = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_o, \theta_o)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (22)$$

Donde:

- S_k intensidad de kerma en aire ($\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$).
- Λ constante tasa de dosis en agua.
- $G(r, \theta)$ función geométrica.
- $g(r)$ función radial de dosis.
- $F(r, \theta)$ función de anisotropía

La intensidad de kerma en aire S_k , es una medida de intensidad de la fuente en braquiterapia, la cual está especificada en términos de tasa de kerma en aire en un punto a lo largo del eje transversal de la fuente en el espacio libre. Es definida como el producto de tasa de kerma en aire por el cuadrado de la distancia (d) medida desde el punto calibración hasta el centro de la fuente, su unidad es; $S_k = \text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$.

$$S_k = \dot{K}(d).d^2 \quad (23)$$

La constante de la tasa de dosis Λ , es definida como la tasa de dosis en agua a una distancia de 1 cm sobre el eje transversal por unidad de la intensidad de kerma en aire de la fuente en un maniquí de agua. Es usualmente medida en unidades (cGy.h⁻¹/cGy.cm²/h). Esta incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial de radiactividad dentro de la capsula de la fuente y la dispersión en agua alrededor de la fuente. Para este trabajo se utilizará una fuente de ¹⁹²Ir cuya constante es de 1.118 (cGyh⁻¹/cGy.cm²/h).^[15]

$$\Lambda = \frac{\dot{G}(r_o, \theta_o)}{s_k} \quad (24)$$

La función geométrica $G(r, \theta)$, representa la variación de la dosis relativa debido a la distribución espacial de actividad dentro de la fuente, ignorando la absorción y dispersión en la estructura de la fuente.

$$G(r, \theta) = \begin{cases} r^{-2} & \text{Aproximación fuente puntual} \\ \frac{\beta}{L r \sin \theta} & \text{Aproximación fuente lineal} \end{cases} \quad (25)$$

Donde, L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo entre la fuente y el punto de interés medido a partir del centro de la fuente (ver figura 7). Es decir, $\beta = (\theta_2 - \theta_1)$.

La función radial de dosis $g(r)$, representa los efectos de absorción y dispersión en el medio a través del eje transversal de la fuente ($\theta = \pi/2$), se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_o).G(r_o, \theta_o)}{\dot{D}(r_o, \theta_o).G(r, \theta_o)} \quad (26)$$

La función radial de dosis se define sólo para el eje transversal. Nótese que este valor también puede ser influenciado por la filtración producida por el material del encapsulado de la fuente.

Para nuestro interés en este trabajo especial de grado la función radial de dosis para el ^{192}Ir es indicada por un polinomio de tercer orden:

$$g(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 \quad (27)$$

Donde los coeficientes de Meisberger normalizados a 1 cm son: ^[15]

$$a_0 = 0.99248$$

$$a_1 = 9.2990 \times 10^{-3} \text{ cm}^{-1}$$

$$a_2 = -1.8107 \times 10^{-3} \text{ cm}^{-2}$$

$$a_3 = -2.8781 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-3}$$

Los datos de Meisberger se utilizan a menudo como base para los cálculos de dosis en braquiterapia. Describen la dosis absorbida en agua alrededor de una fuente puntual, Meisberger proporciona un ajuste polinómico del ^{192}Ir teniendo en cuenta el efecto de la atenuación y dispersión. La validez de los coeficientes de Meisberger se limita a distancias de hasta 10cm de la fuente, que se considera satisfactoria para la mayoría de aplicaciones en braquiterapia.

La función de anisotropía $F(r, \theta)$, toma en cuenta la anisotropía de distribución de dosis alrededor de la fuente, proporciona la variación de dosis a cada distancia r debida a los efectos de absorción, filtración oblicua, atenuación y dispersión de los fotones en el medio. ^[2, 11, 15, 16, 17, 18, 19]

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta).G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0).G(r, \theta)} \quad (28)$$

2.5.2.- Método de comparación de distribuciones de dosis (índice gamma)

El método del índice gamma para la comparación de dos distribuciones de dosis es el más extendido para la verificación de planes de radioterapia con intensidad modulada (IMRT).

El modo más común consiste en verificar experimentalmente el plan de tratamiento evaluado y aprobado en el sistema de planificación sobre un maniquí de verificación equivalente al agua, el cual es irradiado manteniendo los mapas de fluencia originales de la planificación sobre el paciente. La evaluación cuantitativa de los resultados se realiza en términos de la distribución gamma.

La distribución gamma ha sido empleada para la verificación de planes de tratamiento de IMRT sobre maniquí. Su utilización ha sido revisada y refinada a lo largo del tiempo por diversos autores. Se han definido indicadores cuantitativos que describen el comportamiento de la distribución gamma, como el ángulo del índice gamma, cuyo valor nos indica la influencia de la diferencia de dosis y distancia (distance - to - agreement) en el valor final del índice gamma.

La comparación de ambas imágenes se basa en la cuantificación bidimensional del índice gamma en toda la superficie analizada, lo que permite evaluar objetivamente la calidad del tratamiento.

Esto se realiza mediante la función gamma. Esta función utiliza típicamente como criterio de comparación (3%,3mm), la distancia multidimensional entre la medida obtenida y los cálculos realizados por el sistema de planificación, considerando tanto la dosis como la distancia física en un espacio compuesto por la dosis y por las dos coordenadas espaciales del plano de estudio. El criterio de aceptación tiene la forma de un elipsoide, donde las dimensiones de los ejes mayores son los criterios de aceptación individuales determinados para cada magnitud (tolerancia para la dosis y tolerancia para la distancia física) y el centro el punto de medida en cuestión.

La distancia mínima en este hiperespacio dosis - distancia entre el centro (punto de medida) y los puntos calculados se denomina índice gamma. Aquellos puntos donde gamma es menor o igual a 1 corresponden a localizaciones donde los puntos calculados cumplen los criterios de aceptación (pertenecen al volumen definido por el elipsoide de tolerancias).

El índice gamma viene expresado por la siguiente expresión:

$$\gamma = \min \left\{ \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta d^2_{\max}} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta D^2_{\max}}} \right\} \quad (29)$$

Donde:

$r(\vec{r}_m, \vec{r}_c)$: Es la distancia entre los puntos medidos y calculados.

$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c)$: Es la diferencia de dosis entre los mismos puntos.

$D_{\max}$: Es el criterio de diferencia de dosis.

$d_{\max}$: Es el criterio de acuerdo a la distancia. [20, 21, 22]

2.6.- Detectores de Radiación Ionizantes

Las radiaciones ionizantes, por su naturaleza, requieren para su detección por parte de un observador, del empleo de dispositivos adecuados denominados genéricamente sistemas detectores. Estos dispositivos ponen en evidencia la presencia de un campo de radiaciones, mediante la generación de algún tipo de señal que resulte inteligible para el observador, brindándosele consecuentemente información cualitativa o cuantitativa acerca de las radiaciones de interés.

En un sistema detector pueden distinguirse dos subsistemas principales que lo integran: el detector propiamente dicho y el procesador de información. El detector es un dispositivo que transforma la energía de un campo de radiación que sobre él incida, en una señal (eléctrica, fotoquímica, etc.) que resulte más fácilmente procesable. La señal entregada por el detector, no es aún fácilmente interpretable por el observador, por lo que ésta debe ingresar a su vez al procesador (electrónico, etc.) en el que experimenta un nuevo proceso de conversión, sin pérdida de la información original, estos dispositivos que convierten un tipo de señal de entrada en otro tipo de señal de salida conservando la información contenida en la señal de entrada, se denominan transductores.

Los detectores de radiaciones ionizantes pueden clasificarse en detectores “inmediatos” o “retardados”, según que la información suministrada al observador sea instantánea o diferida con respecto al momento en que se procede a la detección. También, pueden clasificarse en detectores “por ionización” o por “excitación”, según el tipo de fenómeno físico involucrado en el proceso de conversión de la energía del campo en una señal inteligible.

El cuadro a continuación muestra los detectores más utilizados de acuerdo a la clasificación mencionada.

	Inmediatos		Retardados	
	Por ionización	Por excitación	Por ionización	Por excitación
Tipo de detector	Gaseosos Semiconductores	Centelleo	Película fotográfica	Termoluminiscentes

Tabla 3.- Tipos de detectores de radiación ionizante.

2.6.1.- Detectores gaseosos

Los detectores gaseosos se basan en la recolección directa de la ionización producida por una partícula al atravesar un gas encerrado, básicamente están constituidos por un recinto que contiene un gas y se encuentra sometido a un

campo eléctrico producido por una diferencia de potencial aplicada entre dos electrodos.

Cuando este detector se expone a un campo de radiación, la interacción de las partículas ionizantes con el gas que llena el recinto o con el material de sus paredes hace que se generen pares de iones (uno de carga eléctrica positiva y otro de carga eléctrica negativa). Estos iones, en presencia del campo eléctrico, se aceleran en dirección a los electrodos polarizados eléctricamente con signo contrario. Después de haber recorrido la distancia que los separa de los respectivos electrodos, las cargas eléctricas circulan por el circuito exterior de polarización, configurando la señal eléctrica correspondiente que será medida.

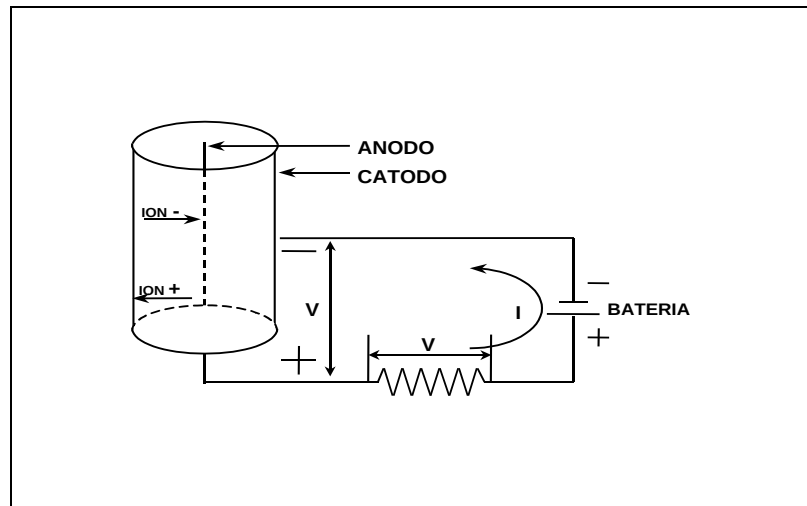


Figura 8.- Esquema básico de un detector gaseoso.

Los diferentes detectores gaseosos (cámara de ionización, proporcionales y Geiger-Müller) se distinguen por su operación en las diferentes regiones de voltaje.

Cada tipo de detector es sensible a cierto tipo de radiación y a cierto intervalo de energía dependiendo del número de iones que se coleccionen con respecto al voltaje aplicado sobre sus electrodos (ver figura 9). Es por ello que es de primordial importancia seleccionar el detector adecuado a la radiación que se

desea medir, porque de lo contrario conduciría a obtener resultados erróneos.
[10,14]

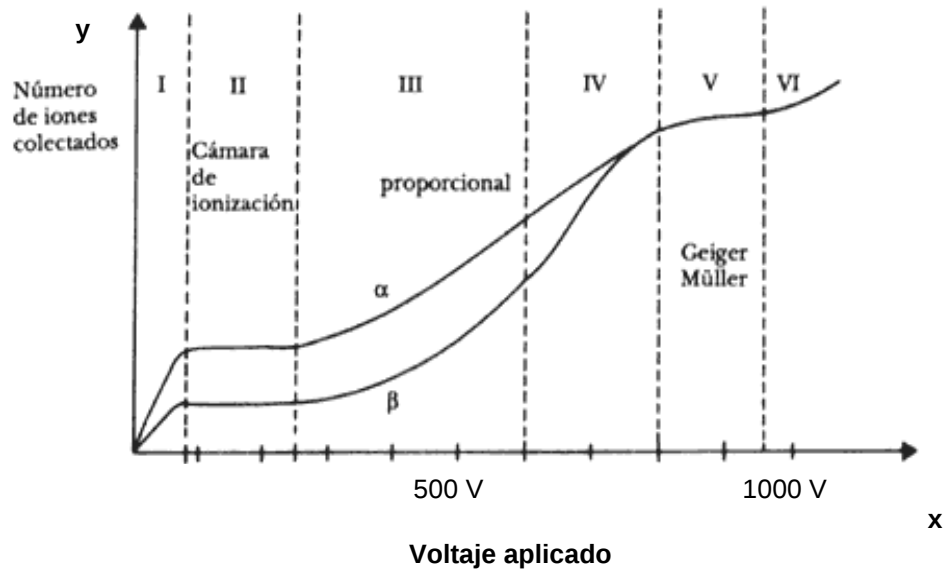


Figura 9.- Regiones de operación de un detector gaseoso.

2.6.2.- Cámaras de ionización

La cámara de ionización, se puede considerar como un condensador plano - paralelo, donde la región que se encuentra entre los planos está rellena de un gas, usualmente aire. Si la diferencia de potencial aplicada a los electrodos de un detector gaseoso es nula, también será nula la intensidad de campo eléctrico en el interior del recinto, con lo que los iones producidos por la interacción de las partículas ionizantes se encontrarán sometidos sólo a la atracción mutua debida al distinto signo de sus cargas, recombinándose para volver a constituir átomos o moléculas neutras. Cuando la diferencia de potencial deja de ser nula, el campo eléctrico existente atrae a los iones hacia los electrodos correspondientes con una fuerza proporcional a la intensidad de campo eléctrico y a la carga eléctrica de un ion.

Sin embargo, pese a la existencia de la fuerza de atracción producida por el campo eléctrico, algunos iones se recombinan durante su migración hacia los electrodos, en relación inversa con la diferencia de potencial aplicada (al aumentar

ésta, aumenta la intensidad de campo eléctrico y, consiguientemente, aumenta la fuerza que actúa sobre los iones, con lo que se les imprime mayor velocidad y disminuye el tiempo de tránsito hacia los electrodos correspondientes, disminuyendo la probabilidad de recombinación).

Cuando un detector gaseoso se polariza de manera tal que todos los iones primarios generados en su interior (excepto los recombinados) son recolectados por sus electrodos, se dice que opera en la zona de cámara de ionización. Esta condición de operación del detector gaseoso se extiende dentro de un cierto rango de valores de tensión de polarización del detector (el valor típico del voltaje es de unos 100 V).

Las corrientes generadas en las cámaras de ionización suelen ser de muy bajo valor, del orden de 10^{-12} amperes, lo que impone precauciones especiales para su medición.

Debido a la muy pequeña cantidad de cargas eléctricas puestas en juego por cada interacción de partículas ionizantes del campo de radiación con la cámara de ionización, la amplitud de los correspondientes impulsos eléctricos resulta muy pequeña por esta razón, no resulta práctico utilizar este tipo de detectores para el conteo de eventos.

Las cámaras de ionización se emplean fundamentalmente para la determinación de la intensidad de campos de radiación; en efecto, la intensidad media de corriente a través de una cámara de ionización resulta directamente proporcional a la tasa de fluencia de las partículas y a la energía de las mismas, ya que al incrementarse cualquiera de ellas, aumenta el número de iones generados y consecuentemente, la intensidad media de corriente.^[14]

2.7.- Sistemas Dosimétricos para Braquiterapia Intersticial

2.7.1.- Tratamiento intersticial

La prescripción y el reporte de la dosis entregada en tratamientos de braquiterapia, mediante la utilización de la metodología estandarizada recientemente por el ICRU, son realizados con la intención de especificar la información mínima que debe ser descrita para cada uno de los tratamientos de braquiterapia intersticial.

La información de dosimetría recomendada en el reporte del ICRU No 58 para tratamientos de implantación intersticial consiste en:

- Una descripción de los volúmenes clínicos.
- Las fuentes, técnica y tiempo de implantación.
- La referencia total de kerma en aire.
- Descripción de la dosis: la prescripción de referencia en el plano central y la periferia.
- Una descripción de la región de dosis alta y baja e índices de uniformidad de dosis.
- Histogramas dosis - volumen (DVHs).^[2,23]

2.7.2.- Sistemas dosimétricos

Varios sistemas de dosimetría de pre-planificación han sido desarrollados para el uso clínico. Esto ha requerido de la implementación de reglas bien definidas para la colocación de las fuentes. Tres sistemas que extensamente han sido usados al pasar de los años son el sistema de Patterson - Parker (Manchester), el sistema Quimby y el más reciente el sistema parisiense. Los tres sistemas se diferencian en: el uso de las reglas de implantación, la definición de uniformidad de dosis y en el método recomendado para prescribir la dosis.^[2]

Sistema de Patterson - Parker (Manchester), fue desarrollado para fuentes de ^{226}Ra y ha resultado ser tan útil que todavía es usado para otros radionúclidos. El objetivo del sistema de Manchester es planificar y entregar una dosis uniforme en todo el volumen a ser tratado (con una variación del $\pm 10\%$ de la dosis prescrita). Este sistema entrega una dosis uniforme en la totalidad del volumen a ser tratado. Las fuentes son distribuidas de manera no uniforme siguiendo ciertas reglas, basadas en el tamaño del volumen blanco. Con más intensidad de la fuente concentrada en la periferia.

Para un plano el arreglo de la fuente trata una lámina de tejido de 1cm de espesor. La dosis prescrita está sobre un plano paralelo a 0.5cm de distancia del plano donde se encuentra la fuente. Para láminas más gruesas de tejido, por lo general hasta aproximadamente 2.5 cm, son tratadas con fuentes colocadas en dos planos paralelos. Mientras, que para otros volúmenes las reglas para el sistema de Manchester han sido establecidas para varios volúmenes geométricos de áreas rectangulares, cilíndricas y esféricas. Un volumen objetivo dado por lo tanto debe ser abarcado para que la implantación pueda ser planificada.

El sistema Quimby, está basado en una distribución uniforme de la intensidad de la fuente en todo el volumen o área de implante, aceptando una entrega de dosis no uniforme. Las fuentes están dispuestas en forma regular y equidistantes una de la otra dentro del volumen a irradiar. Por lo general, la dosis en el centro del volumen de tratamiento es más alta que la dosis cerca de la periferia. El sistema Quimby fue desarrollado para cálculos de dosis en los cuales es asumido por las fuentes de ^{226}Ra . La especificación de la dosis para la prescripción es similar al sistema de Manchester para implantaciones de un solo plano. Para múltiples implantaciones planas sin embargo, la especificación de la dosis es la dosis mínima sobre la superficie periférica del volumen establecido.

El sistema de París, fue diseñado para el ^{192}Ir está basado en un juego de reglas generales para la selección y la colocación de las fuentes para así alcanzar las distribuciones de dosis deseadas:

1. Las fuentes radiactivas deben ser rectilíneas y paralelas.
2. Los centros de todas las fuentes deben ser localizados en el mismo plano, perpendicular a la dirección de las fuentes (el plano central).
3. La intensidad lineal de la fuente (la actividad), debe ser uniforme e idéntica para todas las fuentes.
4. Las fuentes adyacentes deben ser equidistante la una de la otra. Así, la única geometría de la fuente permitida es lineal para implantaciones en un plano y para implantaciones de dos planos cuadrados o triángulos equiláteros.

