

00323

4



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

CALCULO DE DISTRIBUCIONES ESPACIALES DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

F I S I C O

P R E S E N T A :

SERGIO JESUS ALMARAZ CALDERON



FACULTAD DE CIENCIAS UNAM

DIRECTOR DE TESIS: DR. ARNULFO MARTINEZ DAVALOS

MEXICO, D.F.

DIVISION DE ESTUDIOS PROFESIONALES



2003

FACULTAD DE CIENCIAS SECCION ESCOLAR

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

A



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



REPUBLICA NACIONAL
 COLOMBIANA
 MINISTERIO DE EDUCACIÓN

DRA. MARÍA DE LOURDES ESTEVA PERALTA
Jefa de la División de Estudios Profesionales de la
Facultad de Ciencias
Presente

Comunicamos a usted que hemos revisado el trabajo escrito:
 Cálculo de distribuciones espaciales de dosis en braquiterapia

realizado por Almaraz Calderón Sergio Jesús

con número de cuenta 9851252-8 , quien cubrió los créditos de la carrera de: Física.

Dicho trabajo cuenta con nuestro voto aprobatorio.

Atentamente

Director de Tesis
 Propietario

Dr. Arnulfo Martínez Dávalos

Propietario

Dra. Olga Leticia Avila Aguirre

Propietario

M. en C. Minerva Ruth Herrera Rodríguez

Suplente

M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez

Suplente

Dr. Javier Miranda Martín del Campo

[Handwritten signatures: Arnulfo Martínez Dávalos, Olga Leticia Avila Aguirre, Minerva Ruth Herrera Rodríguez, José Manuel Lárraga Gutiérrez, Javier Miranda Martín del Campo]

Consejo Departamental de



[Handwritten signature: Patricia Goldstein Menache]

DRA. PATRICIA GOLDSTEIN MENACHE
 Coordinadora de Licenciatura
 DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Agradecimientos

“La gratitud, Sancho, es como la memoria del corazón. . . Escribe a tus señores y muéstrateles agradecido, que la ingratitud es hija de la soberbia, y uno de los mayores pecados que se sabe, y la persona que es agradecida a los que bien le han hecho, da indicio que también lo será a Dios, que tantos bienes le hizo y de continuo le hace”.

- Don Quijote de la Mancha

Quiero agradecer sinceramente a todos los que han hecho posible, de una u otra forma, que yo llegara a éste momento de mi vida.

A mi familia, por su apoyo incondicional, gracias al cual pude estudiar una carrera profesional, principalmente a mis padres y a mis tías.

Al grupo de Dosimetría del IFUNAM por permitirme formar parte de él, especialmente a la Dra. María Ester Brandan, por su apoyo y consejos brindados que siempre han sido de gran utilidad y de un valor muy especial para mí. También mi agradecimiento más sincero a la Dra. Mercedes, a Ana Elena y a César, quienes siempre me dieron su consejo, su opinión y su ayuda desinteresada.

A mi asesor, Dr. Arnulfo Martínez, por su tiempo, dedicación y apoyo, y porque siempre tuve de él palabras de aliento y consejos muy importantes y valiosos.

Al Dr. Javier, a la Dra. Olga, a Ruth y a Pepe; por aceptar ser mis sinodales y dedicar parte de su tiempo para leer esta tesis.

A los proyectos, DGAPA IN-109303, CONACYT 34526-E y PROBETEL.

A la UNAM por formarme humana y académicamente, en especial a los profesores de la facultad de Ciencias, quienes me enseñaron la entrada del camino por donde transitaré en mi vida profesional.

¡Goya, goya, Universidad!

“Sentir gratitud y no expresarla es como envolver un regalo y no dárselo”.

- William Arthur Ward

ÍNDICE

Índice	<i>i</i>
Definición del problema y objetivo de la tesis	<i>iii</i>
Capitulo I Conceptos básicos	1
1.1 Introducción	1
1.2 El cáncer de próstata	1
1.2.1 La próstata	1
1.2.2 Diferencia entre tumores prostáticos benignos y malignos	1
1.2.3 Factores de riesgo en el cáncer de próstata	3
1.2.4 Clasificación de las etapas del cáncer de próstata	3
1.3 La radiación ionizante en el tratamiento contra el cáncer	4
Capitulo II Braquiterapia	6
2.1 Introducción	6
2.2 Técnicas de implantación	6
2.2.1 Moldes superficiales	6
2.2.2 Terapia intersticial	7
2.2.3 Terapia intracavitaria	7
2.3 Radionúclidos utilizados en braquiterapia	7
2.4 Tipos de tratamientos en braquiterapia	8
2.5 Comparación entre braquiterapia de LDR y HDR	9
2.6 Procedimiento y técnica en el tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia de alta tasa de dosis	9
Capitulo III Materiales y métodos	13
3.1 Introducción	13
3.2 Características de las fuentes de Ir-192	13
3.3 Dosimetría numérica	16
3.4 Protocolo TG-43	17
3.5 Método de la integral de Sievert	19
3.6 Método de Monte Carlo	20
3.7 Procedimiento seguido en el desarrollo de los programas para el cálculo de distribuciones de dosis	21
3.7.1 Distribución espacial debida a una fuente	21
3.7.2 Aplicación a un estudio clínico	25
Capitulo IV Resultados	27
4.1 Introducción	27
4.2 Distribuciones espaciales de dosis para una fuente	27
4.2.1 VariSource	28
4.2.2 Microselectron	30
4.3 Estudio clínico	32

4.3.1 VariSource	32
4.3.2 Microselectron	40
4.4 Resumen de resultados	42
Capitulo V Conclusiones	46
Apéndices	48
A.I Conceptos de dosimetría	48
A.II Diagramas de flujo	50
Referencias	52

Definición del problema y objetivo de la tesis

En los últimos años el cáncer se ha convertido en la segunda causa de muerte en México, sólo detrás de las enfermedades del corazón. Según datos del Instituto Nacional de Cancerología (Piñeros et. al. 2001), durante el año 2001 se diagnosticaron 4389 casos nuevos de cáncer en esta institución, 333 casos más que en el año 2000, lo que representa un incremento de 8.2% en relación con el año 2000, y de un 4.5% comparado con el año 1999.

El cáncer de próstata es el cáncer más común en hombres después de los 50 años (NCI 2003). En los Estados Unidos, anualmente se registran 165,000 nuevos casos de esta enfermedad y un promedio de 40,000 defunciones son atribuibles a esta patología.

En México, de acuerdo al Registro Histopatológico de Neoplasias de 1997 (Manzanilla-García et. al. 2000), el cáncer de próstata ocupó el tercer lugar entre las neoplasias en general, por detrás del cáncer cérvico-uterino y del cáncer de mama; sin embargo, al separar los casos de neoplasias por sexo, el cáncer de próstata se ubica en el primer lugar de los carcinomas que afectan a los hombres.

Debido a las dimensiones del problema, es necesario que en nuestro país existan sistemas de detección, planificación y tratamiento que sean rápidos y efectivos para tratar este problema de salud pública.

En el aspecto de la elección del tratamiento, la braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido, está indicada en las primeras etapas del cáncer de próstata y como auxiliar en las etapas avanzadas del mismo.

Para este tipo de tratamiento la planificación de las distribuciones de dosis a entregar a los órganos de interés es muy importante, debido a los elevados gradientes de dosis asociados a este tipo de tratamientos y a que se requiere entregar una dosis alta al tumor al mismo tiempo que se desea minimizar la dosis a la uretra y al recto, ya que de no hacerlo se pueden generar problemas colaterales adversos como incontinencia e impotencia.

El objetivo de este trabajo de tesis es desarrollar un sistema de cálculo de distribuciones espaciales de dosis que permita la planificación del tratamiento y que sea flexible a las posiciones de las fuentes. El estudio se lleva a cabo con los 2 tipos de fuentes más utilizadas en los hospitales mexicanos para el tratamiento de cáncer de próstata: VariSource y MicroSelectron. En el trabajo se incluye una comparación entre la planificación que se realiza al utilizar tablas generadas por simulación Monte Carlo y aquellas generadas por el método tradicional de la integral de Sievert, el cual sigue siendo utilizado en muchos hospitales del país. Asimismo, se lleva a cabo una comparación entre el efecto que se produce al considerar o no las contribuciones de cada fuente en los primeros planos vecinos.

El presente trabajo está dividido en 5 capítulos. El primero es una introducción al cáncer de próstata, su tratamiento por medio de radiación ionizante y los conceptos básicos de dosimetría. En el segundo capítulo se describe más extensamente la técnica de braquiterapia, los tipos de implantes y radionúclidos utilizados, así como los diferentes tipos de braquiterapia clasificados de acuerdo a las tasas de dosis entregadas, una comparación entre tratamientos de alta y baja tasa de dosis y la descripción del tratamiento

de braquiterapia de alta tasa de dosis, sobre el que se enfoca este trabajo. El tercer capítulo trata sobre el desarrollo y los métodos utilizados en esta tesis; se discuten las características de las fuentes, los métodos de cálculo de distribuciones espaciales de dosis y las bases del desarrollo de los programas requeridos para la realización de dichos cálculos. En el capítulo cuarto se exponen los resultados obtenidos para los 2 tipos de fuentes utilizadas, se comparan las planificaciones obtenidas por los métodos de la integral de Sievert y Monte Carlo, así como los efectos de considerar o no, la contribución de cada fuente en los primeros planos vecinos. Por último, en el capítulo quinto se presentan las conclusiones generadas de este trabajo de tesis.

PAGINACIÓN DISCONTINUA

Capítulo I

Conceptos Básicos

1.1 Introducción

Un tumor es una masa formada por el crecimiento anormal de un tejido en el que sus células proliferan rápidamente fuera de los mecanismos de control del cuerpo (Medline 2003). Cáncer se le denomina a los tumores para los cuales las células tienen la capacidad de dispersarse de su sitio original e invadir otros tejidos; a este proceso se le llama metástasis.

Existen muchos tipos de células tumorales: algunas crecen juntas para formar masas sólidas dentro o sobre la superficie de un órgano o tejido particular; otras (como la leucemia y los linfomas) pueden moverse libremente por el cuerpo en el torrente sanguíneo o el sistema linfático. Si el cáncer no es tratado, puede inhibir y finalmente destruir la función del órgano o tejido huésped.

El tratamiento del cáncer se refiere a la remoción o aniquilamiento de las células cancerígenas, así como al impedimento para que estas tengan una proliferación posterior. Las principales formas de tratamiento son la cirugía para remover el tumor del tejido, la quimioterapia que consiste en administrar drogas para destruir y prevenir la proliferación del cáncer, la inmunoterapia que refuerza el sistema natural de defensa del cuerpo y la radioterapia que hace uso de radiación ionizante. Estas modalidades de tratamiento pueden utilizarse solas o en combinación.

1.2 El cáncer de próstata

1.2.1 La próstata

La próstata es una glándula del sistema reproductor masculino que se encarga de producir el líquido seminal. La próstata es aproximadamente del tamaño de una nuez, está localizada debajo de la vejiga y enfrente del recto, rodeando la parte superior de la uretra, tubo encargado de conducir la orina de la vejiga al exterior (abcmedicus 2001) (ver figura 1.1).

1.2.2 Diferencia entre tumores prostáticos benignos y malignos

Normalmente las células crecen y se dividen para formar nuevas células de manera ordenada, realizan sus funciones por un determinado tiempo y mueren. Este proceso ayuda a mantener al cuerpo saludable.

Algunas veces las células no mueren; en vez de esto continúan dividiéndose y creando nuevas células que el cuerpo no necesita, formando tumores que pueden ser benignos o malignos.

Los tumores benignos no son cáncer. Estos pueden removerse y en la mayoría de los casos no vuelven a aparecer. Las células que forman tumores benignos no se dispersan a otras partes del cuerpo; más aun, los tumores benignos no son necesariamente una amenaza para la vida.

La *hiperplasia prostática benigna (BPH)* por ejemplo, es un crecimiento anormal de células prostáticas benignas. En la BPH, la próstata crece y presiona la uretra y la vejiga, interfiriendo con el flujo normal de la orina. Más de la mitad de los hombres en Estados Unidos entre 60 y 70 años y más del 90% entre 70 y 90 años tienen síntomas de BPH (NCI 2003). Para algunos hombres, los síntomas pueden ser lo suficientemente severos por lo que requieren tratamiento.

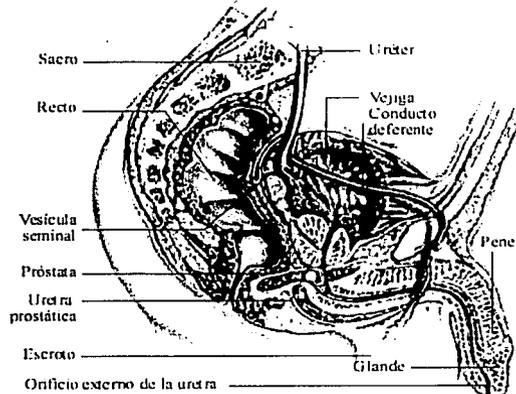


Fig. 1.1.-Localización anatómica de la próstata y órganos cercanos.

Los tumores malignos constituyen lo que llamamos cáncer. Las células en estos tumores se dividen sin control ni orden y no mueren de forma normal. Además las células cancerígenas pueden invadir y dañar tejido cercano y órganos, o romperse y entrar al sistema linfático. Así es cómo el cáncer se dispersa de su sitio original (cáncer primario) para alcanzar otros órganos (cáncer secundario), que es lo que se conoce como metástasis.

Si existe metástasis en el cáncer de próstata, éste se expande hacia fuera de la misma; las células cancerígenas se encuentran a menudo en los nodos linfáticos cercanos. Si el cáncer ha alcanzado estos nodos, significa que las células cancerígenas pueden haberse expandido hacia otras partes del cuerpo, a otros nodos linfáticos y a órganos cercanos tales como hueso, vejiga o uretra. Cuando el cáncer se expande de su localización original hacia otra parte del cuerpo, el nuevo tumor tiene la misma clase de células anormales y el mismo

nombre que el tumor primario. Por ejemplo, si el cáncer de próstata se expande hacia los huesos, las células cancerígenas en el nuevo tumor son células de cáncer de próstata. Esta enfermedad es cáncer metastásico de próstata y no cáncer de huesos.

1.2.3 Factores de riesgo en el cáncer de próstata

Las causas del cáncer de próstata no están bien entendidas. Sin embargo se sabe que existen factores de riesgo que están asociados con este tipo de cáncer (MHCS 2003); tales como:

- *Edad.* En Estados Unidos, el cáncer de próstata es más común en hombres mayores de 55 años. La edad promedio de los pacientes cuando se les diagnostica cáncer de próstata es 70 años
- *Historia familiar de cáncer de próstata.* El riesgo de desarrollar cáncer de próstata es mayor para un hombre cuyo padre o hermano haya tenido esta enfermedad
- *Raza.* Esta enfermedad es mucho más común en hombres afro-americanos que en hombres blancos y a su vez es menos común en hombres asiáticos o indio-americanos
- *Factores dietéticos.* Existen algunas evidencias que sugieren que una dieta alta en grasa animal puede incrementar el riesgo de cáncer de próstata y una dieta alta en frutas y vegetales puede disminuir el riesgo. Existen estudios que pretenden establecer cómo disminuir el riesgo de cáncer de próstata con base en suplementos dietéticos.

1.2.4 Clasificación de las etapas del cáncer de próstata

Si se diagnostica cáncer en la próstata, el médico necesita saber en qué etapa se encuentra la enfermedad, para lo cual se utilizan pruebas sanguíneas o imágenes para determinarla y decidir qué tratamiento seguir. La clasificación de las etapas del cáncer de próstata es una tarea compleja; sin embargo, las principales características de cada una de las etapas son las siguientes (Oncomédica 2001):

- *Etapa i:* el cáncer no puede todavía detectarse mediante un examen rectal. Normalmente se encuentra por accidente cuando se realiza una cirugía por alguna otra razón, (usualmente BPH). No hay evidencia de que el cáncer se haya dispersado fuera de la próstata
- *Etapa ii:* el tumor envuelve a la mayoría del tejido prostático, puede sentirse durante un examen rectal o se le encuentra con una biopsia realizada debido a un nivel alto de Antígeno específico de la próstata (PSA). No existe evidencia de que el cáncer se haya dispersado fuera de la próstata
- *Etapa iii:* el cáncer se ha dispersado fuera de la próstata hacia los tejidos cercanos
- *Etapa iv:* el cáncer se ha dispersado hacia los nodos linfáticos u otras partes del cuerpo.

1.3 La radiación ionizante en el tratamiento contra el cáncer

La radiación ionizante, aquella radiación capaz de ionizar debido a que remueve a los electrones atómicos de sus órbitas (Attix 1996), se utiliza en el tratamiento del cáncer ya que rompe las moléculas de ácido desoxirribonucleico (DNA) y provoca que se presenten uniones inadecuadas de diferentes fragmentos del mismo, lo que incapacita a la célula para dividirse y reproducirse.

El DNA es el responsable del crecimiento y la división celular, y es el componente celular más radiosensible (Dowsett 1998). El DNA puede ser dañado directamente por la radiación, causando un rompimiento en la cadena de proteínas e incluso dañando el núcleo de la membrana celular. También puede sufrir daño indirecto debido a los radicales libres producidos por la irradiación de las moléculas de agua en el tejido. Los radicales libres atacan la estructura proteínica del DNA y otros complejos biológicos importantes, formando compuestos inestables y muy reactivos.

La radiación ionizante afecta a todos los tipos de células vivas, aunque hay que notar que, de acuerdo a su tipo, tienen diferentes radiosensibilidades; esto quiere decir que la dosis requerida para alcanzar un cierto nivel de daño en las células es extremadamente variable. El principal problema de la radioterapia es que las células cancerígenas no son tratadas de manera aislada, la masa del tumor está localizada dentro o sobre un tejido cuya función debe conservarse y está rodeada de tejido sano que puede ser expuesto a la radiación. El cáncer puede incluso expandirse e infiltrarse en dicho tejido, por lo que es inevitable, si se quiere eliminar el cáncer, que algún tejido sano reciba cierta dosis de radiación.

El daño por radiación de las células individuales es un proceso estocástico, es decir, estadístico por naturaleza, debido a que depende de la ocurrencia de eventos ionizantes individuales. Sin embargo, cuando consideramos el efecto de la radiación sobre un número grande de células, el efecto es determinístico; es decir, existe un umbral de dosis abajo del cual no existe un efecto clínico observable, y para una dosis superior el efecto es observado en cada individuo.

Aunque, como ya se mencionó, la radiación ionizante afecta tanto a las células cancerosas como a las células sanas, produce un efecto mayor sobre aquellas células en constante crecimiento y reproducción (Herrera 2001), situación que prevalece en las células cancerosas y que hace que el daño en ellas sea más importante; por otro de lado es conveniente considerar que las células normales tienen mayor capacidad de reparar el daño que pudiera producir la radiación.

La efectividad del tratamiento contra el cáncer depende principalmente de la oxigenación del tumor (la radiación excita a las moléculas de oxígeno provocando la producción de radicales libres), la densidad de eventos ionizantes, la proporción de células en división, la respuesta inherente del tejido canceroso a la radiación y de la capacidad de las células cancerígenas para reparar el daño.

Para el tratamiento de cáncer con radiación ionizante se utilizan principalmente 2 técnicas: teleterapia y braquiterapia. La teleterapia hace uso de un haz de radiación externo al cuerpo del paciente. El haz pasa a través del cuerpo antes de incidir sobre el tumor, por lo que el tejido sano que se encuentra en su camino también se daña. Por el contrario, la braquiterapia usa fuentes radiactivas que se colocan en contacto con el tumor,

disminuyendo así la dosis a tejido sano. Dicha técnica constituye el tema de esta tesis y se discutirá en detalle en el capítulo II.

Capítulo II

Braquiterapia

2.1 Introducción

La braquiterapia es un método de tratamiento de cáncer en el cual fuentes radiactivas usualmente selladas se utilizan para impartir dosis a una corta distancia (Khan 1994). Estas fuentes se colocan directa o adyacentemente al volumen de tejido que va a tratarse.

Una fuente sellada es aquella en la cual el material radiactivo está encapsulado, generalmente dentro de un blindaje de metal. La pared de metal sirve tanto para prevenir el escape de material radiactivo, como para absorber las partículas cargadas no deseables (partículas beta).

La principal ventaja de esta forma de terapia es la distancia tan corta entre la fuente y el tumor, lo que permite dar una dosis alta de radiación al tumor mientras el tejido normal circundante recibe una dosis baja.

2.2 Técnicas de implantación

Las fuentes de braquiterapia se usan en tres diferentes maneras: aplicadores externos (moldes), implantación intersticial, y terapia intracavitaria (Khan 1994). La elección de una u otra técnica se realiza tomando en cuenta principalmente el tamaño y la localización del tumor. Por ejemplo, los moldes se utilizan para tratar pequeñas áreas superficiales tales como el oído o el labio. La terapia intersticial está indicada cuando el tumor está bien localizado y las fuentes pueden implantarse directamente en el mismo. La terapia intracavitaria se usa cuando los aplicadores que contienen la fuente radiactiva pueden introducirse en las cavidades del cuerpo. En todos estos casos, debido a la corta distancia del tratamiento, la geometría de las distribuciones de las fuentes es crítica.

2.2.1 Moldes Superficiales

Estos moldes están hechos generalmente de yeso o plástico y son preparados para ajustarse a la superficie que será tratada, las fuentes se colocan y se aseguran sobre la superficie externa del molde. La distancia entre el plano de las fuentes y la piel se escoge para dar una distancia de tratamiento que usualmente oscila entre 0.5 cm y 1.0 cm.

2.2.2 Terapia Intersticial

En la terapia intersticial, las fuentes radiactivas se fabrican en forma de agujas, alambres o semillas, los cuales pueden insertarse directamente en el tejido. Existen básicamente dos tipos de implantes intersticiales; los temporales y los permanentes.

En un implante temporal, las fuentes se remueven después que la dosis deseada se ha entregado, por ejemplo, cuando se usan alambres o semillas de ^{192}Ir .

En un implante permanente, las fuentes se dejan permanentemente en el tejido (semillas de ^{125}I y ^{198}Au). En general, un implante temporal provee de mejor control en la distribución de las fuentes y la dosimetría que un implante permanente; sin embargo, los implantes permanentes son procedimientos realizados una sola vez y constituyen el método preferido para el tratamiento de ciertos tumores como aquéllos que se presentan en las cavidades abdominal y torácica.

Una mejora en la técnica de implantación temporal ocurrió con la introducción de sistemas de carga diferida, en los cuales las fuentes se aplican usando catéteres previamente implantados en el tejido. Este procedimiento elimina la exposición del personal en el cuarto de preparación, en el de rayos X y en las áreas a través de las cuales se transporta al paciente, pues las fuentes radiactivas se insertan después de que el paciente está de regreso en el cuarto de braquiterapia y se han evaluado los implantes.

2.2.3 Terapia Intracavitaria

La terapia intracavitaria es la más utilizada para cánceres del cérvix, cuerpo uterino y vagina. Se ha diseñado una gran variedad de aplicadores para mantener a las fuentes en una configuración fija.

2.3 Radionúclidos utilizados en braquiterapia

Las características de algunos radionúclidos utilizados para tratamientos de braquiterapia se resumen en la tabla 2.1 (Williams and Thwaites 1993). Como puede observarse, las energías de los radionúclidos cubren un amplio espectro que va desde las decenas hasta los miles de keV, debido al uso específico que se le da a cada fuente, el cual está determinado por la energía del radionúclido y por su vida media. Aunque el radio ya no se utiliza, se incluye en la tabla por cuestiones históricas, ya que en algunos hospitales las unidades de dosis siguen expresándose en miligramos de radio ya que éste fue el primer radionúclido utilizado en braquiterapia.

Tabla 2.1.-Radionúclidos utilizados en braquiterapia. E_γ es la energía promedio de los rayos gamma emitidos por la fuente.

Radionúclido	Aplicación típica	Vida media	E_γ (keV)
^{60}Co	HDR ¹ sistema de carga diferida	5.27 años	1250
^{125}I	Implantes permanentes o temporales	60 días	28
^{137}Cs	LDR ² sistema de carga diferida	30 años	662
^{192}Ir	Implantes intersticiales, HDR y LDR sistemas de carga diferida	74 días	370
^{103}Pd	Implantes intersticiales LDR	17 días	21
^{198}Au	Implantes permanentes	2.7 días	420
^{226}Ra	No se sigue utilizando	1600 años	1000

2.4 Tipos de tratamientos en braquiterapia

Los tratamientos en braquiterapia pueden clasificarse, de acuerdo a las dosis entregadas, en:

- *Tratamientos de baja tasa de dosis (LDR)* La tasa de dosis al volumen blanco es del orden de 0.5 Gy h^{-1} . La dosis típica a un tumor es del orden de 60 Gy o más. Los tratamientos con LDR tardan alrededor de una semana en completarse. En estos tratamientos la actividad específica de la fuente es aproximadamente de 30 MBq a 60 MBq por cm de implante (1 mCi/cm) o entre 500MBq y 1000 MBq por implante. La actividad total implantada varía con el volumen del tratamiento y el tiempo prescrito.
- *Tratamientos de tasa de dosis media (MDR)* La tasa de dosis al tumor es de 1 Gy h^{-1} a 2 Gy h^{-1} . La actividad típica del implante es mayor que en LDR, para mantener el mismo efecto biológico, la dosis total entregada es usualmente menor.

¹ Alta tasa de dosis (High Dose Rate)

² Baja tasa de dosis (Low Dose Rate)

- *Tratamientos de alta tasa de dosis (HDR)* Se utiliza típicamente una sola fuente de 370 GBq (10 Ci). La irradiación se realiza mediante sistemas de carga diferida en los que la fuente se conecta a un cable, movido automáticamente por la unidad de tratamiento a través del volumen blanco en el paciente. Los tratamientos con HDR tienen que darse en varias sesiones para producir las mismas ventajas biológicas que el tratamiento con LDR. La tasa de dosis para sistemas HDR generalmente es mayor que 5 Gy min^{-1} , los radionúclidos más utilizados son ^{60}Co e ^{192}Ir . Las principales ventajas son la versatilidad en la posición de las fuentes, la disminución del tiempo de irradiación, así como el mejoramiento en los aspectos de seguridad radiológica.
- *Tratamientos de tasa de dosis pulsada (PDR)* Se utiliza un concepto similar al de HDR. Sin embargo, la actividad de la fuente típicamente es de unas decenas de veces menor. En este tipo de tratamientos la fuente se coloca en el volumen blanco cada hora. Como sólo se entregan pequeñas dosis por pulso, el tiempo total del tratamiento no necesita dividirse, esto es, el tratamiento se aplica en una sola sesión.