La especificación de la dosis en el sistema de París:

1. La dosis base representa el valor de la dosis mínima dentro de la región central.
2. La dosis de referencia es igual al 85% de la dosis básica DB.
3. La región de alta dosis está definida como el volumen de tejido que rodea la fuente, la cual recibe una dosis mayor o igual a dos veces la dosis de referencia y el diámetro de esta zona no debe ser mayor a 1cm. ^[2,7,11,24]

Longitud activa (mm)	Separación mínima (mm)	Separación Máxima (mm)
10 – 40	8	15
50 – 90	10	20
≥ 100	15	25

Tabla 4.- Límites para la longitud activa y separación de las fuentes recomendados por el sistema de París.

2.8.- Cáncer de Mama

El cáncer de mama es el crecimiento anormal y desordenado de células del epitelio de los conductos o lobulillos mamarios que tienen la capacidad de diseminarse a cualquier sitio del organismo. La anatomía de la mama se puede

diferenciar en tres partes: envoltura cutánea, es la piel de recubrimiento en la que se encuentran las zonas más pigmentadas del pezón y la areola. La areola, está formada por fibras musculares y "elevaciones" producidas por las glándulas sebáceas. La glándula mamaria, está constituida por varios lóbulos (de 10 a 20) productores de leche y conductos excretores (galactóforos) que desembocan en la base del pezón y el tejido adiposo graso que da la consistencia y el volumen de la mama.

El cáncer de mama es el más frecuente en los países desarrollados, con una incidencia de aproximadamente 100 casos por cada 100000 mujeres por año. La mayor parte de estos tumores surgen en edades comprendidas entre 45 a 65 años. La braquiterapia para este tipo de cáncer con semillas radiactivas de ^{192}Ir , es usada como terapia de radiación la cual permite que la fuente sea colocada dentro del seno lo más cerca posible a las células cancerosas. Permitiendo que la radiación se concentre en blanco a tratar y al mismo tiempo minimizar el daño al tejido sano circundante. Esta técnica es utilizada para estadios bajos (cáncer que no se ha diseminado más allá del tejido mamario y los ganglios linfáticos axilares locales). Como ocurre con otras patologías. La detección y el tratamiento temprano aumentan las perspectivas de vida del paciente.

2.8.1.- Estadios del cáncer de mama

Las etapas 0, I, y II son consideradas cáncer de mama tempranas.

Etapa 0, el carcinoma ductal o lobular in situ es el cáncer de mama muy temprano que no se ha diseminado fuera del conducto o lobulillo.

Etapa I, el tumor mide 2 cm o menos y no se ha diseminado fuera de la mama.

Etapa II, si el tamaño del tumor es menor de 2 cm y se ha extendido a los ganglios de la axila, o cuando el nódulo canceroso es mayor de 2 cm y menor de 5 cm con o sin diseminación a los ganglios de la axila.

La etapa III A, el nódulo canceroso es menor de 5 cm pero se ha extendido a los ganglios de la axila que se encuentran adheridos entre sí a otras estructuras. O bien si es mayor de 5 cm con diseminación axilar.

La etapa III B, el nódulo canceroso se extiende por los tejidos cercanos a la mama, la piel, las costillas, los músculos del tórax o a los ganglios linfáticos de la pared torácica.

Etapa IV, cuando las células cancerosas se han diseminado a otros tejidos del cuerpo (huesos, pulmones, hígado o cerebro), y también localmente a la piel y a los ganglios linfáticos del cuello y clavícula.

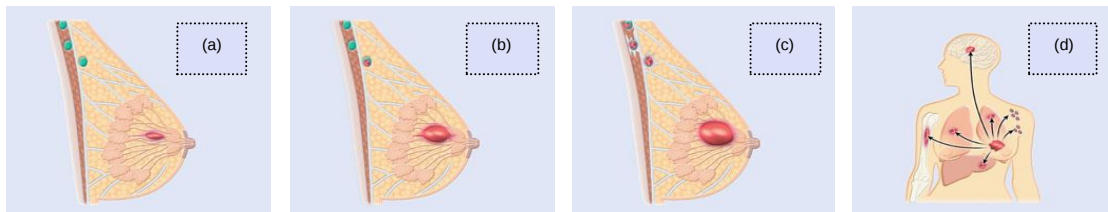


Figura 10.- Estadios del cáncer de mama: (a) Estadio I (b) Estadio II (c) Estadio III (d) Estadio IV.

Para determinar la etapa del cáncer de mama, el oncólogo considera tres factores importantes: tamaño del tumor, estado ganglionar y metástasis.

Tamaño del tumor, el tamaño del tumor primario es una de las principales características de diferenciación.

Estado ganglionar, indica la presencia o ausencia de células cancerosas en los ganglios linfáticos (órganos pequeños con forma de guisante que producen y almacenan las células que combaten la infección; se encuentran en muchos lugares del cuerpo, como debajo de los brazos, detrás de las orejas y en la ingle). El estado ganglionar ayuda a definir la etapa del cáncer de mama.

Metástasis, este término describe el cáncer que se ha difundido desde la mama afectada a otras zonas del cuerpo: tejido blando (como el tejido de la mama

opuesta, ganglios linfáticos lejanos o piel), órganos como el hígado o los pulmones y los huesos. ^[25]

Tumor	Ganglios	Metástasis
T ₀ : Sin evidencia de tumor primario.	N ₀ : Ausencia de invasión ganglionar.	M ₀ : No existe metástasis a distancia.
T _{is} : Ca. Intraductal, lobular in situ.	N ₁ : Invasión de ganglios axilares homolaterales móviles.	M ₁ : Presencia de metástasis a distancia.
T ₁ : Limitado a la mama. Tamaño < 2cm.	N ₂ : Invasión de ganglios axilares homolaterales, fijos entre sí (emparejados) o con otras estructuras móviles.	
T ₂ : Tamaño entre (2-5) cm	N ₃ : Invasión de ganglios infra y supraclaviculares o mamaros internos y axilares homolaterales.	
T ₃ : Tamaño > 5 cm.		
T ₄ : cualquier tamaño con extensión a piel ó pared torácica.		
Estadio 0: T _{is} , N ₀ , M ₀ . Estadio I: T ₁ , N ₀ , M ₀ . Estadio II: T ₀ , N ₁ , M ₀ / T ₁₋₂ , N ₀₋₁ , M ₀ / T ₃ , N ₀ , M ₀ . Estadio III: T ₀₋₁ , N ₂ , M ₀ / T ₃ , N ₁₋₂ , M ₀ / T ₄ , N ₀ , M ₀ / Cualquier T, N ₃ , M ₀ . Estadio IV: Cualquier T, cualquier N, M ₁ .		

Tabla 5.- Clasificación TNM del cáncer de mama.

2.9.- Efectos Biológicos de las Radiaciones

El núcleo es la estructura celular más sensible a las radiaciones. En él se almacena la información genética dentro de la molécula de ADN. Sin embargo, fuera del núcleo, también hay estructuras celulares sensibles a los efectos radioinducidos. Tal es el caso de los organelos (mitocondrias, lisosomas, retículo endoplásmico rugoso y liso, etc.).

Cuando un sistema biológico es irradiado, se produce excitación o ionización al nivel de moléculas críticas que lo componen. La modificación de ese sistema se produce en este caso por acción directa de la energía entregada (efecto directo).

Si la lesión es irreversible y por tanto no reparable, la consecuencia será la muerte reproductiva de la célula alcanzada. Si por el contrario la lesión radioinducida es reparada, tendremos un ADN capacitado para ir hacia mitosis sucesivas, pero con la posibilidad de transmitir alteraciones en la línea genética, mutaciones.

Por otra parte, hay que considerar también que, los sistemas biológicos son esencialmente acuosos, de modo que la energía absorbida en ese volumen de agua generará moléculas intermediarias con gran reactividad química (radicales libres), dando lugar a los mecanismos secundarios (efectos indirectos).

Es bien conocido el componente de volumen agua en las células del ser humano normalmente hidratado, estimado en un 70%. El efecto de la ionización en las moléculas de agua es lo que se conoce como "Radiólisis del agua". Se produce una ruptura de la molécula con la liberación de los radicales que la componen, H^+ y OH^- . Estos radicales adquieren una rápida tendencia a recombinarse pudiendo dar lugar a la formación de nuevas moléculas de agua o, lo que es más frecuente, a agua oxigenada que presenta una elevada toxicidad para el medio biológico en donde se forma.

Una irradiación puede producir distintos tipos de lesiones en la molécula de ADN:

- Rupturas de cadenas (simples o dobles).
- Alteración de las bases nitrogenadas.
- Oxidación de azúcares.
- Formación de puentes entre las dos cadenas del ADN.

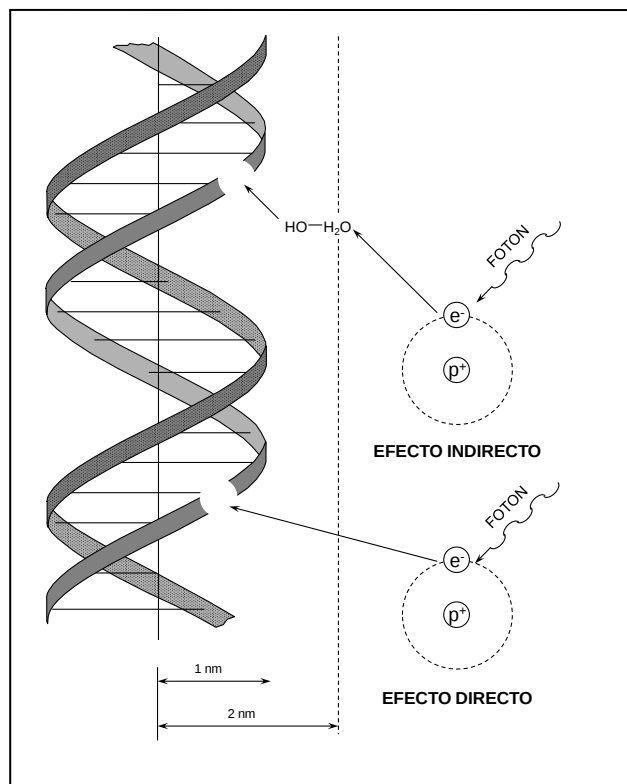


Figura 11.- Acción directa e indirecta de la radiación ionizante.

En un dado sistema biológico, el resultado de células sobrevivientes disminuye cuando la dosis aumenta. La tasa de supervivencia dependerá de la dosis, del sistema celular estudiado y de las condiciones de estudio. Existen múltiples factores que pueden modificar la respuesta biológica, los cuales deben ser considerados en esta área, pero se escapan del alcance de esta investigación. [2, 5,10]

2.10.- Control de Calidad y Protección Radiológica en Braquiterapia

Las instituciones dedicadas a las prácticas de la braquiterapia deben establecer un programa de control de calidad en el cual se haga énfasis en la comprobación, verificación, y registro de datos. En el reporte de la AAPM n° 13, se han establecido una serie de recomendaciones específicas en este sentido y en diferentes áreas que incluyen:

- Obtención de las fuentes radiactivas.
- Mantenimiento del suministro de radionucleídos.
- Comprobación de la actividad de la fuente.
- Preparación, entrega o despacho y recuperación de las fuentes.
- Registro de datos.

La finalidad principal de un programa de protección radiológica es proporcionar un nivel adecuado de protección para el hombre, sin limitar indebidamente las prácticas beneficiosas que dan lugar a la exposición debido a la radiación. En radioprotección existen diversas prácticas que al dar lugar a exposición a la radiación, estas deben ser atendidas. Existen tres tipos de exposiciones, a saber: exposiciones ocupacionales (exposición de las personas en su puesto de trabajo), de la exposiciones médicas (exposición de las personas durante el diagnóstico o tratamiento médico) y exposición del público (todas las demás exposiciones de la radiación). A los fines de vigilar y/o controlar cualquier tipo de exposición, es necesario aplicar los principios generales de un sistema de protección radiológica. La Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) en la Publicación 60 señala que para aquellas prácticas en curso y las previstas, el sistema de protección radiológica esta basado en los siguientes principios:

1. Justificación de la práctica: No se debería adoptar ninguna práctica que suponga la exposición a radiaciones salvo que dicha práctica implique un beneficio para los individuos expuestos o para la sociedad, que sea suficiente como para compensar el detrimento causado.
2. Optimización de la protección: En lo relativo a una determinada fuente asociada con una práctica, la magnitud de las dosis individuales, el número de personas expuestas y la probabilidad de que se produzca una exposición, cuando no se tenga certeza de que ésta se vaya a recibir, deberían mantenerse tan bajos como sea razonablemente alcanzable, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.

3. Límites individuales de dosis y de riesgo: La exposición de individuos que resulte de la combinación de todas las prácticas pertinentes debería estar sujeta a límites de dosis, o a algún mecanismo de control del riesgo en el caso de exposiciones potenciales. La finalidad de tales controles es asegurar que ningún individuo sea expuesto a riesgos de irradiación considerados inaceptables para dichas prácticas bajo circunstancias normales.

Una de las principales desventajas de la braquiterapia está dada por la exposición a las radiaciones del personal hospitalario. Sin embargo, un programa de protección dedicado puede disminuir al mínimo o aún eliminar cualquier exposición para el equipo humano. Al establecer un programa efectivo de protección radiológica deben de tenerse en consideración muchos factores incluyendo:

- Adquisición de la licencia apropiada.
- Almacenamiento, transporte y disposición de las fuentes.
- Cuidados de los pacientes que contengan radionucleídos.
- Medición de la dosis recibida por el personal.
- Educación de otros profesionales de la salud acerca de la radiactividad y la protección radiológica.
- Plan para situaciones de emergencia.

En publicaciones previas (AAPM1984, ICWG1988) se han presentado los detalles de un modelo de control de calidad y de programas de protección radiológica. ^[6, 26]

Capítulo III

Equipos y Materiales

3.1.- Descripción de Equipos y Materiales

En este apartado se describen los equipos y materiales que fueron utilizados en la metodología experimental para la realización de este trabajo especial de grado.

3.1.1.- Equipo de carga remota de alta tasa de dosis (HDR)

Un equipo de tratamiento de alta tasa de dosis está compuesto básicamente por: la unidad de tratamiento y un sistema de planificación.

La unidad de tratamiento está constituida por un computador el cual opera el monitor, teclado y una impresora, esta programa el control de tratamiento y monitorea la realización del mismo. Además, es la encargada de hacer el resguardo primario de la fuente mientras se tenga para el uso clínico, recibe las instrucciones para la puesta en exposición de la fuente para las posiciones programadas.

Como mecanismo de funcionamiento la fuente es guiada al lugar del tratamiento mediante tubos de metal hasta la salida del equipo, siendo guiadas luego al lugar del tratamiento mediante el uso de catéteres y aplicadores. Estas fuentes sólo se detienen en lugares específicos dentro del aplicador cada 0.5 cm desde una referencia dada. Una de las maneras de escoger la referencia es desde el final del aplicador, conocido también como la búsqueda final, consiste en que el equipo envía un cable (Dummy, simulador de la fuente) hasta el final del aplicador, estableciendo de esta manera el punto de referencia al final del aplicador y desde esta referencia se comienza a dar el tratamiento.

Todos los equipos de alta tasa de dosis antes de comenzar el tratamiento envían un cable inactivo llamado Dummy, cuya función es la verificación de que no haya ningún tipo de obstrucción en el aplicador que impida el paso de la fuente.

El sistema de planificación está constituido por la unidad central, monitor y teclado. El sistema provee múltiples herramientas para la optimización de dosis. Una vez que es realizada la planificación del paciente esta puede ser enviada a la unidad de tratamiento para así suministrar la dosis prescrita.

Las características esenciales que deben de cumplir los equipos de carga remota de alta tasa de dosis (HDR) son las siguientes:

- Debe de poseer un lugar dentro del equipo primario para el resguardo de la fuente.
- Gozar de un mecanismo que mueva la fuente desde el lugar de resguardo a los aplicadores.
- Poseer un sistema que mantenga la fuente en el aplicador por intervalos de tiempos en posiciones preestablecidas.
- Gozar de un mecanismo que regrese la fuente al lugar de resguardo cuando se termine el tratamiento o cuando ocurra alguna falla debido a suministro eléctrico.

3.1.2.- Unidad de tratamiento GammaMed plus (HDR)

Marca: GammaMed plus 24 canales / 60 posiciones.

Tamaño de la fuente: 0.6 mm de diámetro, 4.5 mm de longitud.

Tipo de isótopo: ^{192}Ir

Longitud activa: 0.35 cm

Velocidad de la fuente: 50 cm/s

Periodo de desintegración del radioisótopo: 73.83 días.

El GammaMed plus es una unidad de HDR (High-Dose-Rate), está indicado para administrar diversos tipos de braquiterapia según el aplicador que se seleccione. Utiliza una fuente con una actividad nominal de 10 Ci de ^{192}Ir . Al igual que el resto de las unidades de tratamiento, posee una fuente activa y una fuente maniquí idéntica, para comprobar que en cada canal programado de tratamiento no existen obstrucciones y que la longitud del conjunto aplicador tubo guía es la establecida (1300 mm).

Consta de 24 canales y la fuente se mueve impulsada por un motor paso a paso controlado por un ordenador. En el tratamiento, la fuente se conduce hasta su posición distal y después se retrae para tratar posiciones subsecuentes. Los pasos más finos entre posiciones son iguales a la longitud de la fuente a fin de minimizar el rizado que ocurre en la distribución de dosis en las cercanías de la fuente. Es posible programar la fuente para que se detenga en un máximo de 60 posiciones de irradiación. De esta forma, el sistema logra controlar la distribución de la dosis en todo el volumen de tratamiento requerido y minimizar el daño al tejido sano.

El programa de control de tratamiento GammaWin (Software), acompaña al sistema GammaMed para supervisar con precisión el funcionamiento del equipo. Diversas funciones de seguridad y alarmas garantizan el control seguro de la fuente radiactiva. En este programa de control encontramos la información del tratamiento planificado, una de las funciones más importantes de este software es que ajusta automáticamente los tiempos de tratamientos basados en la verdadera actividad de la fuente.



Figura 12.- Equipo de alta tasa de dosis (HDR) “GammaMed Plus”.

3.1.3. - Sistema de planificación de tratamiento (Brachy Vision)

El sistema de planificación de tratamiento es el corazón del proceso de planificación de braquiterapia, compuesto por un computador que cuenta con la entrada y salida de dispositivos y de un software. Su función es la de permitir la entrada de información anatómica del paciente para su posterior interpretación por parte de especialistas, visualizar la posición de las fuentes dentro del paciente y seleccionar la mejor optimización de dosis para tratar un determinado volumen blanco y producir una representación de la distribución de la dosis que será entregada al paciente.

Los sistemas de planificación suelen modelar la fuente como un emisor puntual de ^{192}Ir , aplicando los parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG - 43 para cada tipo de fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto.

El hardware esta conformado por una unidad de procesamiento central (CPU), un procesador de gráficos y un monitor. Se requiere también de una impresora donde serán impresos los planes de tratamientos.

El software del sistema operativo conducirá al sistema de planificación de tratamiento, siendo generalmente productos UNIX o Windows, con el paquete de opciones del sistema de planificación, el software puede ser muy complejo, pero se puede considerar como un paquete básico con un mínimo de requerimientos y características adicionales. Estas características son estándares, siendo a veces suplementos opcionales.