Los tratamientos con LDR se han usado prácticamente desde que el radio fue aislado por los esposos Curie en los primeros años del siglo XX. Los tratamientos de HDR se han desarrollado en los últimos años debido a nuevos avances tecnológicos que han estimulado el incremento del interés por la braquiterapia misma, tales como la introducción de isótopos artificiales, los sistemas de carga diferida que reducen la exposición del personal, los sistemas automáticos por control remoto que entregan una exposición regulada de la radiación para fuentes de alta actividad, y los sistemas de planificación de tratamiento totalmente computarizados.

2.5 Comparación entre braquiterapia de LDR y HDR

Mientras que los sistemas de carga diferida son indudablemente una técnica superior cuando nos referimos a protección radiológica y reproducibilidad del tratamiento, la pregunta de cómo pueden compararse HDR y LDR en el aspecto clínico es un tema altamente controversial. La principal ventaja de HDR sobre LDR es que se sabe cual será la dosis final antes de iniciar el tratamiento. Si se demuestra que la HDR es o puede ser equivalente a varios tratamientos con LDR, esto significaría una victoria para HDR, porque su otra ventaja es la capacidad para tratar grandes poblaciones de pacientes. Sin embargo la pregunta no está cerca de ser contestada porque los datos en términos de tasas de supervivencia y de complicaciones tempranas y tardías de tejido para la técnica de HDR a la fecha no son suficientes para dar conclusiones definitivas.

2.6 Procedimiento y técnica en el tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia de alta tasa de dosis

El tratamiento con braquiterapia de alta tasa de dosis se aplica usando entre 3 y 10 fracciones dependiendo del tipo de cáncer a tratar. Existen muchos factores que el médico considera en la determinación de la dosis de radiación y cuántos tratamientos debería de recibir un implante. Debido a la alta actividad del ^{192}Ir , la duración del tratamiento es del

orden de minutos en lugar de horas, por lo que casi no hay opción a que el implante se mueva y deposite dosis de radiación donde no se requiere.

La precisión en la colocación de la fuente para HDR es del orden de milímetros y la separación típica entre las posiciones de ésta es de entre 0.5 cm y 1.0 cm dependiendo del tamaño y tipo de la fuente utilizada. Como la fuente radiactiva se controla por sistemas de carga diferida, la exposición a la radiación de los médicos, personal del hospital y miembros de la familia se elimina. Después de que se da el tratamiento de HDR la fuente se retrae y se guarda en el sistema de carga y el paciente no permanece radiactivo. Por ello a los implantes utilizados en braquiterapia de alta tasa de dosis también se les llama implantes temporales.

El procedimiento típico que se sigue en braquiterapia de alta tasa de dosis es el siguiente (CET 2003):

Paso 1 Preparación. En la etapa de preparación se le administra al paciente anestesia espinal, lo que lo insensibiliza de la cintura para abajo. Las piernas del paciente se colocan en soportes y la pelvis se sitúa para que el médico tenga acceso al perineo.

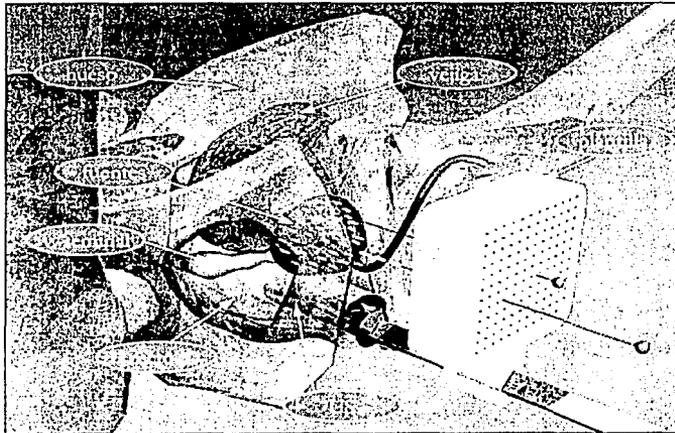


Fig.2.1.- Plantilla y catéter utilizados en el tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia HDR.

Paso 2 Implante. El médico coloca una plantilla con un arreglo de agujeros sobre la región peritoneal (ver figura 2.1). La plantilla se fija a un soporte que incluye un sistema de monitoreo basado en una sonda de ultrasonido transrectal. Usando la sonda se obtienen una serie de imágenes (~10) de la región prostática que permiten al cirujano delimitar los contornos del VB¹ (próstata) y de los órganos de riesgo (OARs, uretra y recto). Una vez

¹ Volumen blanco

que se ha determinado el VB, se insertan unos catéteres (ver figura 2.1) usando la plantilla como guía, para cubrir la región en donde se realizará el implante. Este procedimiento es vigilado con la sonda de ultrasonido para asegurarse que no se afecte a los OARs.

Paso 3 Simulación. Después de que se ha colocado el implante, se determina la localización exacta del implante en el cuerpo y su relación con los órganos adyacentes mediante alguna técnica de visualización de los mismos (ultrasonido, rayos X). El médico revisa las posiciones y realiza ajustes en caso de ser necesario.

Paso 4 Dosimetría. Las imágenes se entregan a los especialistas en dosimetría para realizar la planificación del tratamiento por computadora. Las posiciones de los catéteres o aplicadores determinan las posiciones de la fuente en el sistema de planificación. Con esta información se calcula la dosis de radiación en el tejido y se determina el tiempo que la fuente va a permanecer en determinada posición de tal manera que se obtenga la distribución espacial de dosis que el médico quiere entregar al tumor y a las estructuras cercanas (figura 2.2). Después que el plan de isodosis ha sido aprobado por el médico, se transfiere la información de la planificación al controlador del sistema remoto de carga diferida.

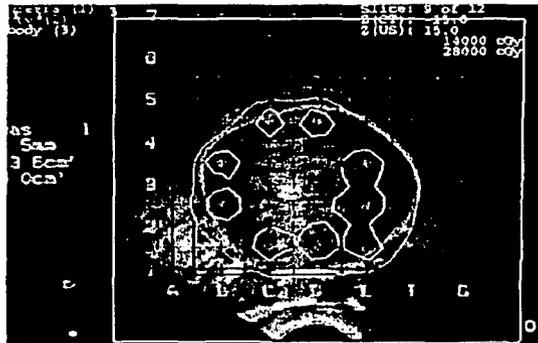


Fig.2.2.- Planificación del tratamiento. Se observa la región que delimita la próstata y 9 posiciones de fuentes.

Paso 5 Tratamiento. El paciente se conduce a un cuarto blindado para el tratamiento. Los extremos de los catéteres que se encuentran fuera del cuerpo del paciente se conectan a los tubos de transferencia, los cuales a su vez están conectados al sistema remoto de carga (figura 2.3). Este ya está programado para saber sobre qué catéter va a enviar la fuente y cuánto tiempo se va a detener en cada posición. El paciente se deja entonces sólo en el cuarto blindado mientras el tratamiento se aplica bajo la supervisión de los médicos y enfermeras, quienes lo vigilan a través de sistemas cerrados de televisión y de intercomunicación. El tiempo que la fuente tarda en dar el tratamiento es entre 10 minutos y 15 minutos, aunque varía con el tamaño y complejidad del implante así como con la actividad de la fuente.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

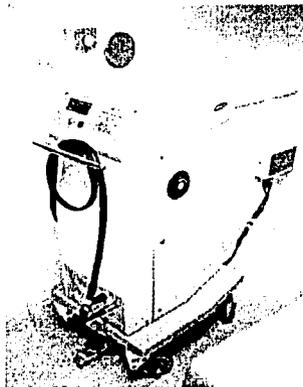


Fig. 2.3.- Sistema remoto de carga diferida.

Paso 6 Remoción del implante. Después de que se ha dado el tratamiento, los implantes se remueven y el paciente está listo para irse a su casa, o regresar a su cuarto en el hospital.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Capítulo III

Materiales y Métodos

3.1 Introducción

Prácticamente todos los equipos modernos de braquiterapia de alta tasa de dosis se basan en fuentes selladas de ^{192}Ir . Si bien la tendencia en países desarrollados es realizar implantes permanentes basados en fuentes de menor energía (^{125}I , ^{103}Pd), este tipo de tratamientos aún son incosteables para la mayoría de la población. En países como el nuestro resulta más eficiente proporcionar tratamientos de alta tasa de dosis a un número mayor de pacientes.

En el presente trabajo se han utilizado fuentes encapsuladas de ^{192}Ir marca VariSource¹ (VS) y Microselectron² (MS), las cuales son las más utilizadas en los hospitales públicos mexicanos para tratamientos de cáncer por braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis. Estas fuentes se producen y se distribuyen de manera comercial por empresas que proveen a los hospitales de un sistema integrado que incluye sistemas de planificación (visualización de los órganos de interés, simulación y evaluación del tratamiento) y entrega del tratamiento (sistemas remotos de carga diferida, fuentes, catéteres, y demás accesorios).

3.2 Características de las fuentes de ^{192}Ir

El ^{192}Ir se produce al bombardear ^{191}Ir con neutrones térmicos en un reactor nuclear. El ^{192}Ir tiene una vida media de 74.2 días, la cual es larga comparada con el promedio de los tiempos de tratamiento, pues regularmente se utiliza en implantes no permanentes. Decae a varios estados excitados del platino (95.3%) por decaimiento β^- (ver figura 3.1) mediante la reacción:



¹ VariSource es una marca registrada de Varian Medical Systems.

² Microselectron es una marca registrada de Nucletron.

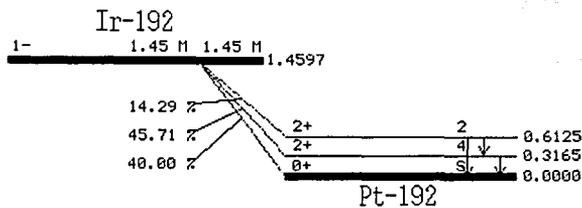


Fig. 3.1.- Decaimiento β^- del ^{192}Ir .

El ^{192}Ir decae también a varios estados excitados del Osmio (4.7%) por captura electrónica (ver figura 3.2) mediante la reacción:

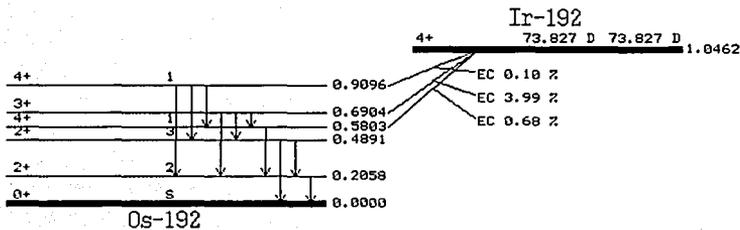


Fig. 3.2.- Decaimiento por captura electrónica del ^{192}Ir .

Cuando el ^{192}Ir decae a estados excitados del platino y del osmio, se emiten rayos gamma con un complicado espectro de energía que va desde los 63 keV hasta aproximadamente 1.4 MeV, con una energía promedio de 370 keV, (ver figura 3.3). Se observa que se produce también radiación β^- , pero ésta se absorbe totalmente en el encapsulado del contenedor del iridio y no está considerada para efectos de cálculo de dosis.

La estructura de las fuentes utilizadas se muestran en el figura 3.4, y sus características se resumen en la tabla 3.1 (Wang and Sloboda 1998) y (Williamson and Li 1995), donde puede observarse que aunque ambas fuentes están hechas del mismo material activo, su geometría es muy diferente, pues mientras la MS es ancha y corta, la VS es delgada y larga. También se nota que a pesar de que el encapsulado es diferente, acero inoxidable para MS y aleación de níquel/titanio para VS, los coeficientes de atenuación lineal a esta energía (μ), son muy parecidos entre sí.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

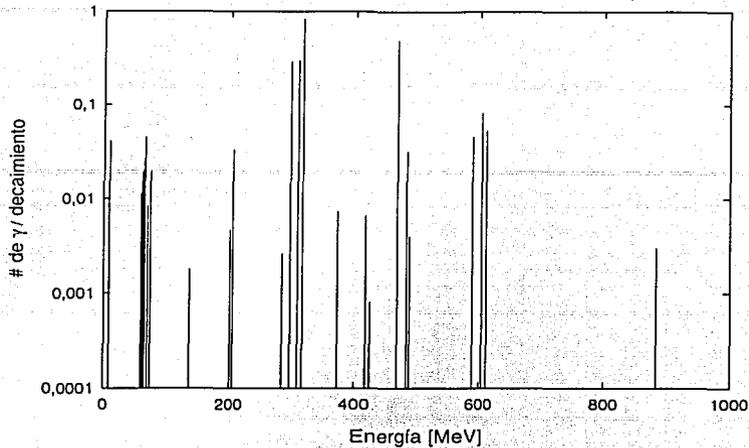


Fig. 3.3.- Espectro de energía del ^{192}Ir .

Tabla 3.1.- Características de las fuentes utilizadas en este trabajo.