3.1.3.1.- Brachy Vision (6.5/ 7.1.67.1)

Número de identificación: D BV65 - 7167 - RN

Versión: 2.0

Fecha: 23 Septiembre de 2003

Este programa dispone de un conjunto de datos base, modificables por el usuario, y el algoritmo de cálculo de dosis que utiliza supone la fuente puntual de ¹⁹²Ir. Es una aplicación de la línea de productos de Varian Vision Applications, junto con Vision, Soma Vision, Scan Vision y Portal Vision.

Descripción de las funciones Brachy Vision 6.5:

- Importación y exportación de imágenes, datos de estructura usando DICOM RT.
- Importación de imágenes desde varios dispositivos (TC, RM) usando varios formatos de imágenes incluyendo DICOM 3.
- Display 2D y 3D de datos volumétricos de pacientes.
- Herramientas para contorno automático y manual.

- Registro de diferentes modalidades de imágenes y uso de varias imágenes definiendo anatomía del paciente, volumen del tumor y planificación de geometría.
- Planificación de braquiterapia (definición de aplicadores, semillas y cálculo de dosis).
- Integración con CadPlan para cálculo de dosis y transferencia de información de planes y dosis para regresar a Brachy Vision para suma de dosis.
- Evaluación de dosis (mostrando vistas de isodosis a 2D y 3D).
- Visualización de histogramas dosis volumen para estructura de pacientes, comparación de planes DVH.
- Aprobación y transferencia del plan de tratamiento a la unidad de tratamiento GammaMed plus.

3.1.4. - Detector PTW 2D - Array seven29

Innovadora matriz de cámaras de ionización para la verificación precisa de planes de IMRT y el aseguramiento de calidad de aceleradores lineales. Esta matriz es un detector de tipo gaseoso y su principio físico fue discutido en el capítulo II.

Características:

- Matriz de cámaras con 729 cámaras de medición.
- Tipo de detector: Cámara de ionización gaseosa.
- Tamaño máximo del campo: 27 cm x 27 cm.
- Dimensión de la cámara: 5 mm x 5 mm x 5 mm (0.125 cm³).
- Disposición de las cámaras: Matriz de 27 x 27 cámaras.
- Cámara de medición en el isocentro.
- Máxima sensibilidad de medición de dosis bajas.
- Tiempo muerto: Cero.

- Velocidad de repetición: 200 ms
- Magnitud de medición: Dosis absorbida en agua (Gy), tasa de la dosis absorbida en agua (Gy/min).
- Resolución: 1 mGy/min ó 1 mGy.
- Rango de medición: (0.5 - 12) Gy/min.
- Punto de referencia: 5 mm sobre la superficie de la matriz.
- Material del panel: PMMA.
- Dimensiones: 300 mm x 420 mm x 22 mm (ancho x profundidad x altura).
- Peso: aproximado 3.2 kg.

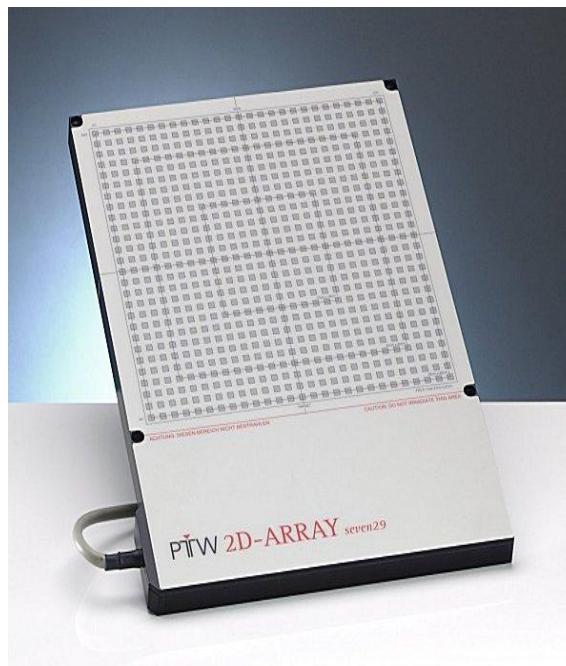


Figura 13. - Matriz de cámaras de ionización (Detector PTW 2D - Array Seven29).

3.1.4.1.- Software VeriSoft

El software VeriSoft ayuda a verificar el plan de tratamiento mediante la comparación de los datos medidos en una verificación con datos calculados por el sistema de planificación.

- Verifica los planes de tratamiento IMRT (Para propósito de este trabajo especial de grado verificará planes de tratamiento realizados en braquiterapia).
- Visualiza la superposición de las isodosis.
- Compara los registros del sistema de planificación con lo medido por el detector 2D-ARRAY seven29. (Isodosis, perfiles y valores numéricos).
- Dispone de funciones para exportar e imprimir los datos.
- Proporciona datos completos de evaluación con el método de análisis de índice Gamma 2D o 3D.

3.1.5.- Maniquí

Cualquier material usado para simular un tejido particular del cuerpo con respecto a un conjunto de características físicas es llamado tejido sustituto. Cuando un volumen de uno o varios tejidos sustitutos es usado para simular interacciones de la radiación con la materia, este volumen es llamado maniquí.

El material elegido para la construcción del maniquí en este trabajo especial de grado fue el polimetilmetacrilato (PMMA) debido a que este posee una densidad (1.19 g/m^3) muy similar a la del tejido humano que es de (1 g/m^3), por esta razón en nuestro caso puede asemejar el tejido de la mama. Este maniquí está hecho de un solo material, por lo tanto es un maniquí homogéneo, tiene forma de un bloque (15×15) cm de longitud y 5.5 cm de espesor, como se puede observar en la figura 14.



Figura 14.- Maniquí construido: (a) Longitud del maniquí, (b) Espesor del maniquí.

3.1.6.- Descripción de la fuente ^{192}Ir

La fuente GammaMed Plus (ver figura 15) consta de un núcleo central cilíndrico de longitud 3.5 mm y diámetro 0.6 mm compuesto por iridio ($\rho=22.42\text{g/cm}^3$) con el isótopo radiactivo uniformemente distribuido. El iridio se encuentra dentro de una cápsula de acero inoxidable AISI 316L de densidad 8.027 g/cm^3 con diámetro interno de 0.7 mm, diámetro externo de 0.9 mm y longitud máxima de 4.5 mm formando un cilindro con terminación troncocónica. El encapsulamiento queda directamente conectado a un cable que se ha modelado como un cilindro de un entrelazado de acero AISI 304 de densidad 5.6 g/cm^3 , un diámetro de 0.9 mm y longitud mínima de 20 cm.

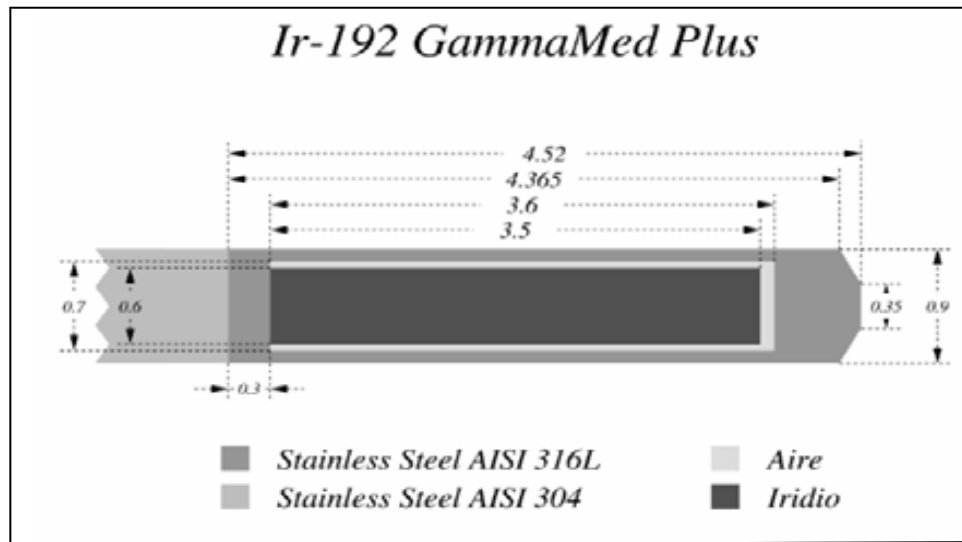


Figura 15.- Geometría de la fuente de ^{192}Ir GammaMed plus. (Las dimensiones se muestran en milímetros).

3.1.7.- Otros materiales utilizados

- Termómetro.
- Barómetro.
- Catéter de uso intersticial 1300 mm de longitud con su respectivo conector.

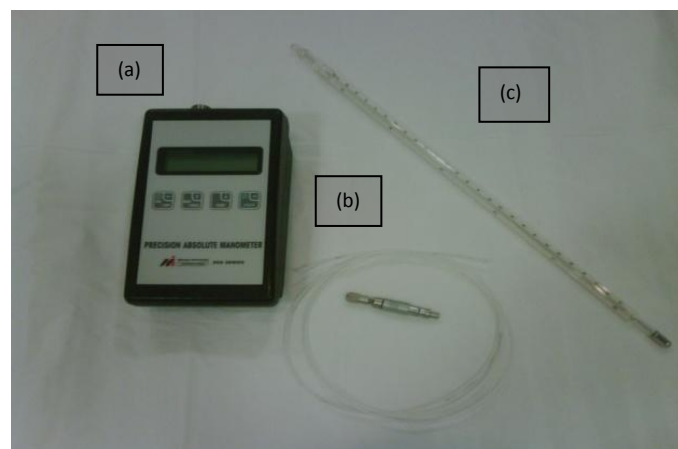


Figura 16.- Materiales utilizados: (a) Barómetro, (b) Catéter, (c) Termómetro.

Capítulo IV

Método y Montaje Experimental

4.1.- Construcción de Maniquí

En este trabajo especial de grado se vio la necesidad de construir un maniquí para la verificación y comprobación de dosis en tratamientos de braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis (HDR) para cáncer de mama, se propone entonces, la construcción de un maniquí utilizando polimetilmetacrilato (PMMA) como material, pues este es de fácil manipulación y cumple con las características necesarias para ser considerado como sustituto del tejido el cual permite verificar la correspondencia entre la distribución de dosis planificada y entregada.

Para la elaboración de este maniquí se dispuso de 11 láminas de polimetilmetacrilato (PMMA) de (15 x 15) cm de longitud y de 0.5 cm de espesor cada una.

Primero se realizó una plantilla la cual serviría de guía para la perforación de las laminas, de manera tal que la separación entre cada agujero alcanzara las distribuciones de dosis deseadas, esto requirió de la implementación de reglas bien definidas ya conocidas utilizando en este caso las reglas del sistema de París para la posterior selección y colocación de la fuente radiactiva. Estas reglas fueron discutidas en el capítulo II.

Cada una de las láminas fueron colocadas una sobre otra de manera uniforme junto con la plantilla guía para su perforación formando un bloque cuyas longitudes son (15 x 15) cm de longitud y 5.5 cm de espesor. Dimensiones que cubren el tamaño de una mama promedio.

La longitud de separación de los agujeros en el plano A de centro a centro fue de 1.6 cm las mismas que el plano B y así sucesivamente para todos los planos del maniquí, mientras que la separación entre planos, por ejemplo plano A

y el plano B (corrido 0.8 cm respecto al plano A) también fue de 1.6 cm (estas especificaciones en distancias se cumplen para todos los planos del maniquí construido (ver figura 17).

Estas especificaciones en distancias fueron previamente realizadas en el sistema de planificación obteniéndose una buena distribución de dosis para la dosis prescrita 3.4 Gy consiguiendo así las evaluaciones dosimétricas correspondientes.

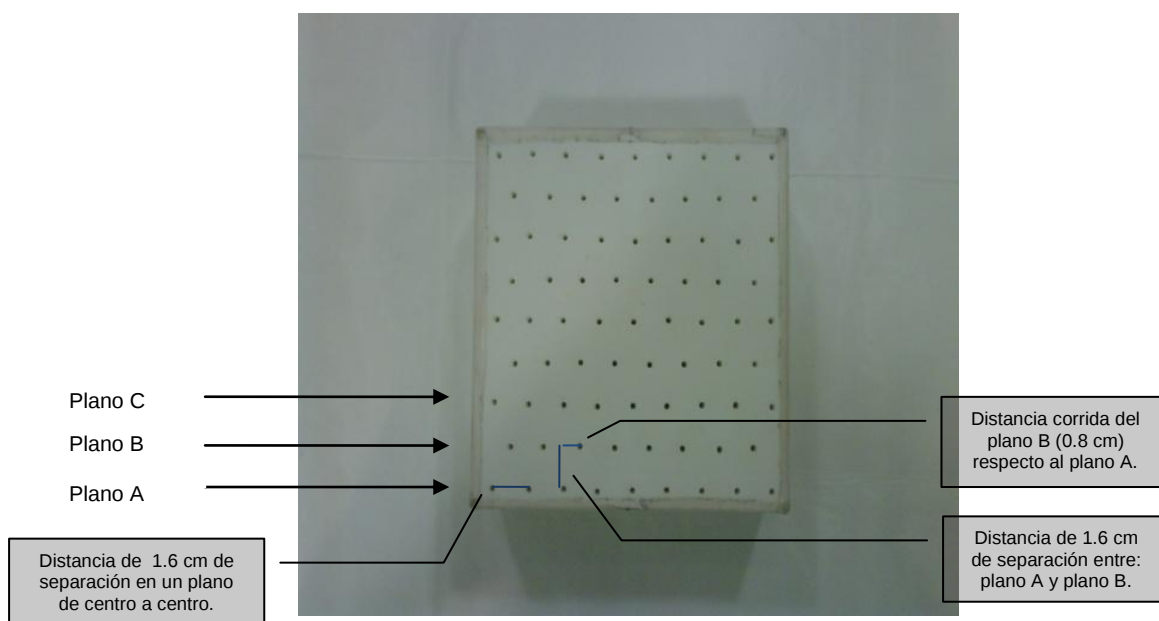


Figura 17.- Especificaciones en distancias del maniquí construido.

4.2.- Simulación del Maniquí

Una vez construido el maniquí con las especificaciones descritas, se realizó la simulación del mismo mediante una tomografía axial realizada en este caso por el equipo (PET - CT).

Primero se alinea el orificio central del primer plano del maniquí construido con el detector central de la matriz PTW - 2D Array seven29, como base se colocan 5 cm de agua sólida los cuales sirven para mantener el equilibrio

electrónico de todo el montaje, luego se hizo coincidir el láser del equipo (PET - CT) con el centro del montaje mencionado, (ver figura 18-a).



Figura 18.- Técnica TC: (a) Alineación de centros equipo - montaje (b) Unidad de simulación de maniquí (PET - CT).

Para obtener las imágenes a través de este equipo (PET - CT), se utilizó la tomografía computarizada de rayos X (TC). Un haz de rayos X colimado atraviesa el maniquí mientras todo el sistema realiza un movimiento circular por lo que se obtienen múltiples proyecciones, se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a un ordenador. Este analiza la señal de las múltiples proyecciones recibidas por el detector, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor.

Luego las imágenes fueron grabadas en formato DICOM para su lectura y exportadas al sistema de planificación (ver figura 19), para la realización de la dosimetría correspondiente.

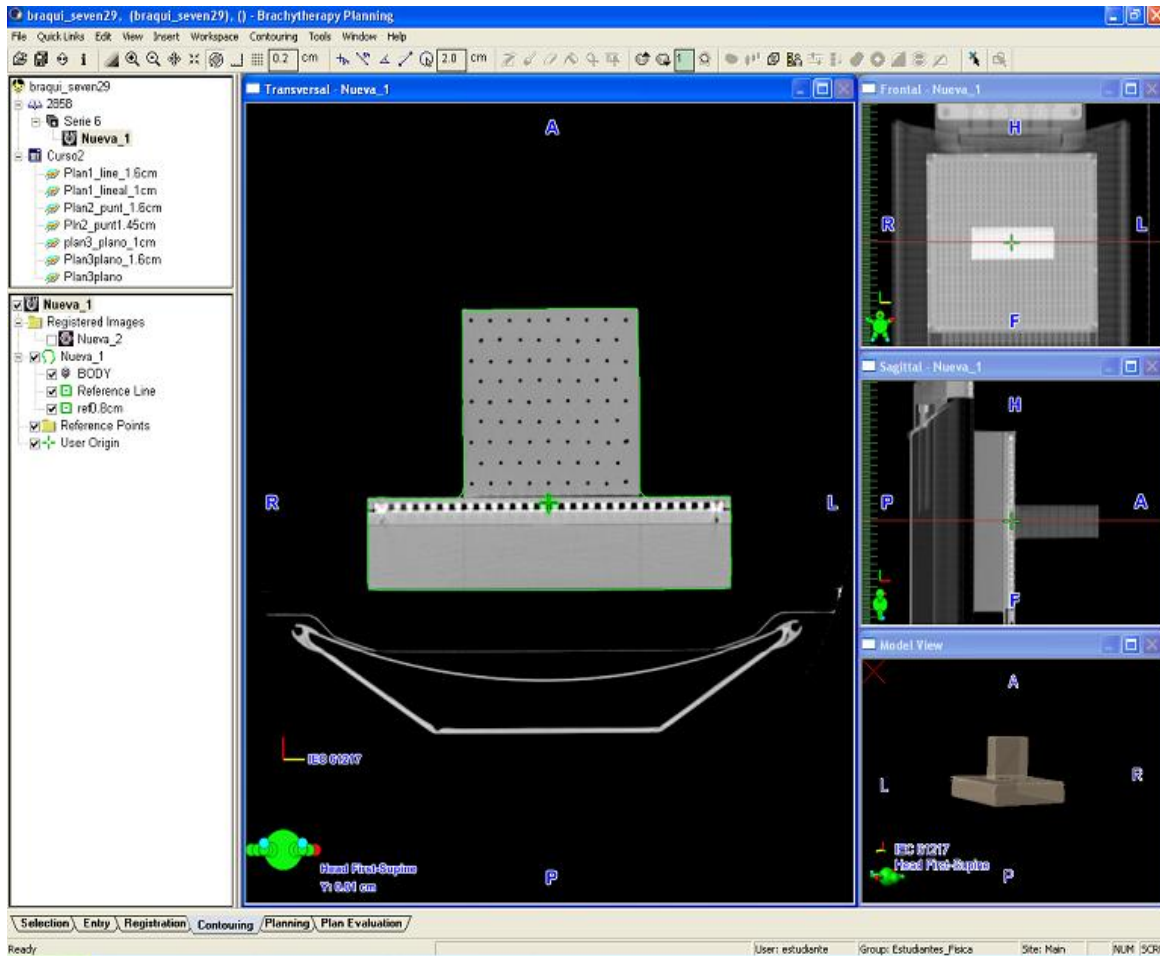


Figura 19.- Tomografía para maniquí construido, Corte: Transversal, Frontal y Sagital.

4.3.- Sistema de Planificación

El sistema de planificación "Brachy Vision" modela la fuente aplicando los parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG - 43 para el cálculo de dosis en cualquier punto.

Una vez obtenidas las diferentes imágenes del maniquí construido adquiridas mediante la tomografía computarizada (TC), se procedió a la creación de un paciente indicándole ciertos parámetros, entre ellos se encuentran: las propiedades de tratamiento (fecha, volumen blanco, técnica y tipo de sistema de aplicación), la prescripción de la dosis (porcentaje prescrito, dosis prescrita y número de fracciones) y la aprobación del plan (estado, usuario y fecha de aprobación), (ver figura 20).