Tipo de fuente	Microselectron	VariSource
Núcleo		
Material activo	^{192}Ir	^{192}Ir
Diámetro [mm]	0.6	0.35
Longitud [mm]	3.5	10.0
Encapsulado		
Material	Acero inoxidable	Níquel-Titanio (70%-30%)
Diámetro [mm]	1.1	0.6
Espesor [mm]	0.25	0.13
Longitud [mm]	6.85	14.0
μ [mm^{-1}]	0.07777	0.07709

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

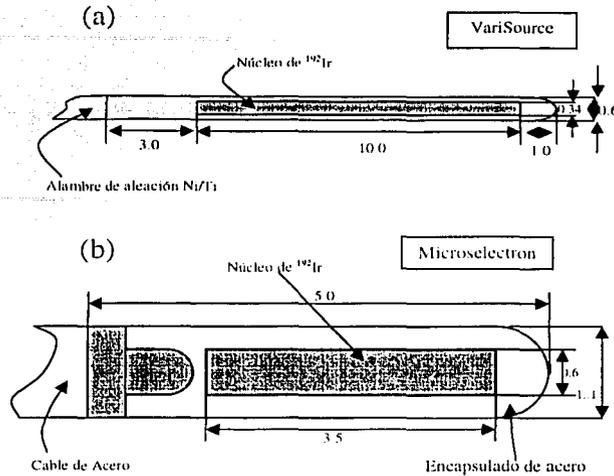


Fig. 3.4.- Esquema de las fuentes (a) VariSource y (b) Microselectron. Las medidas están expresadas en milímetros.

3.3 Dosimetría Numérica

La dosimetría numérica de fuentes encapsuladas se ha desarrollado a partir de la necesidad de evaluar el tratamiento que se quiere administrar al paciente con el fin de saber cuál es la dosis final que se le va a dar tanto al tumor como al tejido sano que lo rodea. Para esto es necesario conocer las características del radionúclido, así como tener información anatómica del paciente, determinar cuáles son las posiciones óptimas de la fuente y cuánto tiempo debe permanecer en cada posición, para que el tratamiento administre la dosis prescrita por el médico al volumen de interés. Por ello, las fuentes, de acuerdo a su material activo, deben caracterizarse para poder utilizar dicha información en los sistemas de planificación y evaluación del tratamiento. Debido a que existen muchas maneras de caracterizar una fuente radiactiva y por la necesidad de tener sistemas confiables de planificación que puedan compararse entre sí, el comité de radioterapeutas de la Asociación Estadounidense de Físicos Médicos¹ se reunió en 1988 y emitió el documento conocido como TG-43 (Nath et. al. 1995), donde se recomienda un protocolo dosimétrico que incluye un formalismo para el cálculo de dosis y un conjunto de parámetros que caracterizan las fuentes radiactivas, todo esto para homogeneizar el cálculo de dosis para una fuente determinada. Este protocolo se discute en la siguiente sección.

¹ AAPM, por sus siglas en inglés.

Una vez que se tiene caracterizada a la fuente, la información dosimétrica se introduce en el sistema de planificación para que éste realice los cálculos correspondientes. Dicha información puede expresarse tanto en términos de las funciones de dosis establecidas en el TG-43 o en tablas correspondientes a la distribución espacial de dosis producida por una sola fuente en un medio homogéneo e isotrópico de ciertas dimensiones. Regularmente se considera agua debido a que sus propiedades son muy parecidas a las del tejido humano. En este trabajo las distribuciones espaciales de dosis se calcularon usando tablas. La forma en que se introduce la información de la fuente al sistema de planificación depende, por supuesto, de la manera como éste esté programado para recibirla.

Ya que se ha dado al sistema de planificación (SP) las características de la fuente y su distribución de dosis, el SP genera, por principio de superposición, la distribución espacial de dosis producida por el arreglo de la fuente determinado por el especialista y se evalúa dicho plan de tratamiento a fin de determinar si es el adecuado o hay que modificarlo. Para esto se tienen en cuenta principalmente dos criterios; la uniformidad y la conformidad del plan de dosis. La uniformidad requiere que la dosis entregada a cierto órgano sea lo más homogénea posible; esto se evalúa con el histograma de volumen-dosis (HVD). El HVD es una representación gráfica de la cantidad de dosis que recibirá el VB de acuerdo a la planificación; se utiliza para comparar varias planificaciones y seleccionar la más conveniente. Los histogramas de volumen-dosis, se generan a partir de los histogramas de frecuencias obtenidos de todos los planos, sumando las contribuciones para obtener la integral acumulada y normalizando para obtener un conjunto de valores en el intervalo [0,1]. Estos valores nos dicen qué fracción del volumen recibe una dosis menor o igual a un cierto valor determinado; por último se hace la resta (1 - la integral acumulada normalizada), obteniendo así el histograma de volumen dosis que dice qué fracción del volumen recibe una dosis mayor o igual a un cierto valor. Un HVD es mejor cuanto más se parezca a una función escalón que cae justo en la dosis requerida. La conformidad se refiere a qué tanto se parecen las curvas de isodosis (curvas delimitadas por los puntos que reciben una misma dosis) a los contornos obtenidos por la sonda de ultrasonido de los órganos de interés, para entregar la dosis requerida al tumor y minimizarla a los OARs.

3.4 Protocolo TG-43

El formalismo para el cálculo de dosis que debe llevarse a cabo se describe en el informe del AAPM Task Group 43¹ (Nath et al. 1995). Éste incluye modelos modulares de cálculo de dosis basados en cantidades relativas al medio. Con este formalismo se obtiene la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente.

La tasa de dosis $\dot{D}(r, \theta)$ al punto $P(r, \theta)$ relativo al centro de la fuente, está dada por

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(1, \frac{\pi}{2})} F(r, \theta) g(r) \quad (3.3)$$

¹ Grupo de trabajo 43 de la Asociación Estadounidense de Físicos Médicos.

donde S_k es la intensidad de kerma en aire de la fuente, la cual especifica la potencia de la fuente y esta definida como (Rodríguez-Villafuerte 2000):

$$S_k = K_{air} \cdot r^2 \quad (3.4)$$

donde K_{air} representa la tasa de kerma en aire en espacio libre, medida a una distancia r suficientemente grande a lo largo del eje transversal de la fuente, de tal forma que puede tratarse a la fuente como un punto matemático. Como K_{air} se mide externamente, su valor no depende ni de la estructura interna de la fuente ni de valores de constantes físicas. La intensidad de kerma en aire se especifica en unidades [U] definidas como:

$$1 U = 1 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \quad (3.5)$$

En la ecuación 3.3, Λ es la constante de tasa de dosis, definida como la tasa de dosis a un punto de referencia ($r = 1 \text{ cm}$, $\theta = \pi/2$) por unidad de intensidad de kerma en aire de la fuente, es decir:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1, \pi/2)}{S_k} \quad (3.6)$$

$g(r)$ es la función radial de dosis, la cual toma en cuenta los efectos de absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente y está dada por:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2) \cdot G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2) \cdot G(r, \pi/2)} \quad (3.7)$$

$F(r, \theta)$ es la función de anisotropía, que mide las variaciones de las distribuciones angulares de dosis, incluyendo los efectos de absorción y dispersión en el medio e incluso la autofiltración y la filtración oblicua de los fotones primarios a través del encapsulado. Está expresada como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) \cdot G(r, \pi/2)}{\dot{D}(r, \pi/2) \cdot G(r, \theta)} \quad (3.8)$$

$G(r, \theta)$ es el factor geométrico el cual toma en cuenta la variación de dosis relativa debida a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente. En la aproximación de fuente lineal, este factor viene dado por:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \text{sen} \theta} \quad (3.9)$$

donde L es la longitud activa de la fuente, r es la distancia al punto $P(r, \theta)$ y β es el ángulo subtendido por la longitud activa de la fuente con respecto al punto $P(r, \theta)$ (ver figura 3.5).

Cabe señalar que los métodos de Monte Carlo nos permiten obtener directamente estas cantidades, no así los métodos tradicionales basados en la integral de Sievert, que requieren la determinación de los coeficientes de atenuación efectivos para el encapsulado y los factores de atenuación del tejido, ambos como función del grosor, al mismo tiempo que hacen una aproximación no realista de la fuente.

3.5 Método de la Integral de Sievert

La integral de Sievert es un algoritmo descrito inicialmente por Rolf Sievert en 1921 para describir la distribución de dosis alrededor de una fuente cilíndrica. En esta aproximación, la fuente se divide en un conjunto de fuentes puntuales a las cuales se les aplica la ley del inverso del cuadrado, así como correcciones por filtración, atenuación y dispersión.

Para el cálculo de las distribuciones espaciales de dosis por medio de la integral de Sievert (Rodríguez-Villafuerte 2000) se tiene en cuenta la geometría mostrada en la figura 3.5.

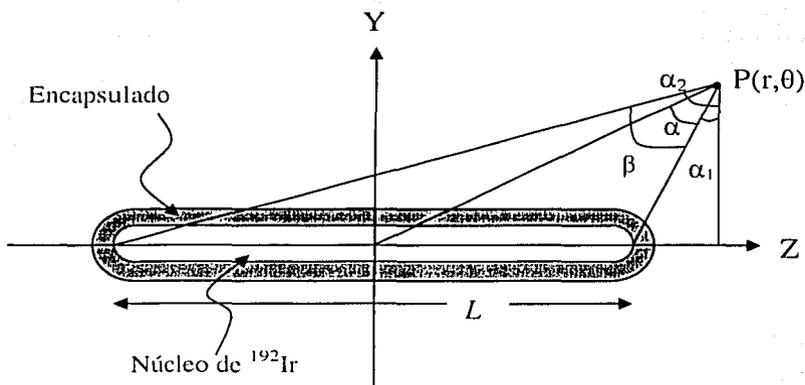


Fig. 3.5.- Geometría utilizada para el cálculo de la integral de Sievert.

En la aproximación de la integral de Sievert, la tasa de dosis $D(z, y)$ en Gy s^{-1} está dada por:

$$D(z, y) = \frac{A\Gamma}{Ly} f_3 \int_{\alpha_1}^{\alpha_2} f_2(r(\alpha)) f_1(\alpha) d\alpha \quad (3.10)$$

donde A es la actividad de la fuente, L es la longitud activa de la fuente y Γ es la tasa de kerma en aire (AKR). Para nuestro caso la actividad de la fuente se consideró de 370 GBq (10 Ci), y $\Gamma = 113 \times 10^{-6} \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ GBq}^{-1}$.

La atenuación en el encapsulado está dada por el factor f_1 , el cual es una función del ángulo que requiere los valores del grosor del encapsulado (τ) y del coeficiente de atenuación lineal del material utilizado (μ). Para las fuentes utilizadas, los valores de τ y μ se presentan en la tabla 3.1.

$$f_1(\alpha) = \exp\left(\frac{-\mu\tau}{\cos\alpha}\right) \quad (3.11)$$

El factor f_2 describe la absorción y dispersión en el medio, este factor esta descrito en términos de un polinomio de tercer orden en r ajustado experimentalmente por Meisberger, donde A_0, A_1, A_2 y A_3 son constantes para cada tipo de fuente y están evaluados hasta una distancia de 10 cm.

$$f_2(r(\alpha)) \approx A_0 + A_1 r(\alpha) + A_2 r^2(\alpha) + A_3 r^3(\alpha) \quad (3.12)$$

Para las energías propias de las fuentes de ^{192}Ir este polinomio tiene un valor de (Martínez-Dávalos 2000)

$$f_2(^{192}\text{Ir}) = 0.9938 + 0.196 r - 0.0043 r^2 + 7 \times 10^{-6} r^3$$

El factor f_3 es requerido para convertir tasa de kerma en aire a dosis absorbida en agua. Dicho factor está dado por:

$$f_3 = \frac{(\mu_{en}/\rho)_w}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} (1 - g) \quad (3.13)$$

Donde $(\mu_{en}/\rho)_w$ y $(\mu_{en}/\rho)_{air}$ son los coeficientes de absorción de energía para agua y aire respectivamente y g es la fracción de energía transferida que se transforma en radiación de frenado. Este factor generalmente se ignora debido a que para los radionúclidos referidos en la tabla 2.1, g es muy pequeño (usualmente de menos del 0.3%). El valor utilizado para los cálculos es (Martínez-Dávalos 2002)

$$f_3(^{192}\text{Ir}) = 1.11$$

Cabe hacer notar que los factores f_1, f_2 y f_3 son adimensionales.

3.6 Método de Monte Carlo

Los métodos numéricos conocidos como métodos Monte Carlo, pueden describirse como métodos de simulaciones estadísticas que utilizan secuencias de números aleatorios para llevar a cabo una simulación (CSEP 1995).

Los métodos de simulación estadística pueden contrastarse con los métodos convencionales de discretización, los cuales típicamente se aplican a ecuaciones diferenciales parciales u ordinarias, que describen el comportamiento de un sistema físico o matemático. En muchas aplicaciones de Monte Carlo los procesos físicos se simulan directamente y no es necesario escribir las ecuaciones diferenciales que describen la naturaleza del sistema. El único requisito es que el sistema físico o matemático, pueda describirse por medio de funciones de densidad de probabilidad (fdp). Una vez que se conocen estas fdp, la simulación Monte Carlo procede por muestreo aleatorio de estas funciones: se realizan muchas simulaciones (historias) y el resultado deseado se toma como un promedio sobre un cierto número de observaciones (las cuales pueden ser una sola observación o millones de ellas). Para aplicaciones prácticas, se puede estimar el error estadístico en el resultado promedio y así

estimar el número de historias (simulaciones Monte Carlo) necesarias para obtener el error deseado.

La simulación Monte Carlo se aplica a un sistema físico arbitrario, suponiendo que la evolución de dicho sistema puede describirse por sus fdp. La simulación Monte Carlo se lleva a cabo realizando un muestreo de estas funciones, por lo que se requiere de una manera rápida y efectiva de generar números aleatorios uniformemente distribuidos en el intervalo [0,1]. Las salidas de las muestras aleatorias pueden acumularse de manera adecuada para producir el resultado deseado. La esencia de los métodos Monte Carlo es el uso de técnicas de muestreo aleatorio para llegar a la solución de un problema físico.