Plan Properties

General | Comment | Equipment

ID
Plan1_line_1.6cm

Name

Protocol Plan

Treatment

Date: 9/23/2009

Target Volume: None

Technique: INTERSTITIAL

Application Setup Type: OTHER

Dose Prescription

Prescribed Percentage: 100.00 %

Prescribed Dose / Fraction: 340.00 cGy

Number of Fractions: 1

Approval

Status: Unapproved

User: estudiante

Date: 9/23/2009

History

Created: 9/23/2009 By: estudiante

Last Modified: 11/9/2009 1:0 By: estudiante

OK Cancel Apply Help

Figura 20.- Propiedades del plan elaborado para el maniquí construido.

Ya creado el paciente con sus respectivas propiedades e indicaciones se pone en movimiento la elaboración de tres planes los cuales mencionaremos a continuación:

Plan n°1 Fuente Puntual:

- Se insertó un aplicador de 0.5 cm de longitud en el orificio central del primer plano del maniquí construido.

- Se optimizó la posición de la fuente radioactiva.
- Se determinó el tiempo de parada (17.4 segundos) de la fuente según la dosis prescrita garantizando con este una buena cobertura.
- Se especificó que a 0.8 cm de la fuente se entregara el 100% de la dosis prescrita.
- Se cálculo la dosis relativa.

(a)

Reference Line	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Total dose [cGy], 1 fraction(s)
refl. 8cm	0.80	0.00	1.60	339.3

(b)

Figura 21.- Optimización para la fuente puntual: (a) Propiedades del aplicador (b) Reporte del plan de tratamiento.

Cálculos de dosis mediante el sistema de planificación para una fuente puntual.

Parámetros:

- Nombre del paciente: braqui_seven29
- Intensidad de kerma en aire (nominal): $40700 \text{ cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$

- Prescripción total: 340 cGy
- Vida media de la fuente: 73.83 días
- Actividad de la fuente (nominal): 10 Ci
- Total tiempo de tratamiento: 17.40 segundos
- Número de fuentes: 1

Para el cálculo de dosis puntual se especificó que a 0.8 cm de la fuente se entregara el 100% de la dosis prescrita, luego con ayuda de las herramientas del sistema de planificación se calculó la dosis, se tomó como referencia el centro del núcleo de la fuente de manera que se mantenga simetría cilíndrica y se verifica la dosis que llega a cada uno de los detectores en el plano de detección (Frontal), (ver figura 22).

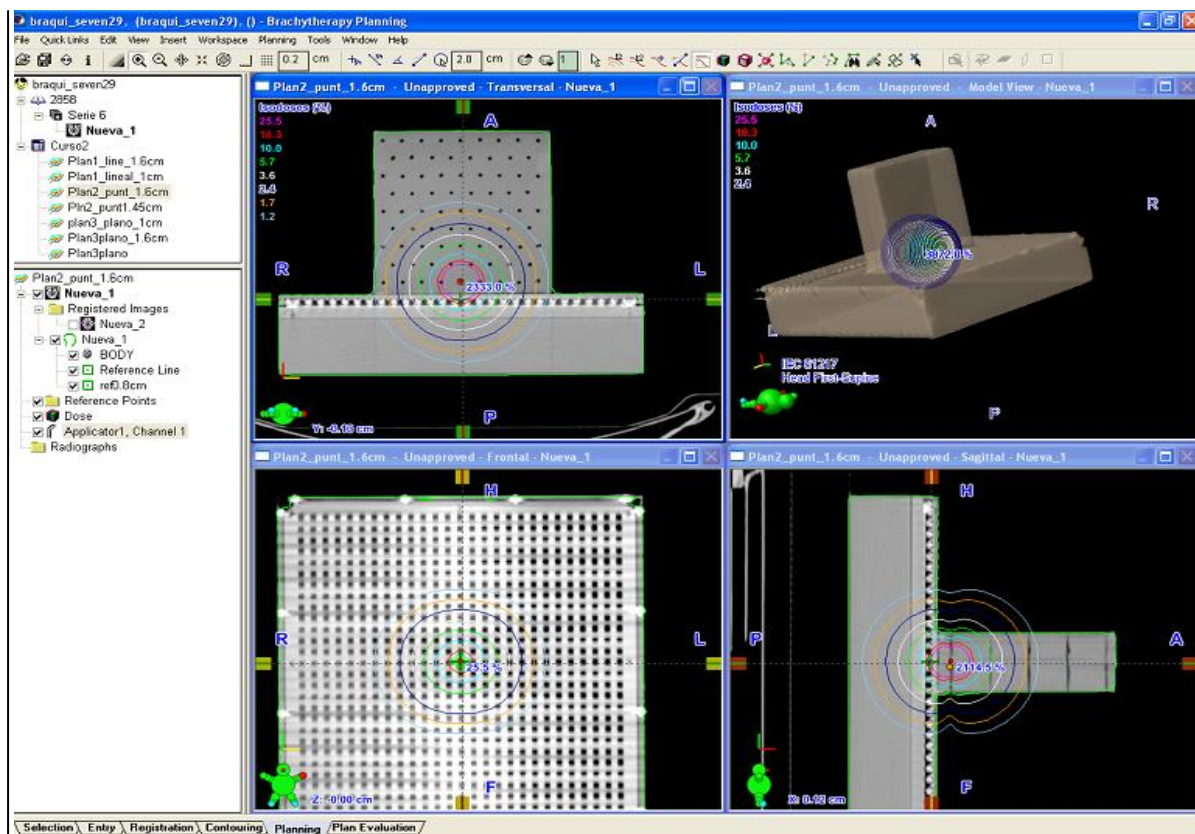


Figura 22.- Planificación de dosis para una fuente puntual.

Plan n° 2 Arreglo Lineal de Fuentes:

- Se insertó un aplicador de 4.5 cm de longitud en el orificio central del primer plano del maniquí construido.
- Se optimizó la posición del arreglo lineal de la fuente radioactiva, tomándose como referencia la mitad del núcleo de la fuente central de todo el arreglo de manera que se conserve la simetría cilíndrica.
- Se estableció el mismo tiempo de parada (4.5 segundos) en la superposición de la fuente según la dosis prescrita garantizando una buena cobertura.
- Se especificó que a 0.8 cm del arreglo de fuentes lineal se entregara el 100% de la dosis prescrita.
- Se calculó la dosis relativa.

Applicator Properties

General

ID: Applicator1

Channel number: 1

Afterloader: GM_Plus - GM_Plus

Source position parameters [cm]

Applicator length [cm]: 130

Step size [cm]: 0.5

First source position [cm]: 0

Last source position [cm]: 4.5

Equal source spacing ☒

Current geometrical length: 5.600 cm

Geometry...

History

Last Modified: 11/9/2009 By: estudiante

OK Cancel Apply Help

(a)

BrachyVision Varian Medical Systems
Software version: Brachytherapy Planning Brachytherapy Planning 8.6.15

Plan Report for "Plan1_line_1.6cm"

Patient Name: braqui_seven29 Source wire serial number: 24-05-0192-003-072009-11834-67
 Patient Sex: Unknown Source calibration date: 7/20/2009 12:00:00 AM (nominal)
 Patient Birthdate: Source calibrated activity: 10000.00 mCi (nominal)
 Patient ID: braqui_seven29 Source half life: 73.83 d
 Treatment site: Treatment date: 9/23/2009 12:00:00 AM
 Total prescription: 340 cOy in 1 fractions Source treatment activity: 10000.00 mCi (nominal)
 Dwell times are displayed for a single fraction. Total air kerma strength: 457.88 cOy cm² (nominal)
 Plan was created: 9/23/2009 2:51:31 PM Total Curie seconds: 405.00 (nominal)
 Plan was saved: 11/9/2009 1:01:56 PM Total treatment time: 40.50 [s]

No attached clinical protocol

Applicator: Applicator1, Channel: 1, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cOy cm² / h (nominal),									
Position [cm]	130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5

No seeds

Reference Line	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Total dose [cOy], 1 fraction(s)
refl. 8cm	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Total dose [cOy], 1 fraction(s)
	0.80	0.00	1.60	342.0

No Radiograph Information

Plan approved by: _____ () Date: _____

Dosimetrist: _____ (estudiante) Date: _____

(b)

Figura 23.- Optimización para arreglo de fuentes lineal: (a) Propiedades del aplicador (b) Reporte del plan de tratamiento.

Cálculos de dosis mediante el sistema de planificación para un arreglo lineal de fuentes.

Parámetros:

- Nombre del paciente: braqui_seven29
- Intensidad de kerma en aire (nominal): $40700 \text{ cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$
- Prescripción total: 340 cGy
- Vida media de la fuente: 73.83 días
- Actividad de la fuente (nominal): 10 Ci
- Total tiempo de tratamiento: 40.50 segundos
- Tiempo fijo para cada fuente: 4.5 segundos
- N° de fuentes : 9

Para el cálculo de dosis lineal se especificó que a 0.8 cm de las fuentes se entregará el 100% de la dosis prescrita estableciéndose el mismo tiempo de parada (4.5 segundos) en la superposición de la fuente permitiendo descomponer el problema lineal en subproblemas más sencillos, según la dosis prescrita. Igualmente con ayuda de las herramientas del sistema de planificación se calculó y verificó la dosis que llega a cada uno de los detectores en el plano de detección (Frontal), como se observa en la figura 24.

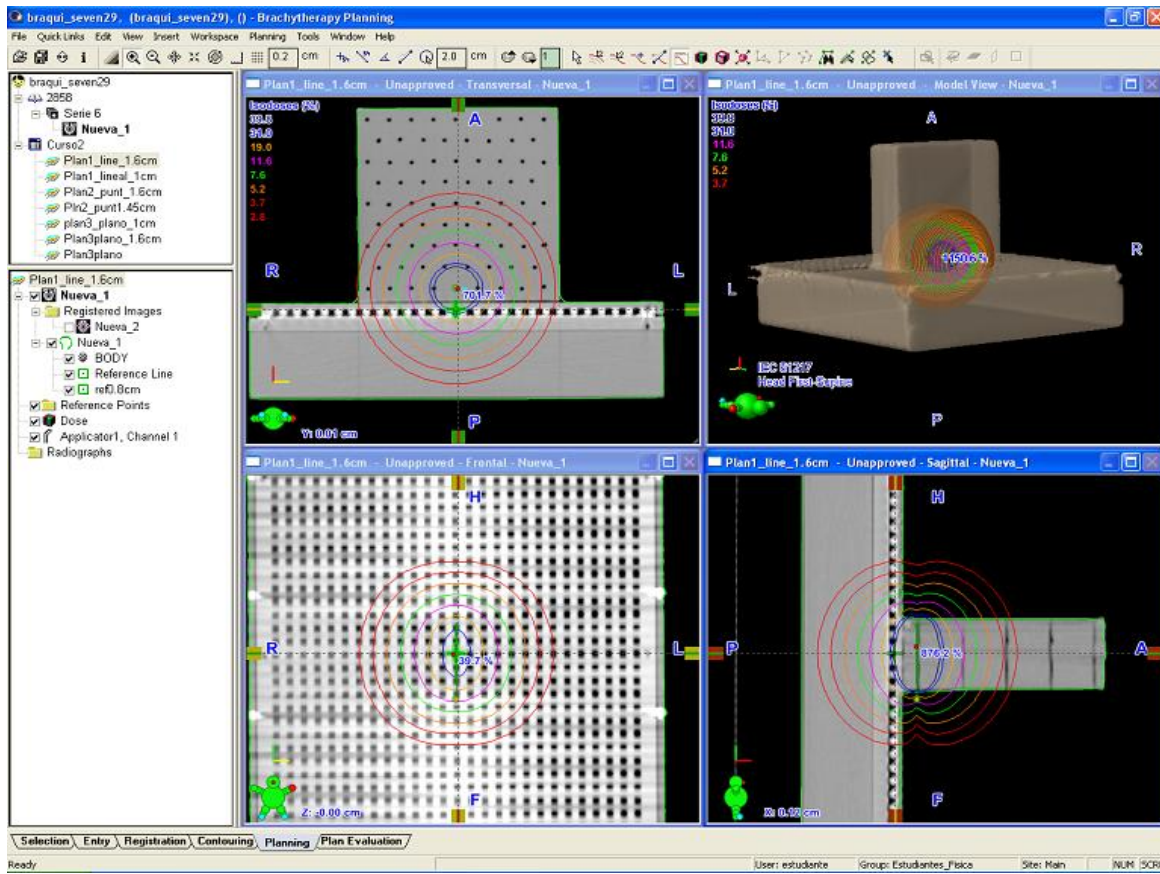


Figura 24.- Planificación de dosis para un arreglo lineal de fuentes.

Plan n° 3 arreglo lineal de fuentes en un plano:

- Se insertaron cinco aplicadores de 4.5cm de longitud, uno en el orificio central igual que para el arreglo lineal, dos al lado derecho y dos al lado izquierdo.
- Se optimizó la posición para los cinco arreglos lineales de la fuente radioactiva en un plano. Se tomó como referencia la mitad del núcleo de la fuente central de cada uno de los arreglos de manera que se mantenga simetría cilíndrica por cada arreglo lineal de fuentes.
- Se estableció el mismo tiempo de parada (3.3 segundos) para la superposición de la fuente en cada uno de los cinco arreglos lineales según la dosis prescrita garantizando una buena cobertura.

- Se especificó que a 0.8 cm del último arreglo lineal a la derecha se entregara el 100% de la dosis prescrita.
- Se cálculo la dosis relativa.

(a)

BrachyVision				Varian Medical Systems						
Software version: Brachytherapy Planning Brachytherapy Planning 8.6.15										
Plan Report for "Plan3plano_1.6cm"										
Patient Name: braqui_seven29				Source wire serial number: 24-05-0192-003-072009-11834-67						
Patient Sex: Unknown				Source calibration date: 7/26/2009 12:00:00 AM (nominal)						
Patient Birthdate:				Source calibrated activity: 10000.00 mCi (nominal)						
Patient ID: braqui_seven29				Source half life: 73.83 d						
Treatment site:				Treatment date: 10/19/2009 12:00:00 AM						
Total prescription: 340 cGy in 1 fractions				Source treatment activity: 10000.00 mCi (nominal)						
Dwell times are displayed for a single fraction.				Total air kerma strength: 1678.87 cGy cm ² (nominal)						
Plan was created: 10/19/2009 3:49:01 PM				Total Curie seconds: 1485.00 (nominal)						
Plan was saved: 11/9/2009 1:23:19 PM				Total treatment time: 148.50 [s]						
No attached clinical protocol										
Applicator: Applicator3, Channel: 3, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cGy cm ² / h (nominal),										
Position [cm]		130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]		3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3
Applicator: Applicator4, Channel: 4, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cGy cm ² / h (nominal),										
Position [cm]		130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]		3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3
Applicator: Applicator5, Channel: 5, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cGy cm ² / h (nominal),										
Position [cm]		130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]		3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3
Applicator: Applicator6, Channel: 6, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cGy cm ² / h (nominal),										
Position [cm]		130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]		3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3
Applicator: Applicator7, Channel: 7, Source Model: GMP Ir-192 HDR, Tx Strength: 40700 cGy cm ² / h (nominal),										
Position [cm]		130.00	129.50	129.00	128.50	128.00	127.50	127.00	126.50	126.00
Time [s]		3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3	3.3
No seeds										
Reference Line										
x [cm]		y [cm]		z [cm]		Total dose [cGy], 1 fraction(s)				
refl 8cm		x [cm]		y [cm]		z [cm]		Total dose [cGy], 1 fraction(s)		

(b)

Figura 25.- Optimización para el arreglo en el plano: (a) Propiedades para cada uno de los cinco aplicadores (b) Reporte del plan de tratamiento

Cálculos de dosis mediante el sistema de planificación para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.

Parámetros:

- Nombre del paciente: braqui_seven29
- Intensidad de kerma en aire (nominal): 40700 cGy.cm².h⁻¹
- Prescripción total: 340 cGy
- Vida media de la fuente: 73.83 días

- Actividad de la fuente (nominal): 10 Ci
- Total tiempo de tratamiento: 148.50 segundos
- Tiempo fijo para cada fuente: 3.3 segundos
- N° de fuentes : 45

Para el cálculo de dosis en el plano se especificó que a 0.8 cm del arreglo lineal mas externo que se encuentra a la derecha del orificio central se entregara el 100% de la dosis prescrita, igualmente con ayuda de las herramientas del sistema de planificación se calculó y se verificó la dosis que llega a cada uno de los detectores en el plano de detección (Frontal).

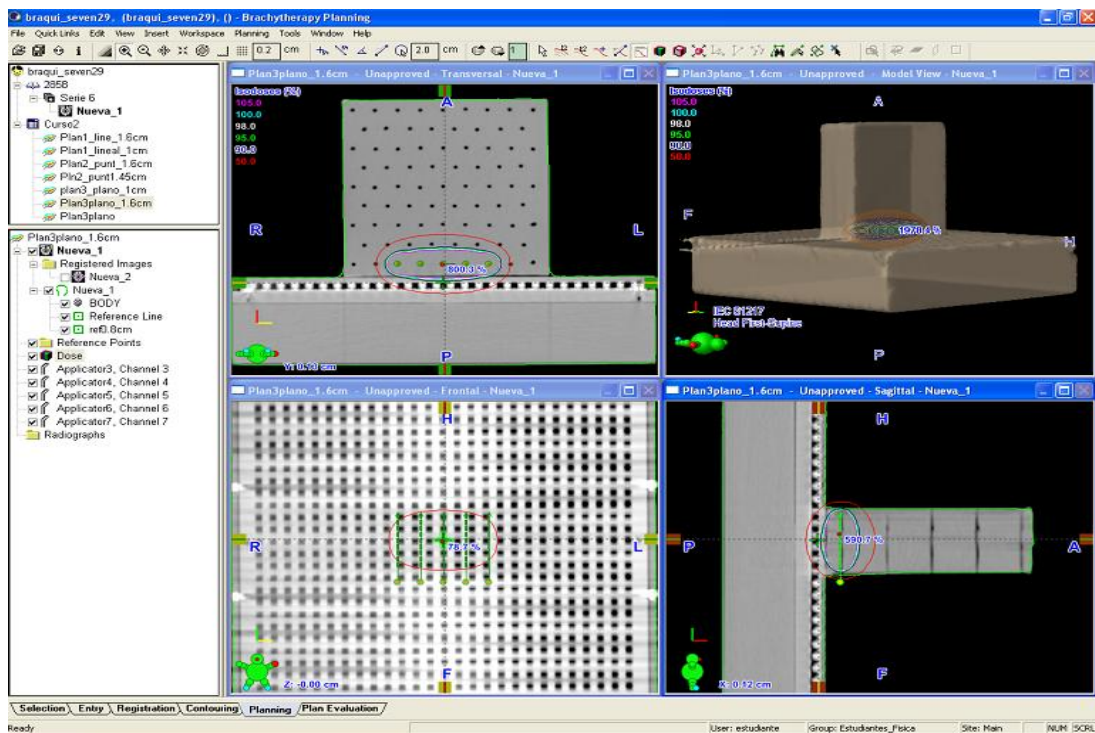


Figura 26.- Planificación de dosis para cinco arreglos lineales de fuentes en el plano.

4.3.1- Superposición de las fuentes

Para el arreglo lineal de fuentes (plan n° 2) se especifica el mismo tiempo de parada de 4.5 segundos en la superposición de la fuente. De acuerdo a la longitud

del aplicador de 4.5cm se obtendrán nueve fuentes ficticias para esta longitud, debido a que la unidad de tratamiento solo posee una sola fuente se procede a realizar la superposición de la misma, de tal manera que se obtiene la suma de cada una de las contribuciones de las fuentes ficticias pudiéndose prescribir la dosis en un punto en particular y garantizar con esto una buena cobertura.

De la misma manera se efectuó para el arreglo lineal de fuentes en un plano (plan n° 3), especificándose en este caso un tiempo de parada de 3.3 segundos para cada fuente, a diferencia del caso anterior se insertaron cinco aplicadores de 4.5cm de longitud cada uno, consiguiendo así 45 fuentes ficticias, obteniendo la dosis de acuerdo a la superposición de cada contribución.

Por otra parte se realizó la comprobación de la dosis en cada detector para cada arreglo del plan n°3, por superposición sumando cada contribución, comparándola con el valor de las dosis originadas por las curvas de isodosis. Esto se hizo debido a que cuando se midiera se utilizaría el mismo procedimiento ya que en la practica se contaba con un solo catéter.

4.4.- Montaje Experimental

Los materiales utilizados en este trabajo se proceden a la colocar de forma muy particular con el fin de facilitar un montaje que nos ayude a medir las distribuciones de dosis relativas en el maniquí construido.

Inicialmente se colocan en la camilla de braquiterapia los 5cm de agua solida, uniformemente sobre esta y de manera análoga se ubica la matriz de detectores PTW 2D - Array seven29 y el maniquí construido el cual está alineado con el centro de la matriz de detectores de igual modo en que se realizó la tomografía computarizada (TC).

La matriz de detectores PTW 2D - Array seven29 es conectada al PTW Array interface, este se conecta mediante un cable coaxial a una computadora la cual posee el software VeriSoft. Por otro lado, se conecta un aplicador intersticial al

equipo GammaMed plus, el cual es colocado en los orificios del maniquí según el plan a utilizar, como se observa en la (figura 27-b).

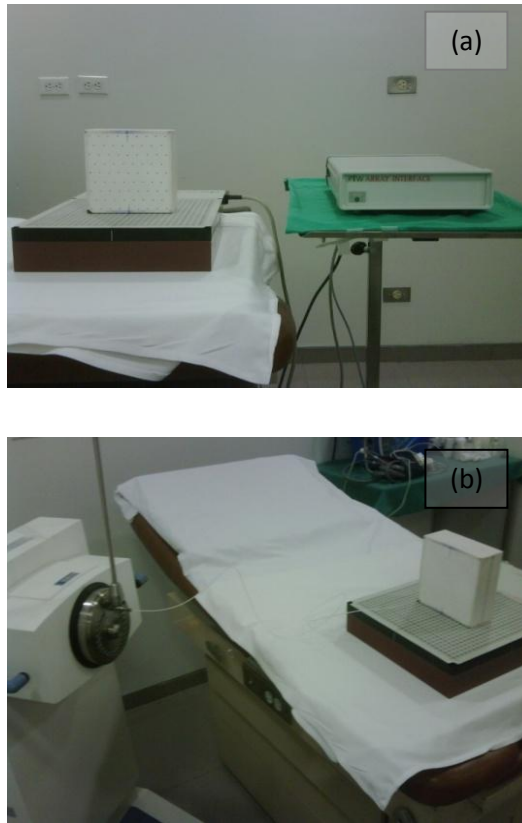


Figura 27.- (a) Arreglo de materiales y equipos. (b) Catéter conectado a equipo (HDR).

4.4.1.- Procedimiento de medida

Una vez realizada toda la configuración de los equipos y materiales entonces, se procede a colocar el catéter por el cual se desplazará la fuente radiactiva en el orificio central del maniquí construido. Para el plan n°1 fuente puntual y el plan n°2 arreglo lineal de fuentes, de igual forma como se realizó la planificación pero ahora de manera práctica.

Mediante el programa de control de tratamiento GammaWin (software), se verificó el tiempo de tratamiento basado en la verdadera actividad de la fuente así como también el número de fuentes colocadas para cada uno de los planes.

Conjuntamente el VeriSoft (software) se coloca en modo de medida haciendo cero el electrómetro de calibración, se introdujeron parámetros de presión y temperatura con el fin de corregir la densidad del aire a la cual se encontraba el cuarto, procediéndose a medir las distribuciones de dosis relativas en el plano de detección (frontal), fueron tomadas en cuenta las medidas en dirección perpendicular al aplicador intersticial, estas distribuciones de dosis fueron analizadas usando el programa PTW VeriSoft proporcionándonos de manera directa la verificación de los datos medidos y así poder compararlos con los calculados por el sistema de planificación, como se observa en las figuras 28 y 29 respectivamente.

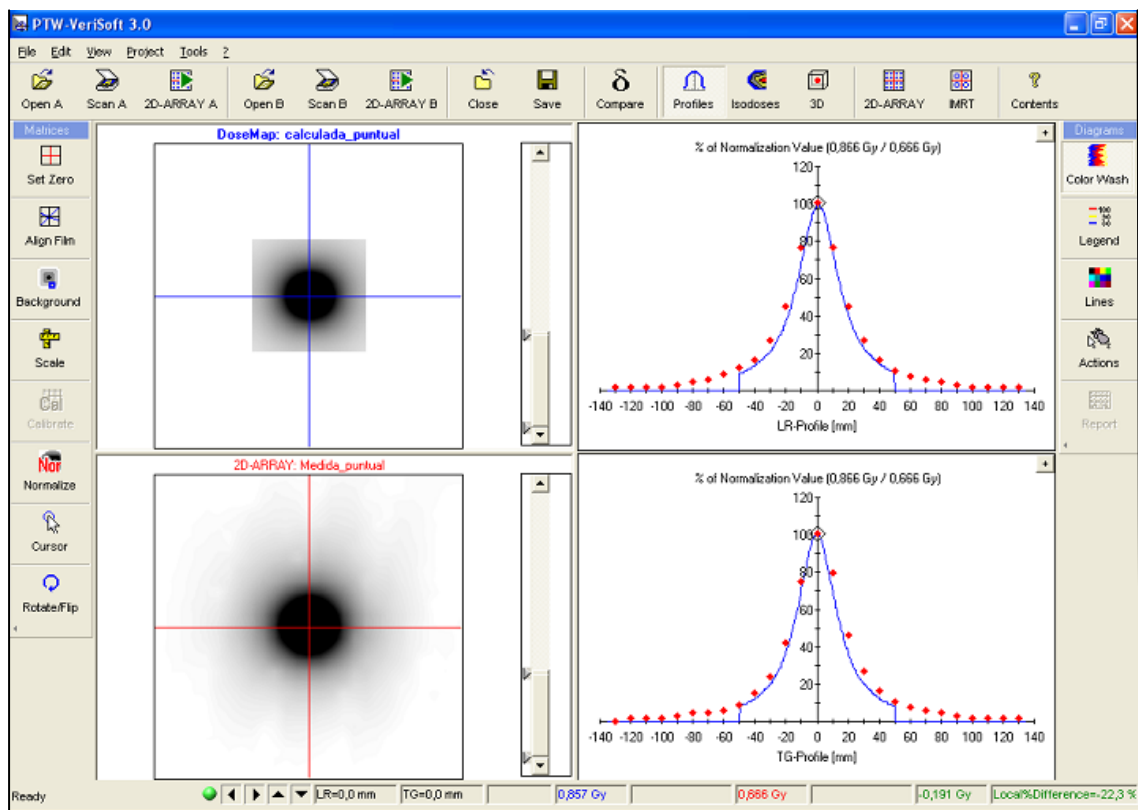


Figura 28.- Verificación de la distribución de la dosis relativa para la fuente puntual.

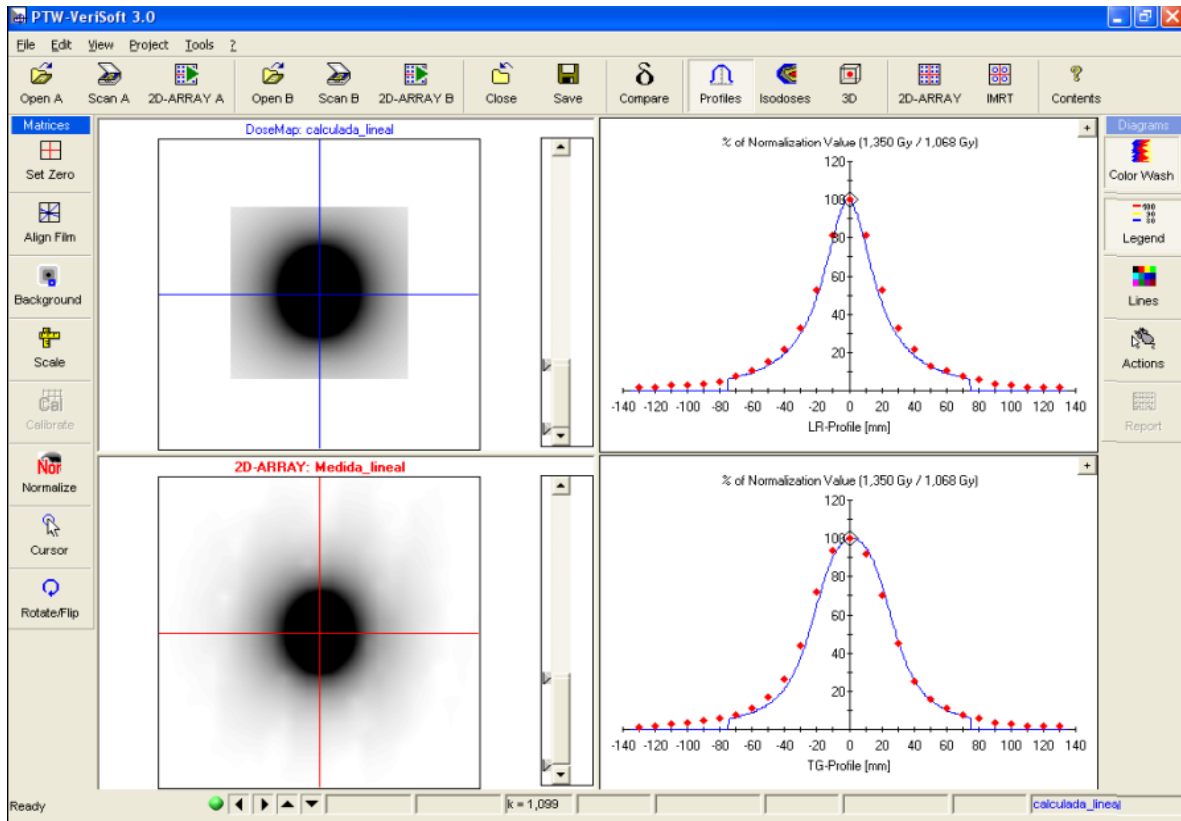


Figura 29.- Verificación de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes.

Las medidas y verificaciones de dosis para el arreglo lineal de fuentes en un plano también fueron realizadas con software PTW VeriSoft introduciendo los mismos parámetros que para los otros planes. A diferencia de estos y debido a que sólo se poseía un catéter se realizaron las medidas para un arreglo lineal de fuentes hasta completar por superposición los cinco arreglos cambiando el catéter de posición cada vez que se terminaba el plan tratamiento, de igual forma y una vez terminadas las medidas se guardaron los datos obtenidos para su posterior revisión, (ver figura 30).

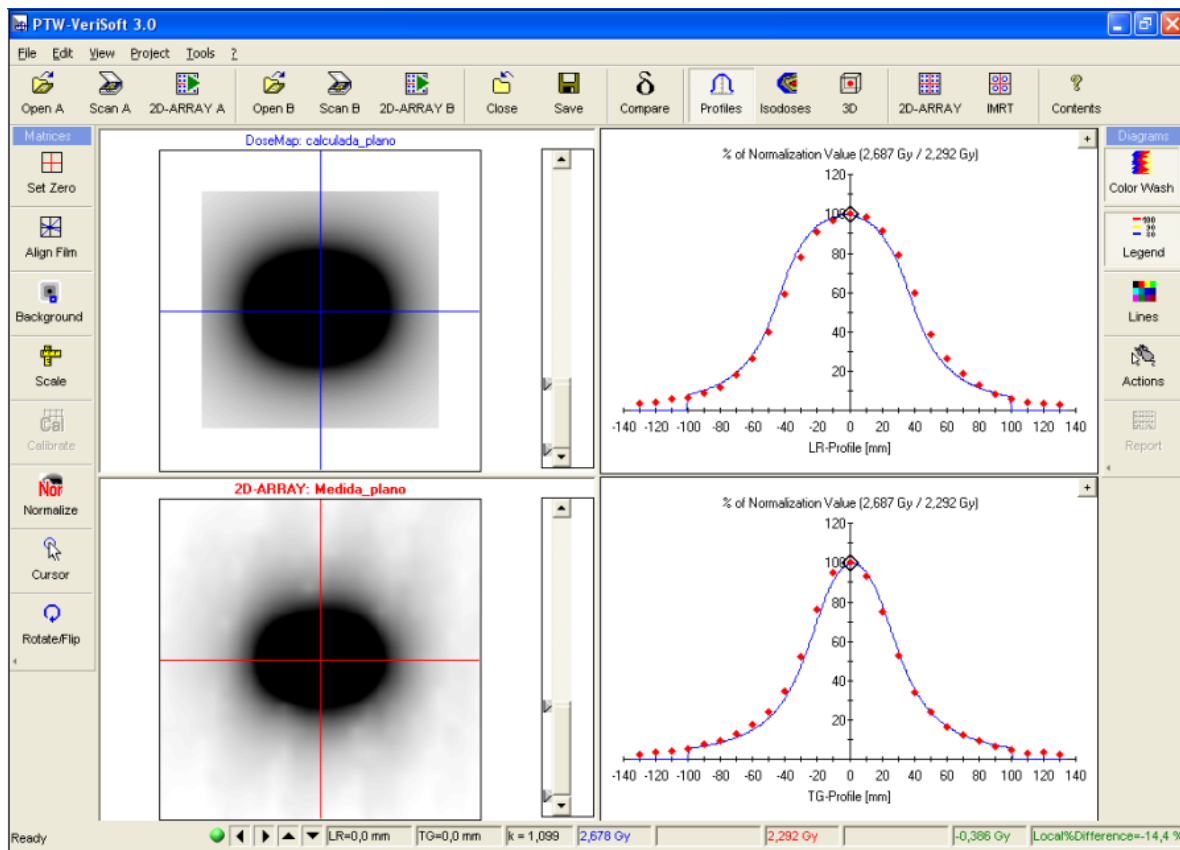


Figura 30.- Verificación de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en el plano.

Asimismo para los tres planes se ejecutó la comparación cuantitativa de ambas imágenes (medida obtenida y los cálculos realizados por el sistema de planificación) mediante el criterio gamma considerándose para este trabajo especial de grado como límites de tolerancias para la dosis y distancia física (4%, 4mm).

4.5.- Cálculos Teóricos

Para el cálculo de la dosis se ha escogido una geometría sencilla que consta de una fuente de ^{192}Ir de 0.35cm de longitud activa (longitud de la fuente proporcionada para el equipo de alta tasa de dosis GammaMed plus) y se ha seguido para el cálculo las recomendaciones del informe de la AAPM TG - 43

mencionado en el capítulo II, según este informe la tasa de dosis en un punto se calcula con la ecuación (22).

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

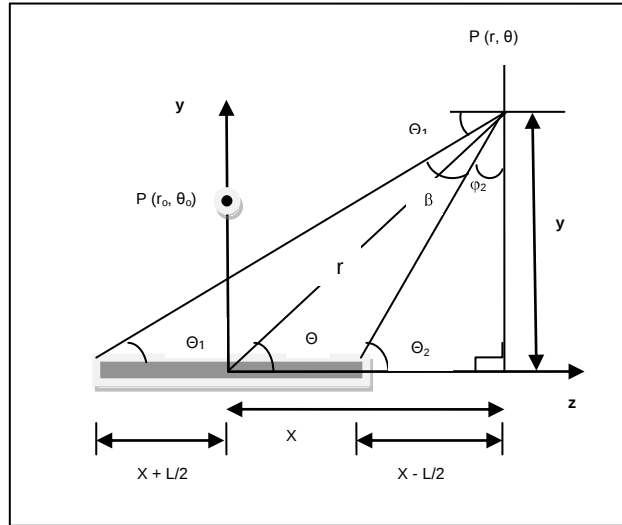


Figura 31.- Geometría para el cálculo de distribución de dosis de una fuente lineal.

Se pueden obtener de la figura anterior estas tres ecuaciones:

$$\tan \varphi = \frac{x}{y}, \tan \varphi_1 = \frac{x + L/2}{y}, \tan \varphi_2 = \frac{x - L/2}{y} \quad (30)$$

Además en general se conoce que:

$$\varphi + 90^\circ + \theta = 180^\circ \Leftrightarrow \boxed{\varphi = 90^\circ - \theta} \quad (31)$$

Por lo tanto se puede demostrar:

$$\tan \varphi = \tan(90^\circ - \theta) = \frac{\sin(90^\circ - \theta)}{\cos(90^\circ - \theta)} = \frac{\cos(\theta)}{\sin(\theta)} = \frac{y}{x} \quad (32)$$

Por otro lado también se puede demostrar que:

$$\theta_1 + \beta + \varphi_2 = 90^\circ \Rightarrow \theta_1 + \beta + (90^\circ - \theta_2) = 90^\circ$$

$$\boxed{\beta = \theta_2 - \theta_1} \quad (33)$$

4.5.1.- Introducción de datos y cálculos teóricos

Parámetros de la fuente:

- Actividad en mCi.
- La tasa de kerma en aire viene dada como:

$$TKA = A \text{ (mCi)} \cdot 4.07 \times 10^{-3} \text{ (Gy} \cdot \text{m}^2/\text{Ci} \cdot \text{h)} \cdot \frac{1}{1000} \text{ (Ci/mCi)} = \text{unidades Gy/h}$$

Donde: $4.07 \times 10^{-3} \text{ (Gy} \cdot \text{m}^2/\text{Ci} \cdot \text{h)}$ es la Cte. tasa de kerma en aire para ^{192}Ir .

- La Intensidad de kerma en aire viene dada como:

$$S_k = TKA_{(d)} \text{ (Gy/h)} \cdot d_o^2 \text{ (m}^2\text{)} \cdot 10^4 \text{ (cm}^2/\text{m}^2\text{)} \cdot 10^2 \text{ (cGy/Gy)} = \text{cGy} \cdot \text{cm}^2/\text{h}$$

Donde:

d_o = distancia de calibración en metros.

$\Lambda = 1.118 \text{ cm}^{-2}$ constante tasa de dosis en agua para ^{192}Ir .

El factor geométrico $G(r, \theta)$ se calculó siguiendo las especificaciones del protocolo de la AAPM TG - 43, la geometría de la figura 31 y mediante la ecuación (25) según la aproximación de la fuente:

$$G(r, 90^\circ) = \frac{2 \cdot (\tan^{-1}(\frac{L}{2y}))}{L \cdot y} \quad (34)$$

$$G(r, \theta) = \frac{\theta_2 - \theta_1}{L \cdot r \sin(\theta)} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{L \cdot y} = \frac{\tan^{-1}\left(\frac{(x+\frac{L}{2})}{(y)}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{(x-\frac{L}{2})}{(y)}\right)}{L \cdot y} \quad (35)$$

La función radial de dosis $g(r)$ se calculó mediante los polinomios de Meisberger ^[15] indicados en el capítulo II mediante la ecuación (27).