Las tablas de Monte Carlo utilizadas en este trabajo se tomaron de las referencias (Wang and Sloboda 1998) y (Williamson and Li 1995), en donde se utilizaron códigos de transporte de radiación, incorporando los detalles de la geometría interna de las fuentes. Los códigos consideran las interacciones de los fotones más importantes, tales como dispersión de Rayleigh, efecto Compton, absorción fotoeléctrica y producción de pares, así como un algoritmo de transporte de electrones. De esta manera se calculó la tasa de dosis por unidad de intensidad de kerma en aire en un medio isotrópico (agua).

3.7 Procedimiento seguido en el desarrollo de los programas para el cálculo de distribuciones de dosis

En esta sección se describe el procedimiento que se llevo a cabo para el cálculo de distribuciones espaciales de dosis y su aplicación a un estudio clínico.

3.7.1 Distribución espacial debida a una fuente

A continuación se describe la función y el orden de ejecución de los programas realizados para el cálculo de distribuciones espaciales de dosis por el método de la integral de Sievert, a fin de obtener la distribución espacial de dosis de las fuentes utilizadas. Como ya se mencionó, los valores de la distribución espacial de dosis calculados con el método de Monte Carlo se tomaron de los artículos referidos.

Se quiere evaluar numéricamente la integral de la ecuación 3.10 debido a que no tiene una solución analítica. Primero se evalúa el parámetro f_1 (ec. 3.11) en función de los ángulos α_1 y α_2 , utilizando el programa ANGULOS.PAS, el cual convierte coordenadas cartesianas a coordenadas polares y calcula en un espacio de 10 cm \times 10 cm los valores de α_1 y α_2 en pasos de 1 milímetro, guardando los valores en los archivos ANGLE1.DAT y ANGLE2.DAT.

El cálculo de f_2 (ec. 3.12) se realiza mediante el programa DISPERSION.PAS, guardando los resultados en el archivo DISPERSION.DAT.

La integral de la ec. 3.10 tiene dependencia angular, y se observa que el valor de f_2 en cada punto sólo depende de la distancia radial al centro de la fuente, por lo tanto, este parámetro puede sacarse de la integral.

Con el programa ATENUACION.PAS se calcula el valor de la integral de f_1 utilizando la regla de Simpson (Atkinson 1983); esta integral se calculó desde 0° hasta α , haciendo variar α de

1° hasta 90°, con incrementos de 1°. Con el fin de hacer sólo una vez el cálculo de la integral sin tener que tomar todos los casos de los límites inferior y superior, los resultados se guardaron en 2 archivos; ATCERO.DAT que contiene los valores de las integrales de f_1 desde 0° hasta α , y ATENUATION.DAT que contiene los valores de la integral de f_1 desde α hasta 90°, los cuales se obtienen de la resta de la integral de 0° a 90° menos los de la integral de 0° a α . Entonces para calcular la integral de α_1 a α_2 de $f_1(\alpha)$ (ver figura 3.6) se procede de la siguiente manera:

$$\int_{\alpha_1}^{\alpha_2} f_1(\alpha) d\alpha = \int_0^{\alpha_2} f_1(\alpha) d\alpha - \int_0^{\alpha_1} f_1(\alpha) d\alpha \quad (3.14)$$

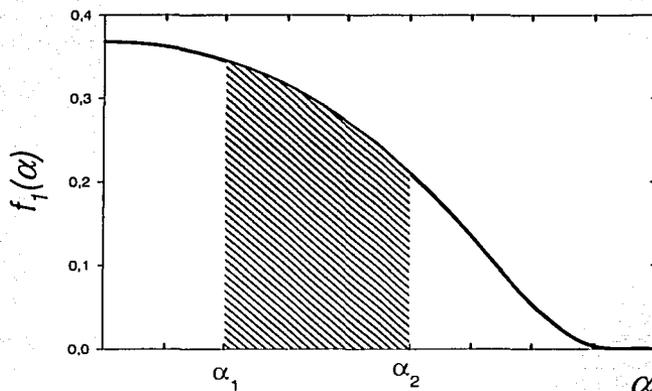


Fig. 3.6.- Esquema de la evaluación de la integral de $f_1(\alpha)$ para cualesquiera límites.

El programa SIEVERT.PAS calcula la tasa de dosis en cada punto de acuerdo al método de la integral de Sievert (ec. 3.10); en dicho programa se utilizan los archivos que contienen los datos de los ángulos, la dispersión y la atenuación para calcular la tasa de dosis en un punto del espacio. Primero se utilizan los valores guardados en ATENUATION.DAT y ATCERO.DAT para calcular el valor que tiene la integral de f_1 en cada punto del espacio considerado. Cabe señalar que se divide el procedimiento en 2 casos, cuando α_1 es positivo ($z > \frac{1}{2}$) y cuando es negativo ($z \leq \frac{1}{2}$) (ver figura 3.5). Ya que se tienen todos los valores requeridos se evalúa la ecuación 3.10 cada milímetro en un cuadrante y por simetría se obtienen los valores para los otros tres cuadrantes. Los resultados se guardan en una tabla contenida en el archivo SIEVERTCORREGIDO.DAT.

De esta forma se obtienen una tabla que contiene los valores, milímetro a milímetro, de la distribución espacial de dosis de las fuentes utilizadas (VariSource y Microselectron), calculada con el método de la integral de Sievert en un espacio de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Para obtener una tabla similar calculada con el método de Monte Carlo, se utilizaron los valores reportados por Wang y Sloboda (Wang and Sloboda 1998) para VariSource, y los de Williamson y Li (Williamson and Li 1995) para Microselectron. Estos valores se interpolaron para obtener cada milímetro, una tabla con la distribución espacial de dosis de las fuentes.

Como se quiere hacer una comparación entre los métodos de Sievert y Monte Carlo, se requiere que la constante de tasa de dosis (ec. 3.6) sea la misma para ambas tablas, los valores obtenidos por el método de Sievert, se dividen por un factor k cuyo valor es 1 cuando se corre el programa SIEVERT.PAS por primera vez y después se ajusta de tal manera que el valor de Λ dado por el métodos de Monte Carlo y el obtenido por el método de Sievert sea el mismo. Se calcula entonces el valor k correspondiente, se cambia su valor en el programa SIEVERT.PAS y éste vuelve a correrse, obteniendo un nuevo archivo sievertcorregido.dat, donde el valor Λ es el mismo para la tabla de Sievert que para la de Monte Carlo. Dicho valor para la fuente tipo VariSource es $\Lambda=1.0432 \text{ cGy h}^{-1} \text{ U}^{-1}$ (Wang and Sloboda 1998), mientras que para Microselectron es $\Lambda=1.1150 \text{ cGy h}^{-1} \text{ U}^{-1}$ (Williamson and Li 1995).

De esta forma se obtienen tablas de la distribución espacial de la tasa de dosis por unidad de intensidad de kerma en aire (D/S_k), en cada milímetro del espacio considerado, obtenidas por los métodos de Sievert y Monte Carlo para las fuentes VariSource y Microselectron. Estas distribuciones se obtienen en lo que se le llama el plano longitudinal de la fuente (plano de la figura. 3.5)

Para tratamientos de cáncer de próstata por braquiterapia de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido, la imagen de la próstata se toma por vía transrectal, a través de una sonda de ultrasonido (US) que se mueve en pasos discretos, obteniendo diferentes "rebanadas" de la próstata. Para la planificación del tratamiento, se considera solamente la distribución radial de dosis de la fuente debido a que se proyecta el volumen de la rebanada sobre un plano, así se tiene que proyectar también la distribución de la fuente a un plano, pasando de una fuente de cierta longitud a un fuente puntual. La distribución radial central de dosis se obtiene sumando los valores de tasa de dosis sobre el eje Z (figura 3.5) en el ancho de la rebanada (la fuente está colocada a la mitad del ancho de la rebanada) e interpolando estos valores alrededor de la fuente con el programa INTERPOLACION.PAS; el procedimiento se ilustra en la figura 3.7.

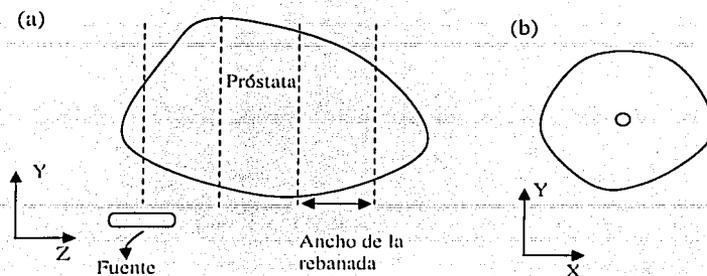


Fig. 3.7.- (a) Sección longitudinal de la próstata (caso hipotético); las líneas punteadas indican la posición de los cortes transversales obtenidos con US. (b) proyección de una rebanada y de una fuente en el plano transversal.

En el presente trabajo se considera que la sonda de ultrasonido, se mueve a intervalos de 1 cm por lo que los diferentes planos de la próstata están separados esta distancia. Se suman entonces los valores desde -0.5 cm hasta 0.5 cm sobre el eje longitudinal de la fuente, se interpolan y se obtiene la distribución radial central de dosis producida por la fuente en una "rebanada" de la próstata. Los valores obtenidos se guardan en los archivos PLANTILLA_CENTRAL_MC.DAT y PLANTILLA_CENTRAL_SVT.DAT respectivamente, los cuales son los que se utilizarán en el sistema de planificación.

Para estudiar el efecto que tiene cada fuente en los primeros planos vecinos, es decir, como se modifican las distribuciones espaciales de dosis del plano i , debido a las posiciones de las fuentes que se colocan en los planos $i - 1$ e $i + 1$, se obtienen las distribuciones radiales laterales mediante el mismo procedimiento con el que se obtienen las distribuciones radiales centrales pero ahora sumando los valores de las distribuciones espaciales de dosis de 0.5 cm hasta 1.5 cm y de -1.5 cm hasta -0.5 cm sobre el eje longitudinal de la fuente, con el fin de generar las distribuciones radiales de dosis con que contribuye cada fuente en los primeros planos vecinos. Para los datos calculados con la integral de Sievert, por construcción no existe diferencia y cualquier conjunto de valores que se utilice es válido. Sin embargo para los datos tomados de tablas de Monte Carlo existe una pequeña asimetría. Como quiere cuantificarse el error que se produce al no considerar la influencia de cada fuente en los primeros planos vecinos, se restringen los datos a aquellos que tienen mayor peso y que son una fuente mayor de error. Se toma entonces el conjunto de valores de -1.5 cm hasta -0.5 cm donde las distribuciones radiales de dosis son ligeramente más altas que para el otro caso (de 0.5 cm a 1.5 cm). Los valores obtenidos se guardan en los archivos PLANTILLA_LATERAL_MC.DAT y PLANTILLA_LATERAL_SVT.DAT, los cuales contienen las distribuciones radiales laterales de dosis con la que la fuente influye en los primeros planos vecinos.

Se cuenta ahora con 2 conjuntos de datos, uno para Monte Carlo y otro para Sievert, con las correspondientes tablas de las distribuciones espaciales de dosis producidas en los planos axial y longitudinal de cada fuente; éstas pueden usarse para calcular tasas de dosis tridimensionales para configuraciones arbitrarias de las posiciones de las fuentes, haciendo uso del principio de superposición.

3.7.2 Aplicación a un estudio clínico

Para hacer una comparación entre los métodos, se utilizó un estudio reportado (Chen et. al. 2000), del cual se tomaron los contornos de la próstata y las posiciones de las fuentes. Dicho estudio divide a la próstata en 9 planos y especifica las posiciones de las fuentes en cada uno de ellos. Los datos tomados de éste estudio se guardaron en los archivos CONTORNO*.DAT y POS*.DAT (* Indica el número de plano considerado), los primeros contienen las coordenadas que delimitan el contorno de la próstata en cada plano y el segundo contiene las posiciones de las fuentes en cada plano.

En el programa CALCULO.PAS, se introduce el archivo que contiene la distribución radial de dosis (PLANTILLA_CENTRAL_MC.DAT o PLANTILLA_CENTRAL_SVT.DAT) y el archivo de las posiciones de las fuentes en el plano de interés, generando por principio de superposición las distribuciones espaciales de dosis correspondientes a dicho plano. Los resultados se guardan en los archivos CALPLANO_**.DAT (** Indica el número de plano considerado y si se trata de Sievert o Monte Carlo). Si se quiere considerar la contribución a primeros vecinos, se introducen los archivos con las distribuciones laterales de dosis (PLANTILLA_LATERAL_MC.DAT o PLANTILLA_LATERAL_SVT.DAT) y las posiciones de las fuentes en los planos vecinos correspondientes; de otra manera, simplemente se comenta esta sección.

Para delimitar los contornos, y obtener por separado el histograma de volumen-dosis de la próstata y el de la uretra, se utiliza el programa MASCARA.PAS que toma los contornos (CONTORNO*.DAT) y los escribe dentro de una matriz inicializada al valor cero, asignando a lo que está dentro del contorno del plano de la próstata el valor 1, mientras que lo de fuera permanece con el valor 0. Asimismo, genera una uretra de 0.3 cm de radio al centro de la próstata y asigna a su interior el valor 2. Estas máscaras (ver figura 3.8) se guardan en los archivos MASCARA*.DAT.