Distancia a lo largo del eje transversal (cm)	Función radial de dosis g(r)
1.60	1.003
1.89	1.003
2.56	1.004
3.40	1.002
4.30	0.997
5.25	0.987
6.20	0.974
7.17	0.955

Tabla 6.- Función radial de dosis g(r).

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ se calculó mediante la publicación de Furhang y Anderson los cuales propusieron unas funciones de ajustes expresadas matemáticamente como ^[27]:

$$F(r, \theta) = 1 - (a + b\theta) \cdot \cos(\theta) \cdot e^{cr} \quad (36)$$

Donde:

$$a = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3$$

$$b = b_0 + b_1r + b_2r^2$$

$$c = c_0 + c_1r + c_2r^2$$

Cálculo teórico de dosis:

La tasa de dosis se calculó según la ecuación (22), siguiendo el procedimiento antes mencionado con los datos obtenidos en el punto de interés en unidades de cGy/h mediante una hoja cálculo.

Se introduce el tiempo de cálculo t (planificado) que proporciona el sistema de planificación para cada una de los planes (se coloca el mismo tiempo de parada de la fuente, correspondiente a lo planificado para cada uno de los planes por separado, es por ello que se puede prescribir en un punto en particular y garantizar con esto una buena cobertura).

Una vez obtenida la tasa de dosis y el tiempo de cálculo planificado se calcula la dosis en cGy mediante esta ecuación:

$$D = S_k \cdot t \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (37)$$

Capítulo V

Resultados

5.1.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para una Fuente Puntual

5.1.1.- Distribución de dosis relativa para una fuente puntual:

Detector #	Radio (cm)	Valores Teóricos (cGy)	Valores Planificados (cGy)	Valores Medidos (cGy)
1	7,17	4,13	4,20	3,90
2	6,20	5,62	5,70	5,50
3	5,25	7,95	8,00	7,60
4	4,30	11,96	12,00	11,40
5	3,40	19,23	19,30	17,60
6	2,56	33,96	34,10	30,00
7	1,89	62,18	62,70	50,90
8 (Central)	1,60	86,60	86,50	66,60
9	1,89	62,18	62,40	51,40
10	2,56	33,96	33,80	30,40
11	3,40	19,23	19,20	17,80
12	4,30	11,96	12,00	11,20
13	5,25	7,95	8,00	7,00
14	6,20	5,62	5,70	5,40
15	7,17	4,13	4,20	3,90

Tabla 7.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para una fuente puntual.

5.1.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para una fuente puntual:

Normalización de valores teóricos (%)	Normalización de valores planificados respecto a valores teóricos (%)	Normalización de valores medidos (%)
4,76	4,85	5,86
6,49	6,58	8,26
9,18	9,24	11,41
13,81	13,86	17,12
22,20	22,29	26,43
39,21	39,38	45,05
71,80	72,40	76,43
100,00	99,88	100,00
71,80	72,06	77,18
39,21	39,03	45,65
22,21	22,17	26,73
13,81	13,86	16,82
9,18	9,24	10,51
6,49	6,58	8,11
4,76	4,85	5,86

Tabla 8.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para una fuente puntual.

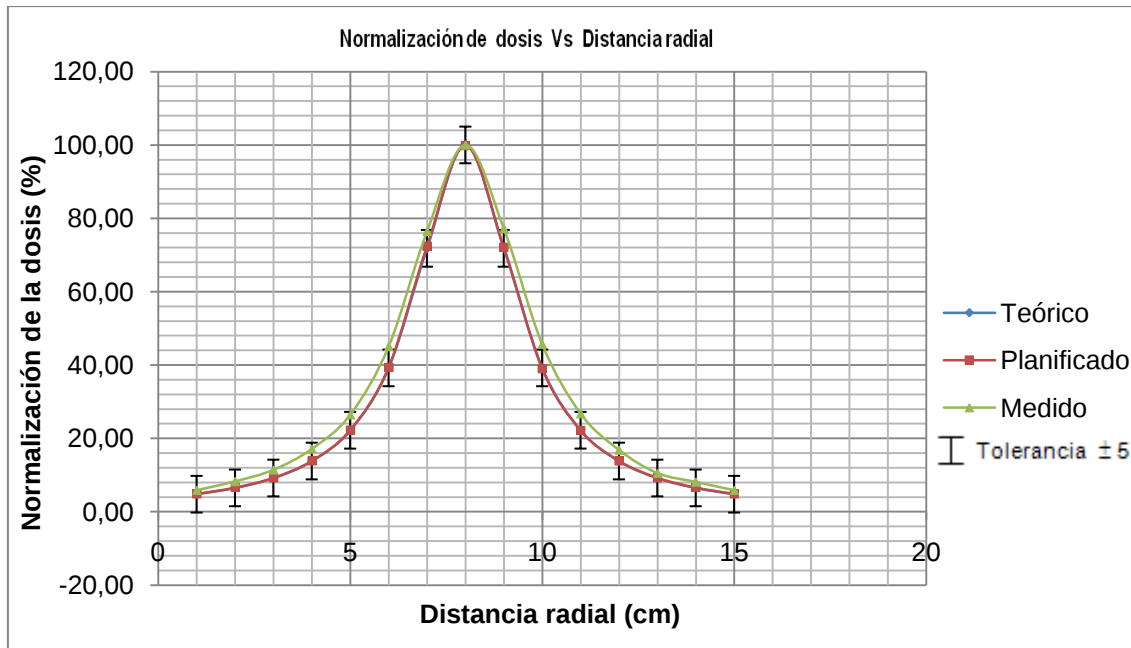


Figura 32.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para una fuente puntual: normalización de la dosis en función de la distancia radial.

5.1.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para una fuente puntual mediante el criterio gamma en el plano de detección

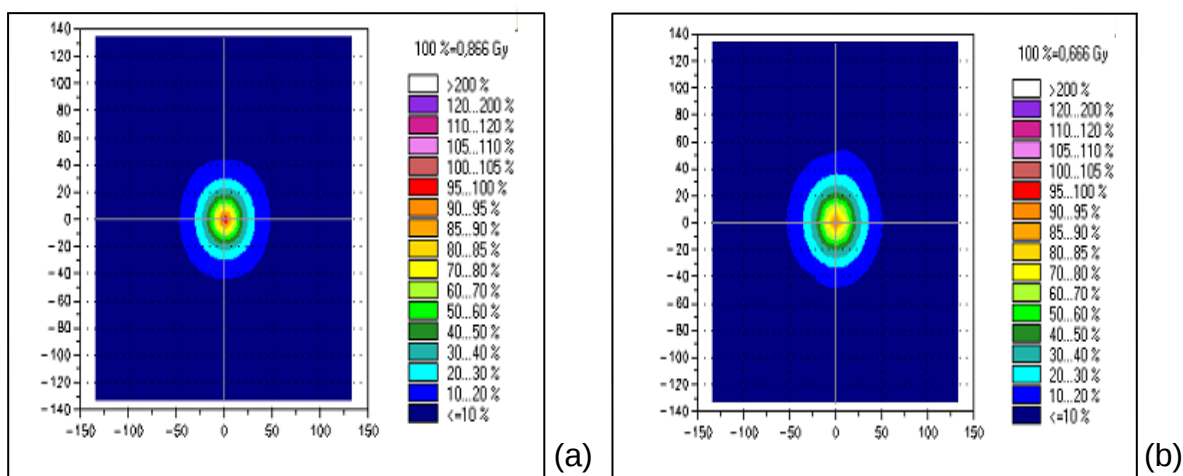


Figura 33.- Curvas de isodosis para la fuente puntual: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.

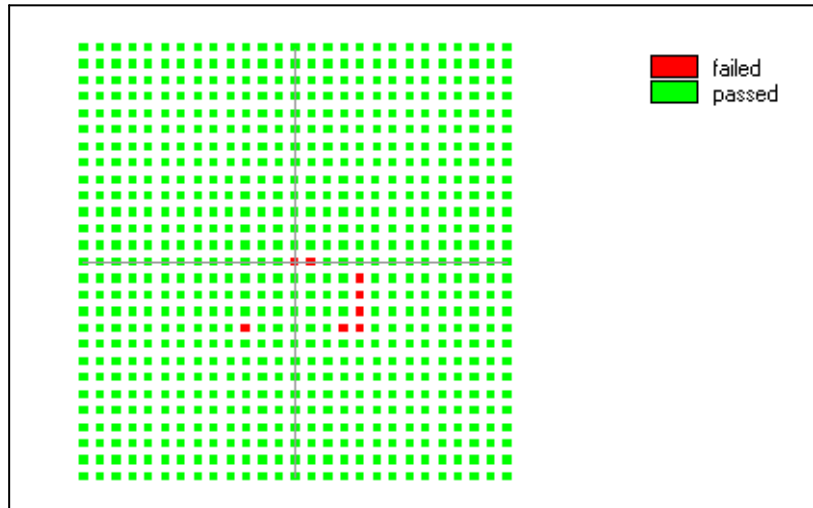


Figura 34.- Resultado del test gamma para una fuente puntual, se muestran en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental.

Para un total de 121 puntos evaluados se indica el reporte del criterio gamma (4mm, 4%).

Puntos pasados	113	93.4%
Puntos fallidos	8	6.6%

Tabla 9.- Reporte del índice gamma para una fuente puntual.

5.2.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para un Arreglo Lineal de Fuentes

5.2.1.- Distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes:

Detector #	Radio (cm)	Valores Teóricos (cGy)	Valores Planificados (cGy)	Valores Medidos (cGy)
1	7,17	9,31	9,50	8,40
2	6,20	12,57	12,70	11,40
3	5,25	17,50	17,70	16,00
4	4,30	25,69	25,70	23,10
5	3,40	39,62	39,50	34,50
6	2,56	65,03	64,30	55,60
7	1,89	106,48	105,30	86,60
8 (Central)	1,60	137,29	135,90	106,80
9	1,89	106,48	105,90	87,20
10	2,56	65,03	64,70	56,40
11	3,40	39,62	39,60	34,80
12	4,30	25,69	25,70	22,60
13	5,25	17,50	17,70	14,10
14	6,20	12,57	12,70	11,30
15	7,17	9,31	9,50	8,30

Tabla 10.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para un arreglo lineal de fuentes.

5.2.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes:

Normalización de valores teóricos (%)	Normalización de valores planificados respecto a valores teóricos (%)	Normalización de valores medidos (%)
6,78	6,92	7,87
9,15	9,25	10,67
12,75	12,89	14,98
18,71	18,72	21,63
28,85	28,77	32,30
47,36	46,84	52,06
77,56	76,70	81,09
100,00	98,99	100,00
77,56	77,14	81,65
47,37	47,13	52,81
28,86	28,84	32,58
18,71	18,72	21,16
12,75	12,89	13,20
9,16	9,25	10,58
6,78	6,92	7,77

Tabla 11.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para un arreglo lineal de fuentes.

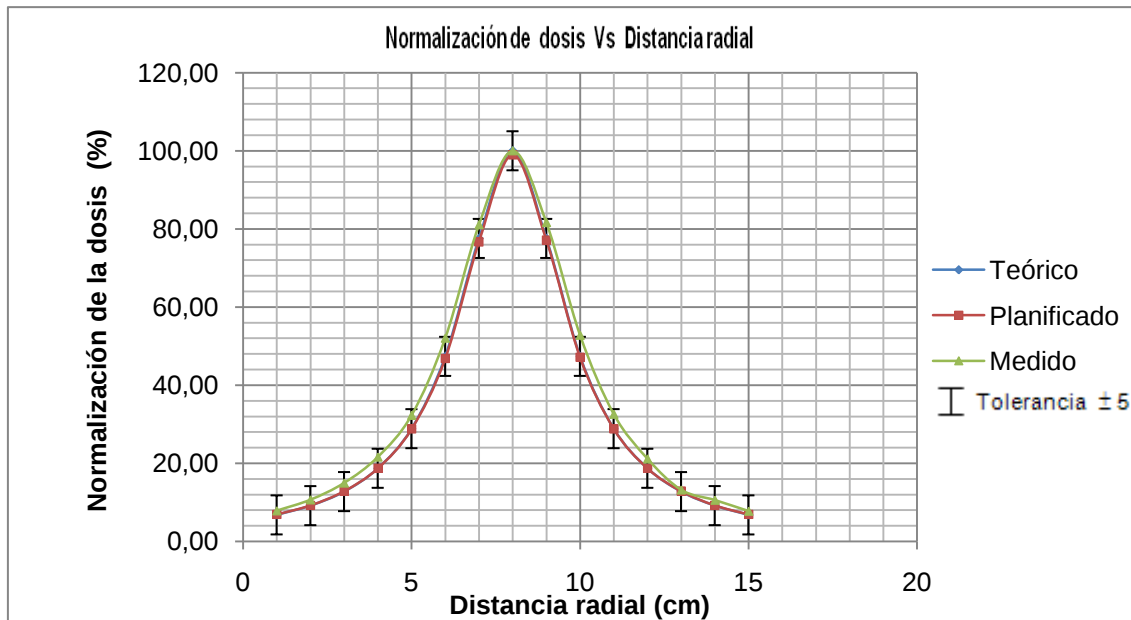


Figura 35.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para un arreglo lineal de fuentes: normalización de la dosis en función de la distancia radial.

5.2.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para un arreglo lineal de fuentes mediante el criterio gamma en el plano de detección

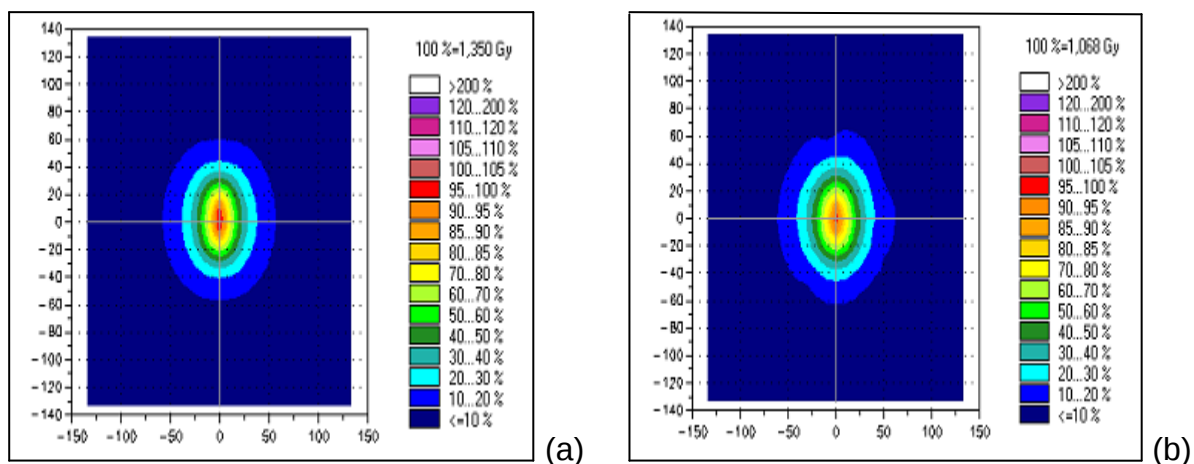


Figura 36.- Curvas de isodosis para un arreglo lineal de fuentes: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.

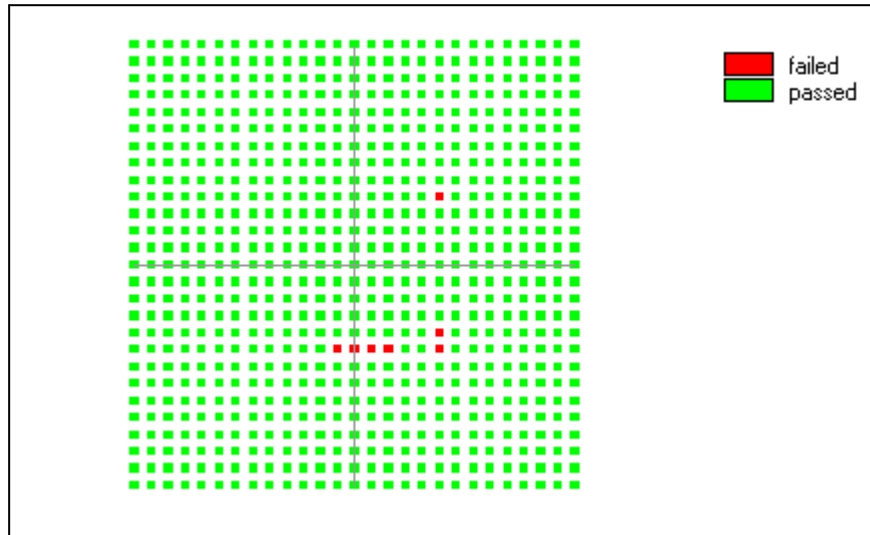


Figura 37.- Resultado del test gamma para un arreglo lineal de fuentes, se muestran en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental.

Para un total de 121 puntos evaluados se indica el reporte del criterio gamma (4mm, 4%).

Puntos pasados	114	94.2%
Puntos fallidos	7	5.8%

Tabla 12.- Reporte del índice gamma para un arreglo lineal de fuentes.

5.3.- Evaluación Dosimétrica en Maniquí para Cinco Arreglos Lineales de Fuentes en un Plano

5.3.1.- Distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano:

Detector #	Valores Teóricos (cGy)	Valores Planificados (cGy)	Valores Medidos (cGy)
1	46,23	46,60	40,60
2	67,41	67,20	59,90
3	103,86	102,30	91,80
4	160,89	158,90	135,50
5	215,55	215,40	178,30
6	248,46	247,30	207,50
7	264,12	262,50	222,00
8 (Central)	270,39	267,90	229,20
9	264,45	262,40	226,30
10	248,27	247,80	209,90
11	215,33	215,30	181,10
12	159,85	158,50	137,30
13	102,59	102,50	87,60
14	67,12	67,10	61,10
15	46,24	46,20	42,90

Tabla 13.- Verificación y comparación de las distribuciones de dosis relativas para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.

5.3.2.- Normalización de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano:

Normalización de valores teóricos (%)	Normalización de valores planificados respecto a valores teóricos (%)	Normalización de valores medidos (%)
17,10	17,23	17,71
24,93	24,85	26,13
38,41	37,83	40,05
59,50	58,77	59,12
79,72	79,66	77,79
91,89	91,46	90,53
97,68	97,08	96,86
100,00	99,08	100,00
97,80	97,05	98,73
91,82	91,65	91,58
79,64	79,63	79,01
59,12	58,62	59,90
37,94	37,91	38,22
24,82	24,82	26,66
17,10	17,09	18,72

Tabla 14.- Normalización de los valores teóricos, planificados y medidos para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.

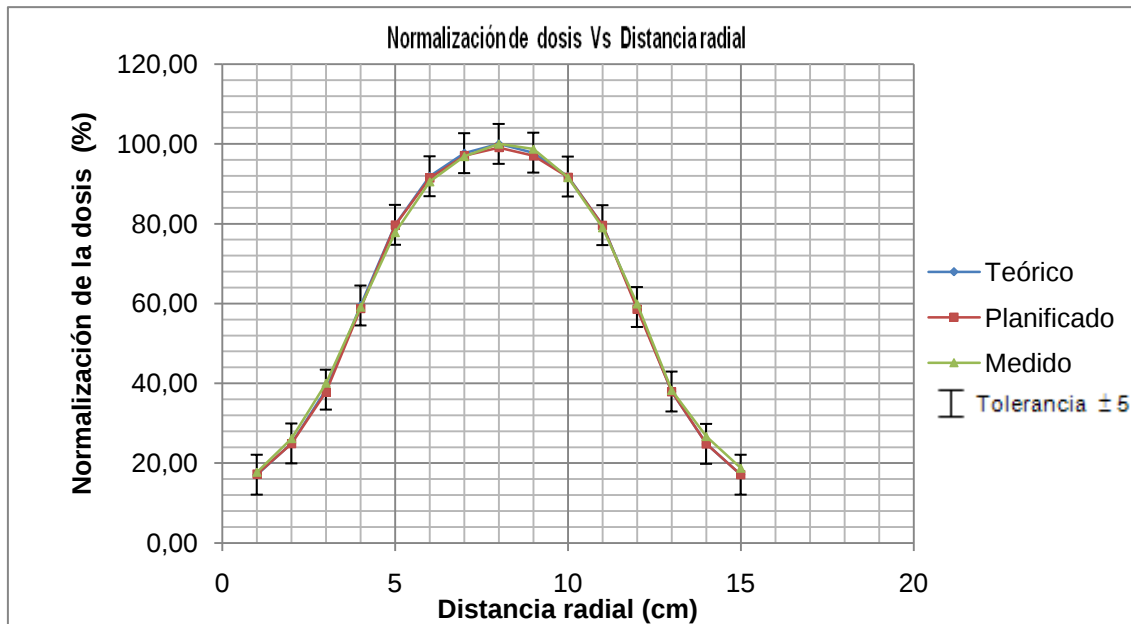


Figura 38.- Gráfica: Comparación de distribuciones de dosis relativas para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano: normalización de la dosis en función de la distancia radial.

5.3.3.- Comparación de la distribución de dosis relativa para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano mediante el criterio gamma en el plano de detección

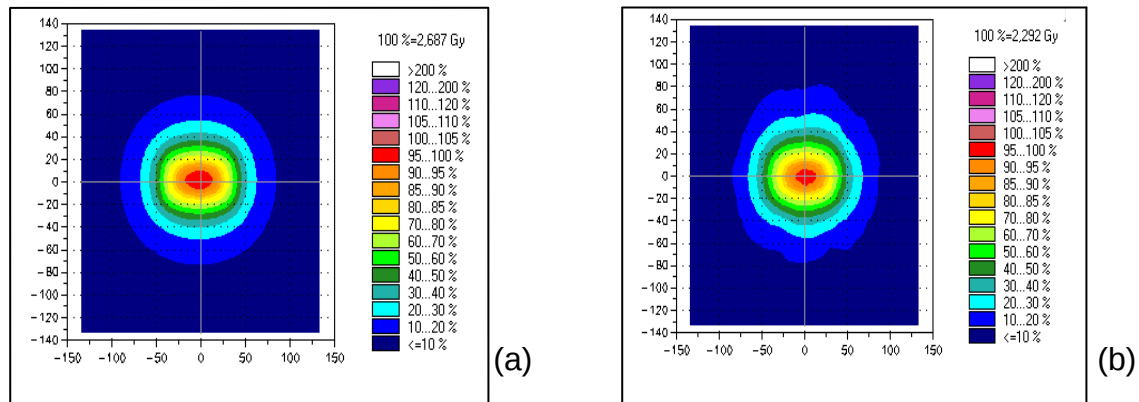


Figura 39.- Curvas de isodosis para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano: (a) Obtenida por el sistema de planificación (b) Obtenida experimentalmente.

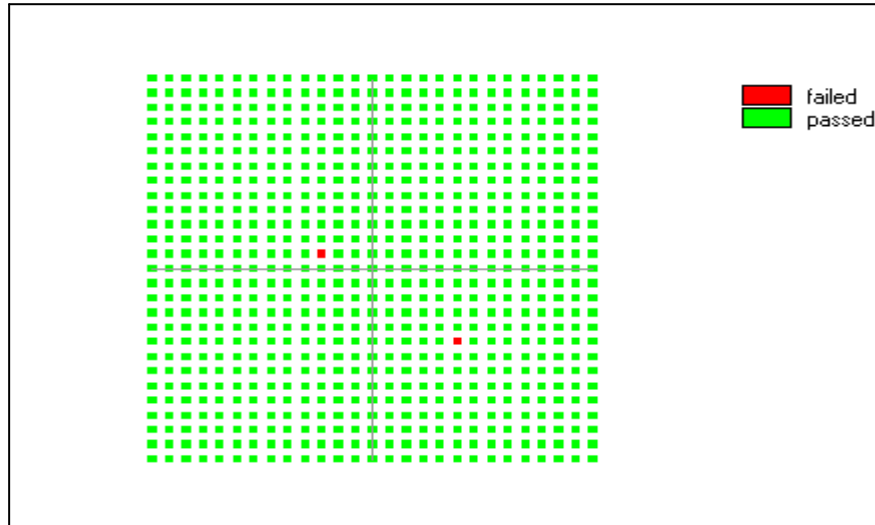


Figura 40.- Resultado del test gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano, se muestra en verde los puntos que superan el test entre sistema de planificación y la medida experimental.

Para un total de 121 puntos evaluados se indica el reporte del criterio gamma (4mm, 4%).

Puntos pasados	119	98.3%
Puntos fallidos	2	1.7%

Tabla 15.- Reporte del índice gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.

Capítulo VI

Discusión de Resultados

6.1.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para una Fuente Puntual

En la tabla n° 7 se muestran los resultados de la verificación dosimétrica de las distribuciones de dosis relativas para una fuente puntual, observándose para los datos obtenidos un alto grado de similitud entre los valores teóricos, realizados siguiendo las especificaciones del protocolo de la AAPM y los datos planificados, de acuerdo a los radios estudiados. Como ya se comentó y debido a las limitaciones de este trabajo respecto a la calibración absoluta del detector utilizado se normalizan los datos teóricos y medidos al 100%, tomando los datos teóricos como nuestros valores de referencia.

Las comparaciones relativas de las distribuciones de dosis teóricas, planificadas y medidas para una fuente puntual normalizadas son observadas en la figura n° 32, la incertidumbre de la variación de la dosis descrita por el organismo internacional de energía atómica (OIEA) tienen un rango de aceptación 5-10%, esto cumple con los límites establecidos para la administración de dosis en braquiterapia ^[28]. Todos los valores teóricos calculados según el protocolo del grupo de trabajo de la AAPM TG - 43 y los descritos por el sistema de planificación mediante las curvas de isodosis muestran una gran exactitud, estos valores se encuentran por debajo del 1% respecto a la variación de la dosis (ver figura 32). A la vista de los resultados mostrados se aprecia que la mayor diferencia entre los puntos teóricos y planificados, comparados con los puntos medidos se encuentra en el orden de 5% respecto a la variación de dosis.

Además, se compararon los mapas de fluencias de una fuente puntual, obtenidos por el sistema de planificación y las medidas experimentales mediante el criterio gamma estableciendo límites de tolerancias de (4%, 4mm) en el plano

de detección (frontal) para la dosis y la distancia física respectivamente, los resultados obtenidos son satisfactorios mostrándose que para un total de 121 puntos evaluados el 93.4% de estos puntos cumplen con el criterio de aceptación. Sólo 8 puntos no cumplen con este criterio siendo el 6.6% de puntos fallidos, el hecho de estos resultados fallidos se debe a que matriz de detectores presenta poca resolución espacial, debido al espacio existente entre cada detector. Los puntos que no cumplen el criterio gamma se encuentran sobre todo en zonas de alto gradiente de dosis (ver figura 34), donde la menor resolución espacial tiene mayor relevancia. Sin embargo, se observó que al variar de manera independiente los criterios de porcentaje de dosis y la distancia, las tendencias de las diferencias son hacia la distancia física, esto posiblemente debido a errores sistemáticos, mal posicionamiento del catéter, en la mayoría de los casos se considera que es alcanzable una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador ^[28]. Estos valores quedan enmarcados en la siguiente tabla:

Distancia	Criterio puntos de aceptación Dosis 2%	Criterio puntos de aceptación Dosis 3%	Criterio puntos de aceptación Dosis 4%	Criterio puntos de aceptación Dosis 5%
2mm	71.1%	71.1%	71.1%	71.1%
3mm	89.3%	89.3%	89.3%	89.3%
4mm	93.4%	93.4%	93.4%	93.4%
5mm	95.9%	95.9%	95.9%	95.9%

Tabla 16.- Variación del criterio gamma para una fuente puntual.

En la tabla n°16 se puede observar la variación de los diferentes criterios del índice gamma, la tendencia es mayor para las variaciones de distancia, sin

importar el porcentaje de dosis aplicado, al aumentar la distancia física aumentan los puntos de aceptación, debido a que estos puntos se encuentran donde gamma es menor o igual a uno y corresponden a localizaciones donde los puntos calculados cumplen los criterios de aceptación, pertenecen al volumen definido por el elipsoide de tolerancias (ver sección 2.5.2).

El reporte del método del índice gamma (4%,4mm) para una fuente puntual nos indica que los valores obtenidos son satisfactorios para la modalidad de braquiterapia. En la revisión bibliográfica realizada no se encontraron trabajos que reporten porcentajes de aceptación para el índice gamma en esta modalidad, por tal razón hay que señalar que existen trabajos publicados que recomiendan límites de aceptación, escogiendo como punto de partida valores de referencia utilizados en otras técnicas, tales como IMRT.^[29] En esta publicación fueron establecidos los siguientes niveles de aceptación al utilizar el arreglo de cámaras, aceptable, satisfactorio y óptimo correspondientes 15%,10%,5% respectivamente, para el criterio de puntos fallidos. Es por ello que nuestros valores son un indicativo de confianza respecto a los niveles de aceptación para una modalidad tan compleja como lo es la braquiterapia.

6.2.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para un Arreglo Lineal de Fuentes

Los resultados de la verificación y comparación dosimétrica de las distribuciones de dosis relativas para un arreglo lineal de fuentes, estableciéndose el mismo tiempo de parada para la superposición de las fuentes se pueden observar en la tabla n° 10.

Se observan gran semejanza entre los valores teóricos y planificados, no así para los valores medidos ya que hay que tomar en cuenta que para la dosimetría los valores de las dosis medidas se encuentran normalizados al 100%, puesto que con nuestro detector no es posible realizar dosimetría absoluta por los problemas mencionados en capítulos anteriores.

En la figura 35 se muestra la gráfica: normalización de la dosis en función de la distancia radial, la curva de los valores teóricos calculados mediante el formalismo AAPM TG - 43 y los valores planificados presentan poca diferencia entre ellos para los radios estudiados, con diferencias encontradas por debajo de 1% respecto a la variación de dosis (ver figura 35). Pudiéndose verificar la entrega de dosis correcta durante la planificación. Confirmándose el criterio definido en el informe AAPM Task Group 43.^[16]

Al comparar las medidas experimentales con los datos teóricos y planificados no se observa el mismo grado de exactitud, sin embargo todos los datos medidos indican incertidumbres por debajo de 5% respecto a la variación de la dosis (ver figura 35), lo cual garantiza mediante este método una buena distribución de dosis uniforme. De hecho estas diferencias están en el rango de tolerancia de acuerdo a las incertidumbres planteadas por el organismo internacional en la administración de dosis en braquiterapia.^[28]

Por otra parte, se realizó la comparación dosimétrica de los mapas de fluencias, obtenidos por el sistema de planificación y las medidas experimentales utilizando el criterio del índice gamma mediante límites de tolerancias de dosis y distancia física correspondientes a (4%, 4mm) en el plano de detección, los resultados encontrados se presentan en la figura 37, donde quedan identificados aquellos puntos donde la función gamma es menor o igual a uno, los cuales corresponden a localizaciones donde los puntos calculados cumplen los criterios de aceptación (puntos verdes) y los puntos que no cumplen el criterio donde la función gamma es mayor a uno (puntos rojos).^[30]

De igual manera que para el caso anterior se evaluaron 121 puntos. El reporte nos indica que el 94.2% de los puntos pasaron el criterio de aceptación, mientras que el 5.8% no cumple con este (ver tabla 12), debido a que la función gamma en esas regiones es mayor que uno considerándose regiones de alto gradiente, por lo tanto estos puntos no pertenecen al volumen definido por el elipsoide de tolerancia.

Igualmente se variaron de manera independiente los criterios de porcentaje de dosis y la distancia, para observar las tendencias de las diferencias, encontrándose los siguientes valores:

Distancia	Criterio puntos de aceptación Dosis 2%	Criterio puntos de aceptación Dosis 3%	Criterio puntos de aceptación Dosis 4%	Criterio puntos de aceptación Dosis 5%
2mm	52.1%	52.1%	52.1%	52.1%
3mm	76.9%	76.9%	76.9%	76.9%
4mm	94.2%	94.2%	94.2%	94.2%
5mm	97.5%	97.5%	97.5%	97.5%

Tabla 17.- Variación del criterio gamma para un arreglo lineal de fuentes.

En la tabla n°17, se puede observar la variación de los diferentes criterios del índice gamma, la tendencia es mayor para las variaciones de distancias, sin importar el porcentaje de dosis, al aumentar la distancia física aumentan los puntos de aceptación. Existe una correspondencia espacial entre las medidas experimentales y las obtenidas por el sistema de planificación en las zonas de interés, no obstante la resolución espacial del arreglo de cámaras debe ser tomada en cuenta ya que en las regiones de alto gradiente de dosis el índice gamma puede injustificadamente concluir que la comparación esta fuera del criterio de aceptación. Sin embargo los valores obtenidos para el arreglo lineal de fuentes bajo el criterio de (4%,4mm) son satisfactorios en el ámbito de la braquiterapia, siguiendo los límites recomendados por las publicaciones mencionadas en IMRT. ^[29]

6.3.- Verificación Dosimétrica en Maniquí para Cinco Arreglos Lineales de Fuentes en un Plano

En la tabla n° 13, se ilustran los resultados de la verificación y comparación dosimétrica en el maniquí construido para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano, estableciéndose el mismo tiempo de parada de 3.3 segundos para la superposición de cada fuente, lográndose observar poca similitud en todos los datos medidos respecto a los datos teóricos y planificados, como consecuencia de la falta de calibración de la matriz detectora para la fuente de ^{192}Ir en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR).

De igual manera, como en los casos anteriores, se normalizaron todos los valores teóricos y medidos al 100% graficando estos en función de la distancia radial, obteniéndose la comparación de las distribuciones de dosis relativas para los cinco arreglos lineales en el plano. De acuerdo a los resultados expuestos podemos notar que todos los puntos cuyos valores de incertidumbre son 5% entran en el rango de tolerancia sugeridos en tratamientos de braquiterapia por el organismo internacional de energía atómica (OIEA) respecto a la variación de dosis,^[28] tal es así que las diferencias están por debajo de 2% (ver figura 38), observándose una buena distribución de dosis para todos los datos teóricos, planificados y medidos proporcionándonos gran fiabilidad en el método utilizado.

Así mismo, se realizó la comparación dosimétrica entre los mapas de fluencia proporcionados por el sistema de planificación y las medidas efectuadas mediante el criterio del índice gamma dosis - distancia física (4%, 4mm). Los resultados obtenidos para un total de 121 puntos evaluados indican que el 98.3% pasaron el test gamma, mientras que el 1.7% no cumplen con el criterio de aceptación (ver tabla 15). La coincidencia entre los valores medidos y calculados son óptimo a excepción de dos puntos que se encuentran en zonas de alto gradiente, sin embargo, es notable el mejoramiento del posicionamiento de los aplicadores. También de manera independiente se modificaron los criterios de dosis y distancia física encontrándose los siguientes resultados:

Distancia	Criterio puntos de aceptación Dosis 2%	Criterio puntos de aceptación Dosis 3%	Criterio puntos de aceptación Dosis 4%	Criterio puntos de aceptación Dosis 5%
2mm	52.1%	56.2%	58.7%	62.0%
3mm	82.6%	85.1%	86.0%	88.4%
4mm	97.5%	98.3%	98.3%	99.2%
5mm	100%	100%	100%	100%

Tabla 18.- Variación del criterio gamma para cinco arreglos lineales de fuentes en un plano.

Estos valores de aceptación son óptimos para la modalidad de braquiterapia cumpliéndose una alta correspondencia espacial entre lo medido y lo planificado, sobretodo para distancias iguales o mayores que 4mm. Apreciándose que al aumentar el porcentaje de dosis, la distancia física y el número de arreglos lineales aumentan en un 100% los puntos de aceptación con el índice gamma. Existen criterios que se hallan por debajo del porcentaje de dosis, por ejemplo: (2%,4mm) y (3%,4mm), observándose que igualmente encontramos altos porcentajes de puntos aceptados respecto a la metodología propuesta en esta investigación para (4%,4mm), ver tabla n°18.

Las mayores diferencias dosimétricas relativas presentadas en este trabajo están englobadas dentro del 5%, esto es un indicativo de los niveles de exactitud alcanzados. Lo cual ratifica según los organismos internacionales que los resultados de los estudios realizados proporcionan un alto grado de confianza y una mayor solidez al conjunto de la investigación.

Capítulo VII

Conclusiones y Recomendaciones

7.1.- Conclusiones

La realización del presente trabajo ha llevado varias etapas substanciales las cuales nos permite concluir:

- Podemos concluir que la comprobación mediante cálculos teóricos de la distribución de dosis relativa utilizando el algoritmo establecido por el protocolo AAPM grupo de tarea n° 43 validaron satisfactoriamente la dosis generada por el sistema de planificación, para los tres métodos empleados, y por ende, los tiempos de permanencia de las fuentes en las posiciones activadas para suministrar la dosis prescrita.
- La comparación de las distribuciones de dosis relativas: teórica, medida y calculada por el sistema de planificación para los diferentes planes, nos permiten verificar la eficacia de los métodos empleados. Encontrando en los resultados valores de tolerancia que se encuentra por debajo del 5% respecto a la variación de dosis, garantizando la correcta implementación de los aspectos dosimétricos en braquiterapia intersticial.
- Al realizar la comparación de las distribuciones de dosis relativas en el plano de detección entre lo calculado por el sistema de planificación y lo medido para: una fuente puntual, un arreglo lineal de fuentes y cinco arreglos lineales de fuentes en un plano, se encontró que mediante el criterio del índice gamma, el reporte para (4%,4mm) nos indica que los valores obtenidos son satisfactorios, un alto porcentaje de los puntos evaluados pasan el test gamma lo que nos indica una alta confiabilidad de los datos obtenidos. Hay que señalar que existen trabajos publicados que recomiendan límites de aceptación en IMRT.^[29] En esta publicación fueron establecidos los siguientes niveles de aceptación al utilizar el arreglo de cámaras, aceptable, satisfactorio y óptimo correspondientes

15%,10%,5% respectivamente. Es por ello que nuestros valores son un indicativo de confianza respecto a los niveles de aceptación para una modalidad tan compleja como lo es la braquiterapia intersticial.