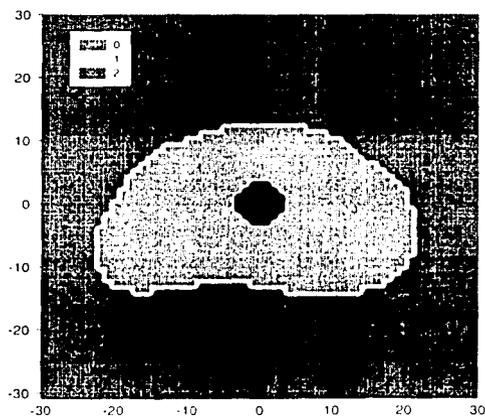


Fig. 3.8.- máscara de la próstata y la uretra.

El conjunto de valores obtenidos de los archivos CALPLANO_**.DAT y MASCARA*.DAT se grafican (Sigma Plot) y se obtienen así las curvas de isodosis para cada plano.

El histograma de volumen-dosis para cada órgano se genera mediante el programa MINMAX.PAS, el cual lee los programas MASCARA*.DAT y CALPLANO_**.DAT, delimita los contornos de la próstata y la uretra, escribe el valor máximo y mínimo alcanzado en la región de interés, divide el conjunto de valores en intervalos de 10 unidades cada uno y escribe por separado los histogramas de frecuencias y de volumen-dosis correspondientes a la próstata y la uretra en los archivos HISTOGRAMA_**.DAT. Finalmente, estos archivos se grafican (SigmaPlot) y se obtienen los histogramas deseados.

Los diagramas de flujo que ilustran el procedimiento anterior se muestran en el apéndice A.II.

Capítulo IV

Resultados

4.1 Introducción

El procedimiento descrito anteriormente se utilizó para realizar la planificación del tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido, con las fuentes colocadas en los planos correspondientes según el estudio mencionado (Chen et. al. 2000). Esto se llevo a cabo considerando y sin considerar la contribución de cada una de las fuentes a primeros planos vecinos para ambos métodos (Monte Carlo y Sievert) y para los 2 tipos de fuentes utilizadas, por lo que hay 8 estudios en total.

Los resultados obtenidos (histogramas, curvas de isodosis) tienen unidades de tasa de dosis por unidad de intensidad de kerma en aire (\dot{D}/S_k), [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]; sin embargo, debido a que en braquiterapia de alta tasa de dosis, las fuentes permanecen solamente tiempos del orden de segundos y a que los resultados son mas fácilmente entendibles en unidades de tasa de dosis (\dot{D}), las unidades que se escogieron para presentar los resultados son cGy s^{-1} . Para ello se utilizan los valores de S_k que se muestran en la tabla 4.1 (Borg and Rogers 1999), suponiendo una actividad de 370 GBq .

Tabla 4.1.- Valores de intensidad de kerma en aire (S_k), utilizados.

Fuente	S_k/A [$\times 10^{-8} \text{ U Bq}^{-1}$]	A [$\times 10^9 \text{ Bq}$]	S_k [U]
VariSource	10.3	370	38110
Microselectron	9.7	370	35890

4.2 Distribuciones espaciales de dosis para una fuente

En esta sección se muestran las distribuciones espaciales de dosis producidas por una sola fuente (VS y MS) en los planos longitudinal y transversal generadas por ambos métodos de cálculo (Sievert y Monte Carlo).

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4.2.1 VariSource

La figura 4.1 muestra la distribución espacial de dosis generada por la fuente VariSource a lo largo del eje longitudinal.

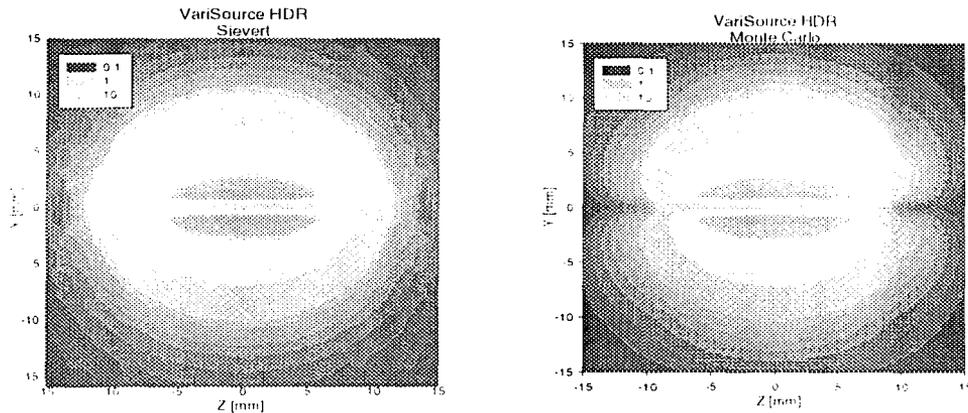


Fig. 4.1.- Distribución espacial de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$] para la fuente VariSource a lo largo del eje longitudinal.

De la figura 4.1 puede verse que la diferencia principal entre Sievert y Monte Carlo está a lo largo del eje longitudinal de la fuente: mientras el método de Monte Carlo considera la atenuación producida por el encapsulado en los extremos de la fuente, el método de Sievert no lo hace. Este hecho se manifiesta en las curvas de isodosis y su efecto se evaluará posteriormente en el estudio clínico.

La distribución radial central de dosis se obtiene sumando los valores desde -0.5 cm hasta 0.5 cm sobre el eje Z de la fuente, esto con el fin de hacer una representación puntual de la fuente que es necesaria para introducirla en el sistema de planificación, obteniendo de esta manera un conjunto de valores que se interpolan para generar la distribución de dosis alrededor de la fuente. Lo mismo se hace con la distribución radial lateral, pero sumando los valores desde -1.5 cm hasta -0.5 cm .

Las distribuciones radiales de dosis generadas por interpolación de los datos de Sievert y Monte Carlo para los planos centrales (-0.5 cm a 0.5 cm) y laterales (-1.5 cm a -0.5 cm) se muestran en las figuras 4.2 y 4.3 respectivamente.

Se nota, a partir de las figuras 4.2 y 4.3 que no existe una diferencia notable entre las distribuciones radiales producidas por el método de Monte Carlo y las producidas por Sievert.

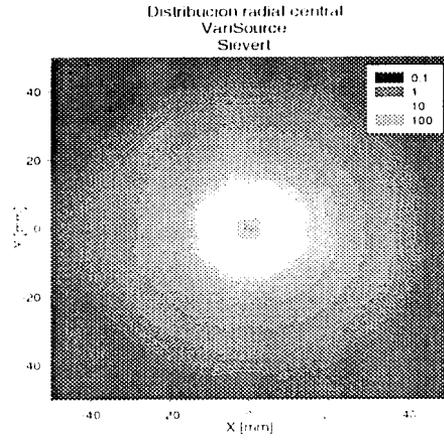
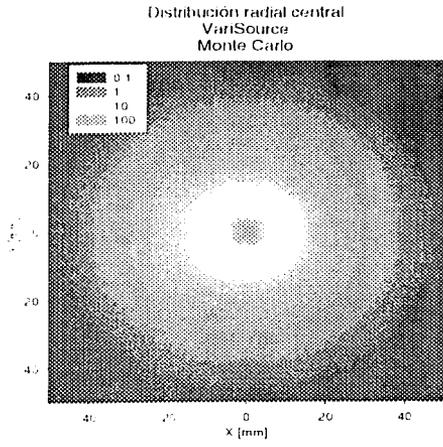


Fig. 4.2.- Distribuciones radiales centrales de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]. VariSource.

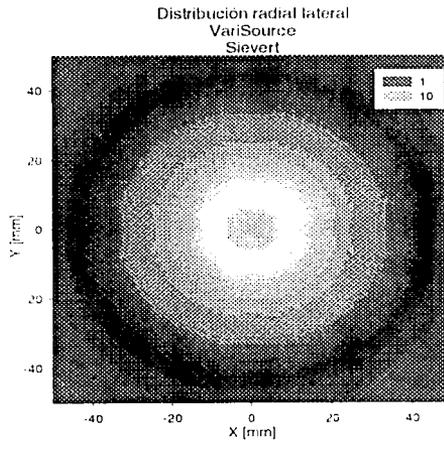
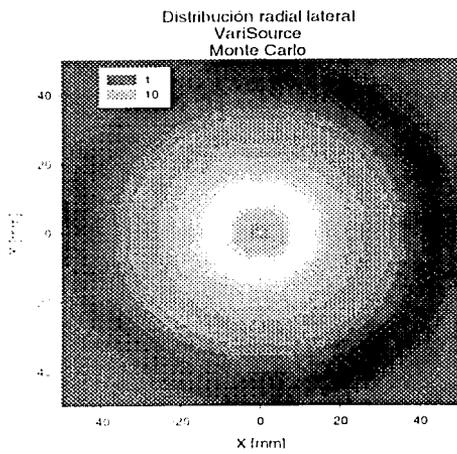


Fig. 4.3.- Distribuciones radiales laterales de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]. VariSource.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4.2.2 Microselectron

La distribución de dosis producida por la fuente tipo Microselectron a lo largo de su eje longitudinal, generada mediante la evaluación de la integral de Sievert, se muestra en la figura 4.4.

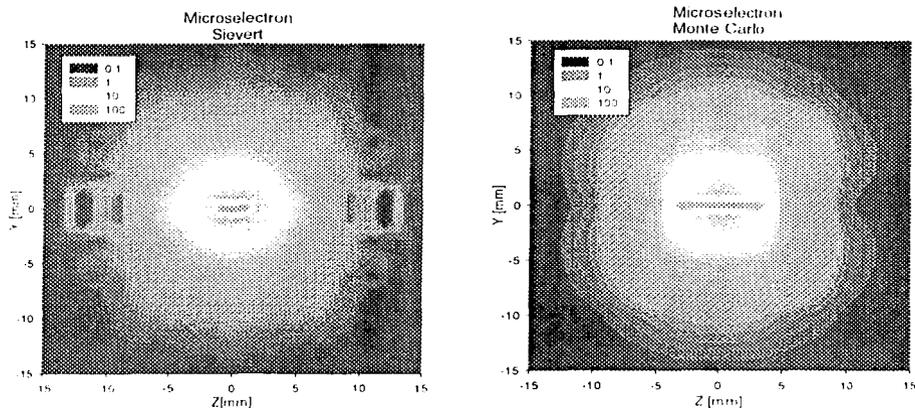


Fig. 4.4.- Distribución espacial de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]. Microselectron, eje longitudinal.

En esta figura puede notarse claramente que el método de Monte Carlo toma en cuenta el encapsulado en los extremos de la fuente mientras que el método de Sievert no lo hace.

Las distribuciones radiales de dosis generadas por interpolación de los datos de Sievert y Monte Carlo para los planos centrales (-0.5 cm a 0.5 cm) y laterales (-1.5 cm a -0.5 cm) se muestran en las figuras 4.5 y 4.6 respectivamente.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

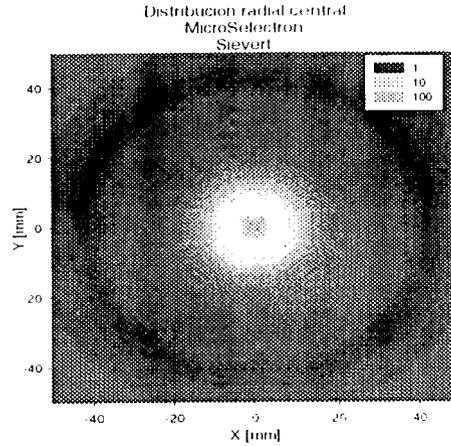
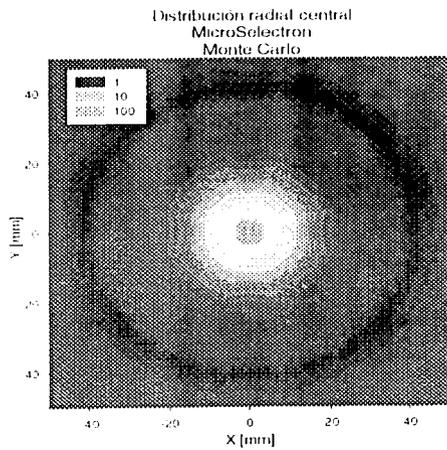


Fig. 4.5.- Distribuciones radiales centrales de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]. Microselectron.

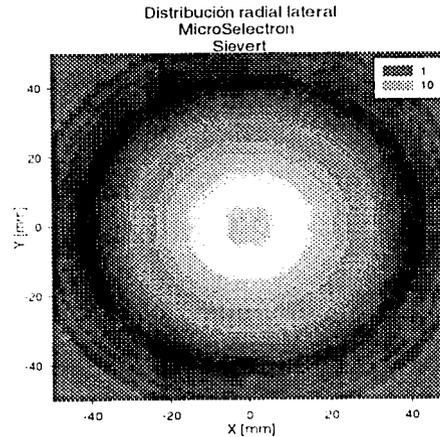
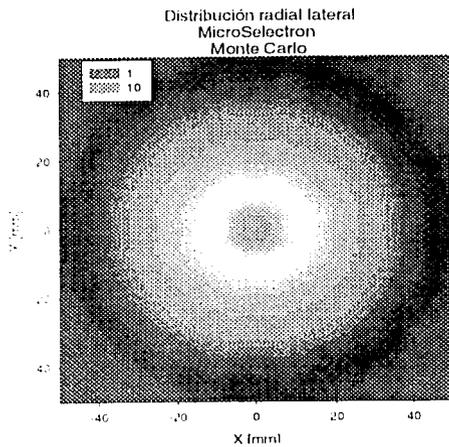


Fig. 4.6.- Distribuciones radiales laterales de dosis [$\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$]. Microselectron.

Se ve que no existen grandes diferencias entre las distribuciones radiales de dosis producidas por Sievert y las producidas por Monte Carlo para una fuente sola.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4.3 Estudio clínico

Este estudio consiste en utilizar el principio de superposición a fin de obtener a partir de la distribución espacial de dosis para una sola fuente, la planificación de un tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido, con fuentes de ^{192}Ir tipo VariSource (VS) y Microselectron (MS). La planificación se llevó a cabo utilizando los métodos de la integral de Sievert y Monte Carlo; también se discute el error cometido al considerar o no, la influencia de las fuentes a primeros vecinos, es decir, como se modifican las distribuciones espaciales de dosis del plano i , debido a las posiciones de las fuentes que se colocan en los planos $i-1$ e $i+1$.

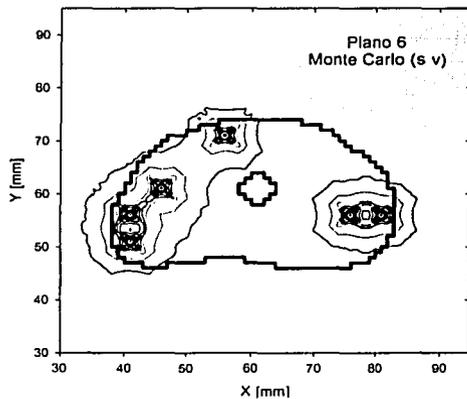
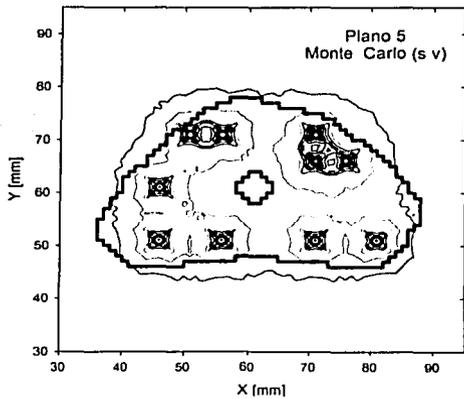
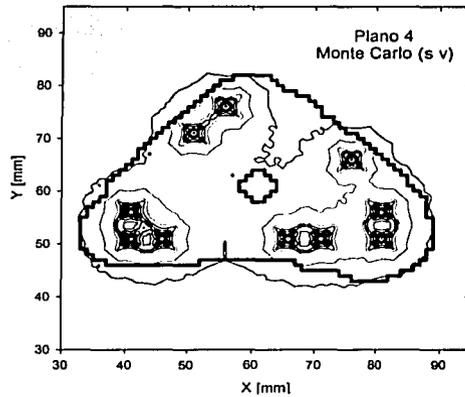
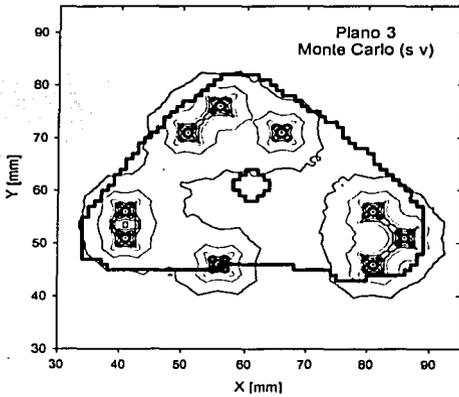
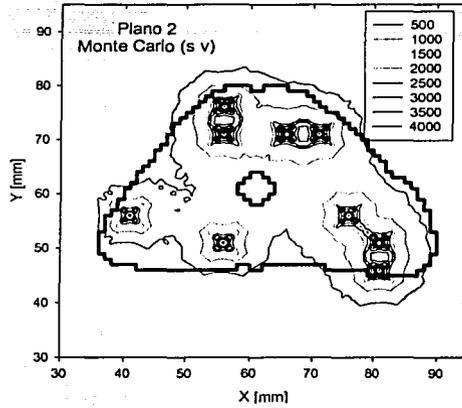
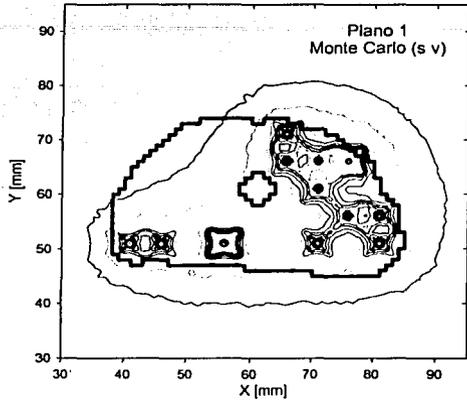
Para la fuente tipo VariSource, se muestran todos los resultados obtenidos, mientras que para la fuente tipo Microselectron sólo se muestran los HVDs correspondientes por ser los resultados más importantes y representativos, además de que las curvas de isodosis que se obtienen con ambos tipos de fuentes, son muy parecidas entre sí.

En el sistema de planificación se obtienen primero las curvas de isodosis de los diferentes planos de la próstata, posteriormente los histogramas de cada uno de los planos y por último los HVDs.

4.3.1 VariSource

En esta sección se muestran los resultados obtenidos de la planificación de un tratamiento usando la fuente VariSource.

Las curvas de isodosis para cada uno de los planos generadas con el método de Monte Carlo sin considerar vecinos se muestran en la figura 4.7.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

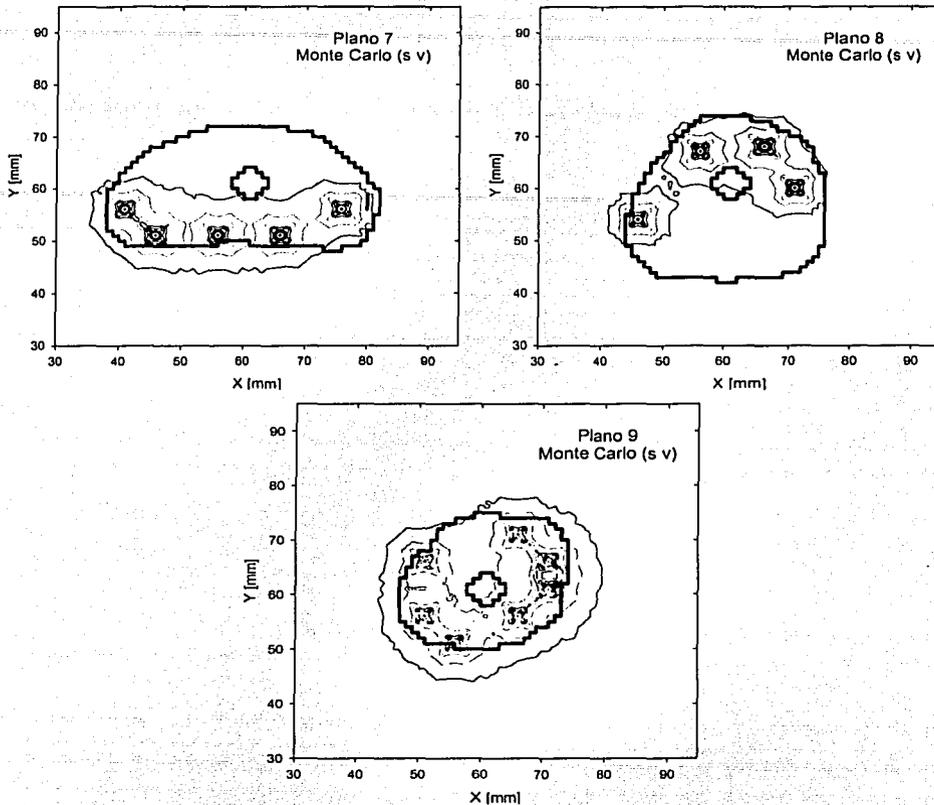
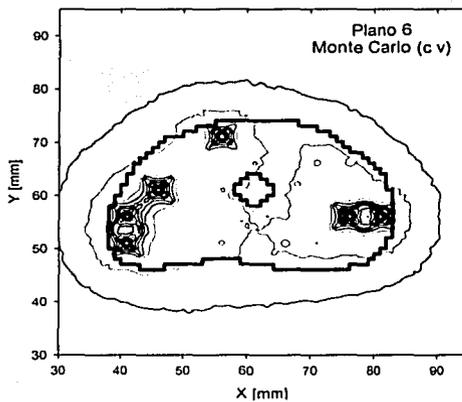
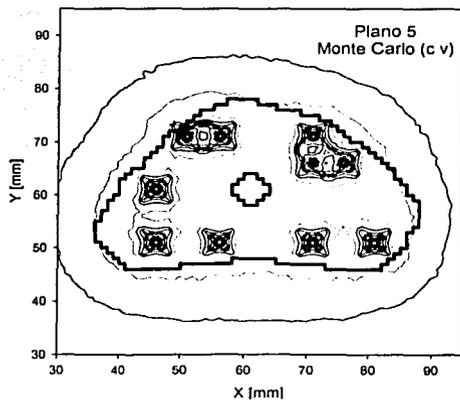
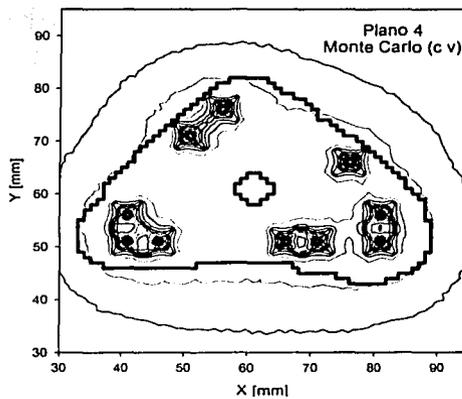
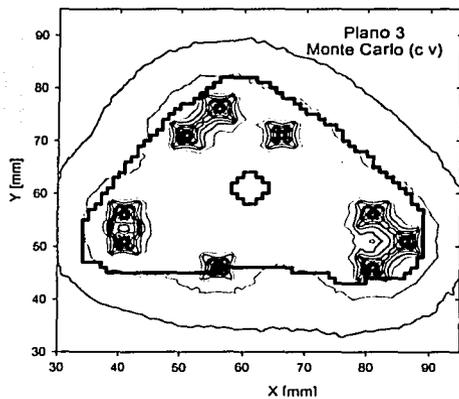
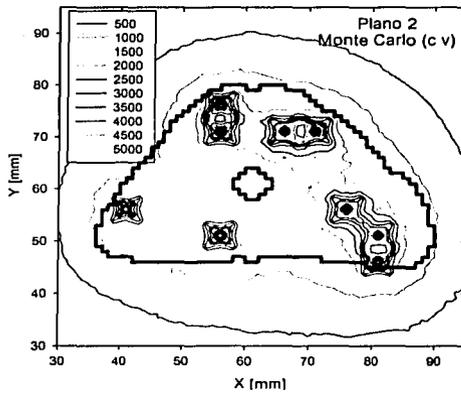
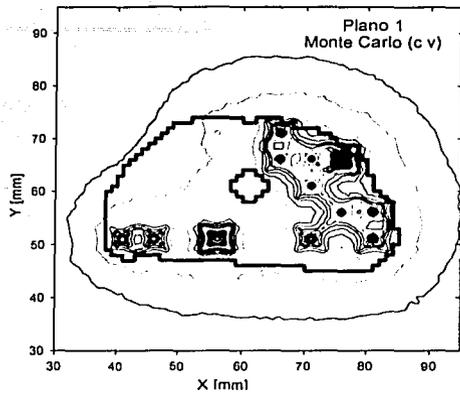


Fig. 4.7.- Curvas de isodosis [cGy s^{-1}] obtenidas para cada plano. Monte Carlo sin vecinos (VariSource).

De la figura 4.7 puede verse que la curva de isodosis que mejor se ajusta al contorno de la próstata en cada uno de los planos es la de 500 cGy s^{-1} . Sin embargo, el contorno de los órganos en cuestión no se ajusta muy bien a esta curva de isodosis. Puede observarse que los planos del 1 al 5 son más grandes que los planos del 6 al 9, por lo que en estos últimos hay menos espacio para colocar las fuentes. Esto se resuelve alternando sus posiciones abajo y arriba, como se ve claramente en los planos 7 y 8. Se observa también que hay zonas muy "calientes" cuando se ponen 2 o más fuentes muy juntas; pero estas zonas no están dentro de la uretra, por lo que queda protegida. Puede apreciarse también que en los planos 6, 7 y 8 existen zonas "frías" relativamente grandes.