- Para todos los casos estudiados, algunos de los criterios se hallan por debajo del porcentaje de dosis conforme a los límites establecidos según la metodología propuesta en esta investigación para (4%,4mm), por ejemplo: (2%,4mm) y (3%,4mm) siendo aún más restrictivos, encontrándose altos porcentajes de puntos aceptados. Lo cual ratifica que los resultados de los estudios realizados proporcionan un alto grado de confianza y una mayor solidez al conjunto de la investigación.
- Podemos concluir, el hecho de que haya resultados fallidos en la utilización del criterio gamma se debe principalmente a que matriz de detectores presenta poca resolución espacial, debido al espacio existente entre cada detector. Los puntos que no cumplen el criterio gamma se encuentran sobre todo en zonas de alto gradiente de dosis, donde la menor resolución espacial tiene mayor relevancia.
- La matriz PTW 2D - Array seven29 es un detector de tipo gaseoso utilizado para la verificación de planes en IMRT, la limitación de este trabajo radica en la calibración de la matriz de detectores para la fuente de ^{192}Ir en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) con una energía de fotones promedio de 380 KeV. Sin embargo, esta limitación (salvo un factor de corrección en la calibración) no afecta su posible uso en la modalidad braquiterapia, esto es suficiente para realizar una evaluación y comprobación de las distribuciones dosis.
- Variando de manera independiente los criterios del índice gamma, existe una mayor tendencia de incertidumbre hacia las distancias físicas, sin importar el porcentaje de dosis, concluyendo que al aumentar la distancia física aumentan los puntos de aceptación y viceversa. Esto posiblemente debido a dos razones, la primera a que matriz de detectores presenta poca resolución espacial y la segunda razón debida a errores sistemáticos, mal posicionamiento del catéter, en la mayoría de los casos

se considera que es alcanzable una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.

- Se construyó un maniquí de polimetilmetacrilato (PMMA) el cual fue empleado como sustituto del tejido mamario para simular interacciones de la radiación con la materia y garantizar una buena distribución de dosis uniforme.
- Las diferencias dosimétricas relativas presentadas en este trabajo ratifican los resultados de los estudios realizados y garantiza la correcta implementación de los aspectos dosimétricos de la braquiterapia intersticial de mama, trayendo como consecuencia directa el beneficio del paciente.

7.2.- Recomendaciones

- Para obtener mejores resultados sin necesidad de normalizar, los detectores empleados deben estar calibrados debidamente de acuerdo a la fuente que se desea emplear y rango de energía. siguiendo los estándares nacionales e internacionales por laboratorios de calibración dosimétrica.
- El material elegido para la construcción del maniquí debe poseer una densidad muy similar a la del tejido humano ($1\text{g}/\text{m}^3$) y ser transparente para poder observar el posicionamiento del aplicador, con el fin de evitar errores sistemáticos producidos por el mal posicionamiento del mismo.

Referencias Bibliográficas

[1] Sánchez Galiano, Pedro (2001) “Introducción a la física de la radioterapia”, Oviedo.

[2] Ervin B, Podgorsak (2005) “Radition Oncology Physics: A handbook for teachers and students”, Viena-Austria.

[3] Norma Venezolana COVENIN (2238:2000) “Radiaciones no ionizantes. Limites de exposición. Medidas de protección y control”, 2^{da} revisión.

[4] Bushong, Stewart “Manual de radiología para técnicos: Física, Biología y protección radiológica”, 6^{ta} edición.

[5] Saw, CB. “Foundation of radiological physics”. Omaha, NE: CBSaw, Inc; 2002.

[6] Urdaneta, Nelson (1989) “Manual de radioterapia oncológica”, Yale-New Haven Hospital.

[7] Gerbaulet, A. Pötter, R. Mazeron, J. Meertens, H. Van Limbergen, E. (2002) “The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy”, Brussels, Belgium.

[8] Hendee, W. Russell, E (2002) “Medical Imaging Physics”, New York, Fourth Edition.

[9] Johns, H. Cunningham, R (1984) “The physics of radiology”, Fourth Edition.

[10] Powsner, R. Powsner, E (2006) “Essential nuclear medicine physics”, Second Edition.

[11] Saw, CB. “Therapeutic radiological physics”. Omaha, NE: CBSaw, Inc; 2002.

[12] Firestone, R. B., and Shirley, V. S. Table of Isotopes, 8th edition. New York, John Wiley and Sons, 1996.

[13] Attix, Frank Herbert. "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry". John Willey & sons 1986.

[14] Autoridad reguladora nuclear. Curso de post-grado en protección radiológica y seguridad nuclear. Buenos Aires. ARN (2000).

[15] F. Ballester y Cols, Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192Ir sources, Med. Phys., 28, 2586--2591, 2001.

[16] American Association of Physicists in Medicine, dosimetry of interstitial Brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group N° 43, Med. Phys. 22 (1995) 209-239.

[17] J. F. Williamson, "Comparison of measured and calculated dose rates in water near I-125 and Ir-192 seeds," Med. Phys. 18, 776 (1991).

[18] J. Pérez Calatayud, R. Arrans Lara, J. M. Baraja, A. Guisasola Berasategui, J. Macías Jaén, J. Valverde Morán "Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM" Revista de Física Médica 2000; 1(0): 1-49.

[19] R. E. P. Taylor, D. W. O. Rogers, An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters, Med. Phys., 35, 4228--4241, 2008.

[20] C. J. Sanz, C. Martín, C. Montes, Y. Prezado, E. De Sena "Development and acceptance of a software tool for intensity modulated radiotherapy plan verification based on the gamma index method", Revista de Física Médica 2008; 9(1): 33-37.

[21] M. P. Dorado, J. Macías, M. A. Suero, A. Ortiz, J. A. Terrón, A. J. Wals "Quantitative evaluation of external beam radiotherapy treatments using the function or gamma index. Presenting the software UTOPIA", Revista de Física Médica 2007; 8(1): 29-32.

[22] C. Savino, V. Pietro, L. Azario, L. Grimaldi, M. Craus, G. D'Onofrio, A. Fidanzio, F. Deodato, G. Macchia, C. Digesù, A. Morganti and A. Piermattei, "Comparison of measured and computed portal dose for IMRT treatment", journal of applied clinical medical physics, volume 7, number 3, summer 2006.

[23] International Commission on Radiological Units. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy. Report No 58. Washington DC: ICRU Publications, 1997.

[24] Nath R., Anderson L. L., Meli J. A., Olch A. J., Stitt J. A., Williamson J. F.; Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56; Medical Physics 24, 1557-1598 (1997).

[25] Sonia E, Contreras A, Llanque C. "Cáncer o carcinoma de mama", revista paceña de medicina familiar 2008; 5(7):14-23.

[26] Comisión Internacional de Protección Radiológica. Recomendaciones 1990 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Traducción al español por la Sociedad Española de Protección Radiológica SEPR 1995.

[27] Furhang E, Anderson L. Functional fitting of interstitial brachytherapy dosimetry data recommended by the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Med Phys 1999; 26:153-60.

[28] Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica), VIENA, 2000, IAEA-TECDOC-1151, pág. 11.

[29] F. Banci Buonamici, A. Compagnucci; An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. 4, 2007, Med. Phys. Vol.34, págs. 1372 - 1379.

[30] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys 1998; 25: 656-661.

Apéndice A

Definiciones Básicas:

A.1.- Glosario de Términos

1. **Absorción:** Es la disipación de la energía de radiación por el proceso de dispersión en el material al pasar la radiación a través del mismo.
2. **Atenuación:** Reducción en la intensidad de radiación como resultado de los fenómenos de absorción y dispersión.
3. **Blindaje:** Material o estructura cuyo fin es reducir o atenuar un haz de radiaciones ionizantes.
4. **Calibración:** Operación que tiene por objeto establecer la graduación de un dispositivo de medida. Dicha graduación se establece mediante comparación con un estándar o patrón.
5. **Cámara de ionización:** Es un instrumento utilizado en la detección de radiaciones ionizantes o en la medición de dosis o tasa de dosis.
6. **Control de calidad:** Forma parte de la garantía de calidad. Conjunto de operaciones (programación, coordinación, aplicación) destinadas a mantener o mejorar la calidad. Comprende la vigilancia, la evaluación y el mantenimiento que pueden ser definidas, medidas y controladas.
7. **Desintegración radiactiva:** Disminución exponencial de la actividad de una sustancia radiactiva; y su transformación en sus productos hijos.

8. **Dosimetría:** Es la parte de la física que tiene por objeto la medición de cantidades de radiación, tales como dosis absorbida o tasa de dosis absorbida.
9. **Dosimetría absoluta:** La dosis absorbida se determina de la medición de magnitudes físicas primarias (corrientes eléctricas o temperaturas) y constantes físicas universales. Solo los calorímetros, cámaras de ionización con gases sustentadas en la teoría de cavidad y las soluciones patrones de Fricke son técnicas absolutas de medición de dosis absorbida.
10. **Dosimetría relativa:** Excepto de los métodos dosimétricos absolutos, todas las técnicas restantes requieren de la construcción de una curva de calibración que relacione la respuesta del detector: corriente, carga, luz, densidad óptica con la dosis absorbida.
11. **Dosis:** Medida de la radiación recibida o absorbida por un blanco. Según el contexto, se utilizan las magnitudes denominadas dosis absorbida, dosis a un órgano, dosis equivalente, dosis efectiva, dosis equivalente comprometida, dosis efectiva comprometida. Los términos modificativos se suelen omitir cuando no son necesarios para precisar la magnitud de interés.
12. **Espesor Hemirreductor:** Término utilizado para expresar la calidad de un haz de fotones de baja y media energía. Corresponde al espesor de material que reduce la intensidad de un haz de radiaciones a la mitad.
13. **Exposición:** Acto o situación de estar sometido a irradiación. La exposición puede ser externa (irradiación causada por fuentes situadas fuera del cuerpo humano), o interna (irradiación causada por fuentes existentes dentro del cuerpo humano). La exposición puede clasificarse

en normal o potencial; ocupacional, médica o del público; así como, en situaciones de intervención, en exposición de emergencia o crónica.

14. **Fuente:** Cualquier elemento que pueda causar exposición a la radiación, bien emitiendo radiación ionizante o liberando sustancias o materias radiactivas.

15. **Ionización:** Cualquier proceso por el que se forman pares iónicos.

16. **Isótopos:** Nucleídos que tienen el mismo número atómico pero distintos números másicos.

17. **Laboratorio de calibración dosimétrica:** Laboratorio encargado por la autoridad nacional competente de establecer, mantener o mejorar patrones primarios o secundarios con fines de dosimetría de la radiación.

18. **Maniquí:** Objeto de prueba utilizado para simular las características de absorción y dispersión del cuerpo del paciente con el propósito de medición de radiaciones o de evaluación de la calidad de la imagen.

19. **Protección y seguridad contra la radiación:** Protección de las personas contra la exposición a la radiación ionizante y a las sustancias radiactivas, así como seguridad de las fuentes de radiación, incluidos los medios para conseguir esa protección y seguridad, tales como los diversos procedimientos y dispositivos para reducir las dosis y riesgos de las personas al valor más bajo que pueda razonablemente alcanzarse y mantenerlos por debajo de las restricciones prescritas de dosis relacionadas con las fuentes, así como los medios para prevenir accidentes y atenuar las consecuencias de éstos si ocurrieran.

Apéndice B

B.1.- Principio de Superposición

El principio de superposición o teorema de superposición es un resultado matemático que permite descomponer un problema lineal en dos o más subproblemas más sencillos, de tal manera que el problema original se obtiene como "superposición" o "suma" de estos subproblemas más sencillos.

Técnicamente, el principio de superposición afirma que cuando las ecuaciones de comportamiento que rigen un problema físico son lineales, entonces el resultado de una medida o la solución de un problema práctico relacionado con una magnitud extensiva asociada al fenómeno, cuando están presentes los conjuntos de factores causantes A y B, puede obtenerse como la suma de los efectos de A más los efectos de B.

Apéndice C

C.1.- Garantía de Calidad de Equipos y Fuentes de Braquiterapia

La variabilidad de los equipos y fuentes utilizados en braquiterapia, así como los distintos estándares de práctica clínica en esta especialidad, eliminan la posibilidad de establecer un protocolo único de GC. Por ello es necesario que cada físico médico, basado en su entorno clínico, desarrolle su propio programa de GC para el equipamiento y fuentes de braquiterapia con que cuente. Aquí se presentan recomendaciones generales para estos equipos.

Descripción de las fuentes

Las características de una fuente sellada (encapsulada) dependen fuertemente de la distribución de la actividad dentro de la fuente y de los detalles del encapsulamiento de la misma. Por ello, es fundamental que el usuario se preocupe de obtener del fabricante la información necesaria para el buen manejo de la fuente, así como que evalúe las posibles implicaciones de estas características en la dosimetría clínica.

Calibración de las fuentes

Aunque los suministradores comerciales de fuentes de braquiterapia ofrecen siempre una medida de la intensidad de las mismas, no se debe confiar solamente en este valor para la realización de los cálculos de dosis en los pacientes. Cada institución que cuente con un servicio de braquiterapia debe poseer la capacidad de verificar independientemente la intensidad de las fuentes que posea.

Se recomienda emplear como magnitud para especificar la emisión radiante de la fuente la “Intensidad de Kerma en Aire” definida como el producto de la tasa de Kerma en aire en el seno de aire por el cuadrado de la distancia medida desde el punto de calibración hasta el centro de la fuente, tomada sobre el bisector

perpendicular al eje longitudinal de ésta; sus unidades SI pueden ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ó $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$. En el ICRU-38 se recomienda una magnitud similar a la anterior, definida como “Tasa de Kerma en Aire de Referencia”; en este caso las unidades SI deben ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ a 1m, ya que esta última magnitud es definida específicamente a un metro de la fuente, mientras que la Intensidad de Kerma en Aire puede ser determinada a una distancia donde la fuente pueda ser considerada puntual.

Aplicadores de braquiterapia

Al recibir un aplicador de braquiterapia debe verificarse que la posición de la fuente dentro de éste corresponde con la prevista por el fabricante, así como que cualquier accesorio o pieza destinada a atenuar o modificar la radiación no presente corrimiento o imperfecciones.

Inventario de las fuentes

Tanto las fuentes de $T_{1/2}$ largo como las de corta vida requieren de un inventario actualizado y un archivo o libro permanente sobre su empleo. Debido a que la información a almacenar y los procedimientos de inventario difieren según el tipo de fuente.

Verificación de la posición de la fuente

La verificación de la correcta ubicación de las fuentes puede lograrse mediante autoradiografías acompañadas de marcas externas, como pinchar la película radiográfica con una aguja. La variación de la densidad óptica relativa de la película puede ser útil para distinguir cualitativamente la ubicación de diferentes fuentes. Es recomendable establecer una configuración típica usando todas las fuentes del equipo, con vistas a realizar auto-radiografías periódicas que simultáneamente permitan la ubicación e inventario de las fuentes.

Efectos del tránsito de las fuentes

Al igual que en las unidades de ^{60}Co , en los equipos de carga remota automática es necesario considerar el efecto en la dosis impartida durante el movimiento de la fuente desde el contenedor hasta el aplicador y viceversa. Este efecto puede ser significativo en equipos de HDR o de tasa de dosis pulsada (PDR), donde los tiempos prefijados en el temporizador del equipo suelen ser relativamente cortos.

C.2.- Garantía de Calidad en la Planificación y Administración del Tratamiento en Braquiterapia

La implementación de un plan de tratamiento con braquiterapia es en general más compleja que con haces externos, particularmente en braquiterapia intersticial y en menor medida en intracavitaria, intraluminal y terapia de contacto. Adicionalmente, las dificultades para determinar la ubicación de las fuentes y la presencia de elevados gradientes de dosis hacen que el cálculo de las distribuciones de dosis y la especificación de la misma (ya sea en un punto o volumen) sea menos preciso que en teleterapia. Por estas y otras razones, los procedimientos de GC en braquiterapia son menos rigurosos que en la teleterapia convencional.

En la práctica de la braquiterapia, a excepción de tratamientos con terapia de contacto y otros moldes con geometrías fijas, la ejecución del tratamiento puede diferir significativamente de lo planificado. Por lo tanto, muchas veces es necesario realizar dos cálculos: el cálculo para determinar la distribución e intensidad de las fuentes y los cálculos de verificación para determinar los tiempos de tratamiento a partir de la distribución real de las fuentes.

Administrar un tratamiento de braquiterapia con precisión significa que las fuentes planificadas fueron colocadas en las posiciones deseadas y en el aplicador correcto, que permanecen en éste el tiempo requerido y que depositan

de forma precisa las dosis prescritas por el oncólogo radioterapeuta. Con respecto al diseño del implante y a su evaluación, significa que el plan resultará en una distribución espacial y temporal de dosis consistente con los objetivos del tratamiento.

Un Programa de GC en braquiterapia debe por lo tanto estar dirigido a tres procesos básicos:

- El proceso de inserción del aplicador: éste es mayormente responsabilidad del oncólogo radioterapeuta; en términos de GC física, significa que se utilizó el dispositivo correcto, que se documentó, que se realizó la operación correcta y que el aplicador, las fuentes y el volumen blanco están en correlación correcta.
- El proceso de diseño y evaluación: este proceso comienza con la selección del aplicador y el diseño del implante. Luego de la ejecución del implante, se continúa con la prescripción del tratamiento, la adquisición de las imágenes del implante, la definición del volumen blanco, el cálculo de las distribuciones de dosis, su optimización, la determinación de los tiempos y/o la determinación de las posiciones estacionarias de las fuentes. En términos de GC física esto significa que los algoritmos del sistema de planificación (manual o computarizado) funcionan correctamente, que el volumen blanco de las imágenes radiográficas es consistente con otros datos relativos a la localización del tumor y que los pasos de optimización son apropiados.
- El proceso de administración del tratamiento: en el caso de braquiterapia manual éste incluye la selección, preparación e inserción de las fuentes así como el retiro de éstas en el momento indicado. En el caso de equipos de carga remota automática, este proceso incluye el ingreso de los datos al sistema de aplicación, la conexión del equipo al paciente y la administración de la irradiación. Los aspectos de GC físicos consisten en: los procedimientos para validar los datos ingresados, los procedimientos

para manejar situaciones de averías de los aparatos y emergencias, así como la documentación del tratamiento.

Requerimientos de exactitud en braquiterapia

Espacial: Se refiere a que las fuentes se ubiquen en la posición correcta (definida directa o indirectamente por el oncólogo radioterapeuta) donde se planificaron. En la mayoría de los casos se considera que es alcanzable una exactitud de ± 2 mm en relación al aplicador.

Temporal: Se refiere a que el tiempo que la fuente permanece en la posición prevista se corresponde con lo planificado. Para sistemas manuales esto significa que las fuentes se retiren cuando el tratamiento se complete. En los equipos de carga remota automática el temporizador debe garantizar una exactitud de $\pm 2\%$ del tiempo programado. El efecto del tránsito de la fuente debe medirse y calcular la dosis adicional que se entrega durante ese tiempo.

Administración de la dosis prescrita: se acepta un nivel de incertidumbre en la administración de la dosis prescrita de 5%. Para braquiterapia se ha descrito que es posible lograr incertidumbres del orden de 5 - 10%, a distancias de 1-5 cm de las fuentes.