Las curvas de isodosis para cada uno de los planos generadas con el método de Monte Carlo incluyendo vecinos se muestran en la figura 4.8.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

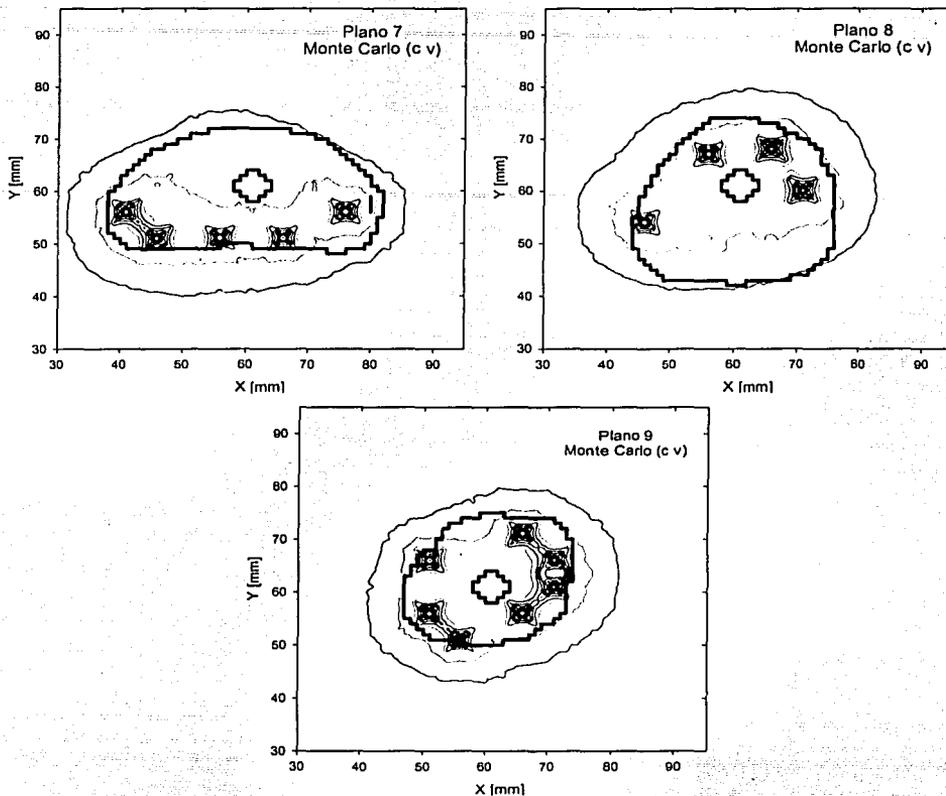


Fig. 4.8.- Curvas de de isodosis [cGy s^{-1}] obtenidas para cada plano. Monte Carlo con vecinos (VariSource).

Comparando la figura 4.7 con la 4.8 se ve que la curva de isodosis que más se ajusta al contorno de la próstata es la de 1000 cGy s^{-1} , también se nota que hay más conformidad (la curva de isodosis en cuestión se ajusta mucho mejor al contorno), hay zonas que cuando no se consideran vecinos parecen frías, pero que ahora ya no (ver los planos 6, 7 y 8 de las figs. 4.7 y 4.8). Esto se debe a que se toma en cuenta que en los planos vecinos las posiciones de las fuentes están alternadas e influyen las posiciones de las fuentes de unos planos en otros. En resumen puede verse que cuando se realizó la planificación de este caso clínico en particular, se consideró la influencia de las posiciones de las fuentes por lo menos a primeros vecinos.

Los histogramas obtenidos para cada plano, generados por el método de Sievert sin considerar vecinos, se muestran en las figuras 4.9 y 4.10. Los obtenidos con el método de Monte Carlo no se muestran por ser muy parecidos.

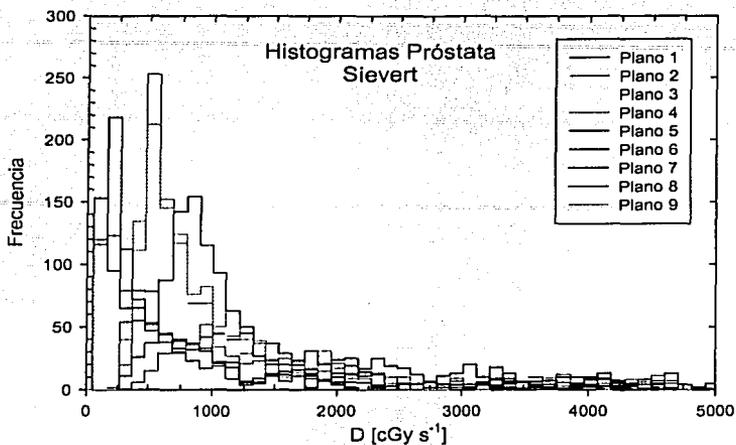


Fig. 4.9.- Histogramas obtenidos por el método de Sievert sin vecinos para la próstata.

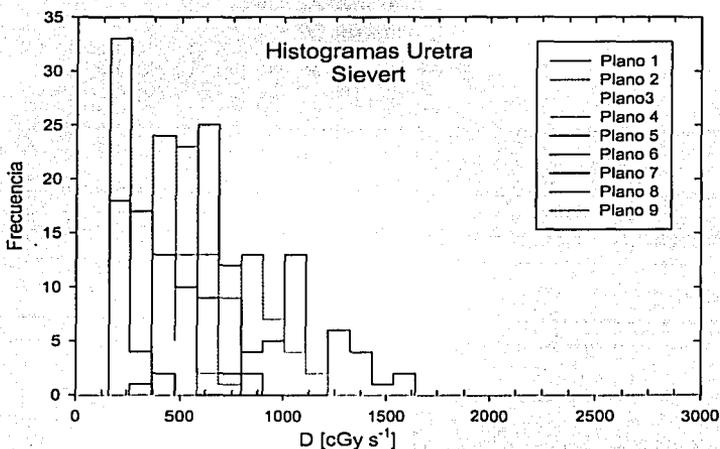


Fig. 4.10.- Histogramas obtenidos por el método de Sievert sin vecinos para la uretra.

Los histogramas mostrados en las figuras 4.9 y 4.10 no son utilizados por los médicos a fin de evaluar los tratamientos. Sin embargo sí puede extraerse información a partir de ellos. Por ejemplo, se observa que el histograma para la próstata presenta una cola considerable de alta tasa de dosis que se extiende hasta aproximadamente 5000 cGy s⁻¹, mientras que el histograma para la uretra no la presenta y sus valores llegan hasta aproximadamente 1500 cGy s⁻¹. Asimismo se ve que tanto los valores para la próstata como para la uretra están

agrupados respectivamente en un conjunto de valores que tiene un máximo alrededor de los 800 cGy s^{-1} para la próstata y 500 cGy s^{-1} para la uretra.

Los histogramas obtenidos para cada uno de los planos, generados por el método de Sievert tomando en cuenta vecinos, se muestran en las figuras 4.11 y 4.12. De nueva cuenta, los histogramas obtenidos con el método de Monte Carlo no se muestran por ser muy parecidos.

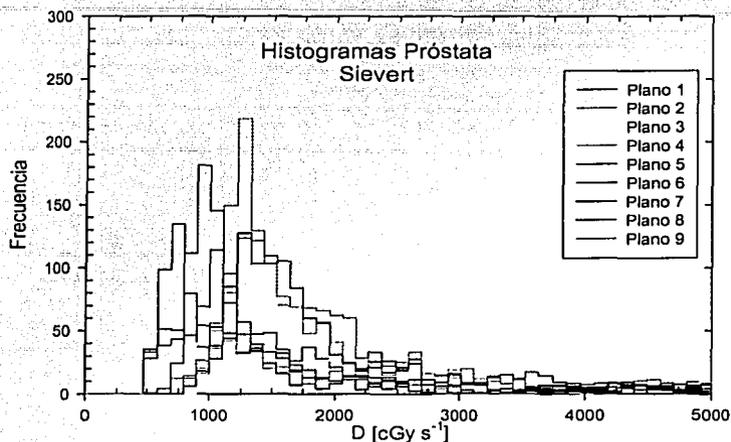


Fig. 4.11.- Histogramas obtenidos por el método de Sievert considerando vecinos para la próstata.

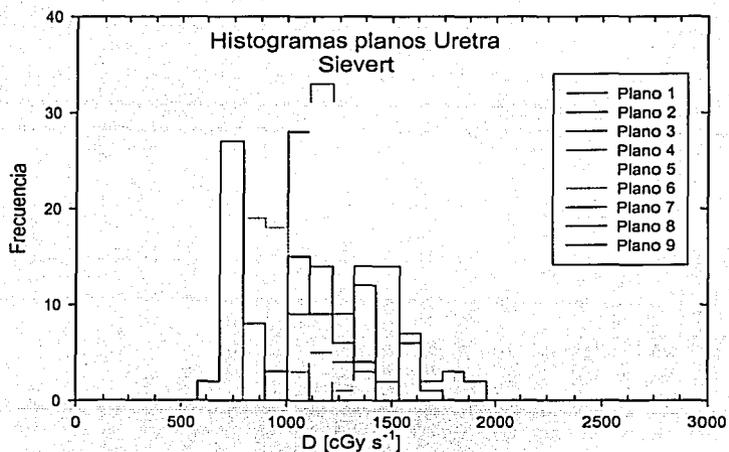


Fig. 4.12.- Histogramas obtenidos por el método de Sievert considerando vecinos para la uretra.

Comparando los histogramas de las figuras 4.9 y 4.11, se ve que cuando se toman en cuenta vecinos, el histograma para la próstata sigue presentando una cola que se extiende hasta aproximadamente 5000 cGy s^{-1} ; pero a diferencia del caso sin vecinos, el conjunto de datos no empieza desde 0 sino desde aproximadamente 500 cGy s^{-1} , teniendo un máximo alrededor de los 1500 cGy s^{-1} . Para el histograma de la uretra, como se muestra en la figura 4.12, se aprecia que aunque tampoco presenta una cola a altas tasa de dosis; sus valores también están desplazados con respecto a los de la figura 4.10, de forma que el conjunto de valores está entre los 500 y 2000 cGy s^{-1} , teniendo un máximo alrededor de 1100 cGy s^{-1} .

Los histogramas presentados fueron utilizados, como ya se mencionó, para generar los histogramas de volumen-dosis (HVD). En la figura 4.13 se muestran los HVD obtenidos para la fuente VariSource con ambos métodos (Sievert y Monte Carlo) sin considerar vecinos.

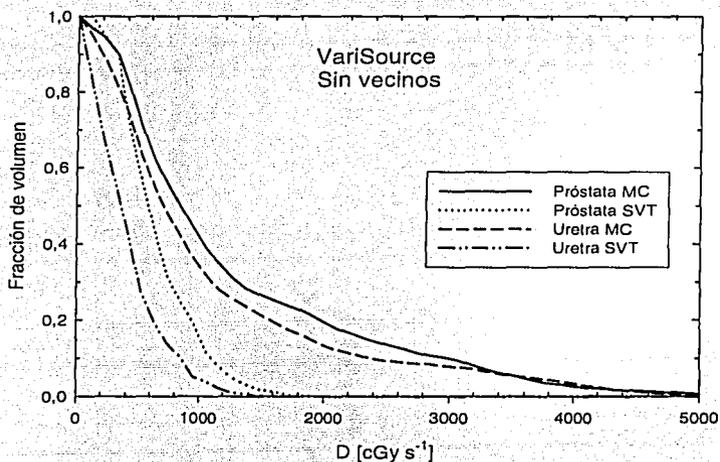


Fig. 4.13.- HVDs obtenidos para VariSource sin considerar vecinos.

De la figura 4.13 se observa que para la fuente VariSource sin vecinos, las curvas de los HVD obtenidos con MC siempre son mayores que las obtenidas con Sievert, tanto para próstata como para uretra. Para un órgano protegido, la curva obtenida en el HVD debe estar lo más cerca posible del origen es por ello que las curvas obtenidas para uretra son siempre menores que las obtenidas para próstata independientemente del método utilizado.

En la figura 4.14 se muestran los HVD obtenidos para la fuente VariSource incluyendo vecinos.

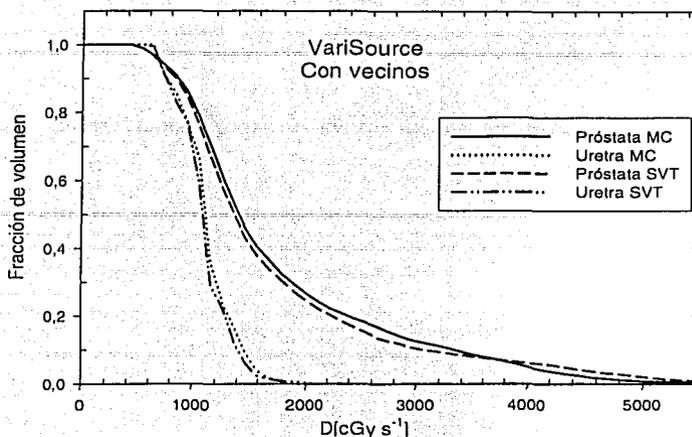


Fig. 4.14.-HVDs obtenidos para la fuente VariSource considerando vecinos.

Observando la figura 4.14 se aprecia que la diferencia entre Sievert y MC para la fuente VariSource es menor cuando se incluyen vecinos. La mayor diferencia se observa a tasas de dosis altas. También se nota que las cuatro curvas no caen inmediatamente, como en el caso en que no se consideran vecinos, sino existe una tasa de dosis que se le da al 100% del volumen de los órganos en cuestión. Una de las cosas que más llama la atención es que en este caso todo el volumen recibe más de 800 cGy s^{-1} , mientras que en el caso sin vecinos este valor de tasa de dosis lo recibe menos del 50% del volumen total.

4.3.2 Microselectron

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en la planificación del tratamiento cuando se utiliza la fuente Microselectron. Como ya se dijo sólo se mostrarán los HVDs correspondientes.

Los histogramas de volumen dosis (HVD) obtenidos para Microselectron, generados a partir de los histogramas individuales para ambos métodos sin considerar vecinos, se muestran en la figura 4.15.

En la figura 4.15 se nota que las curvas calculadas con MC y con Sievert para ambos órganos se parecen bastante. Así la curva calculada con Sievert pasa en muchos puntos casi por encima de la calculada con MC, aunque nunca es mayor que ésta.

Los histogramas de volumen dosis (HVD) para Microselectron tomando en cuenta vecinos, generados con ambos métodos, se muestran en la figura 4.16.

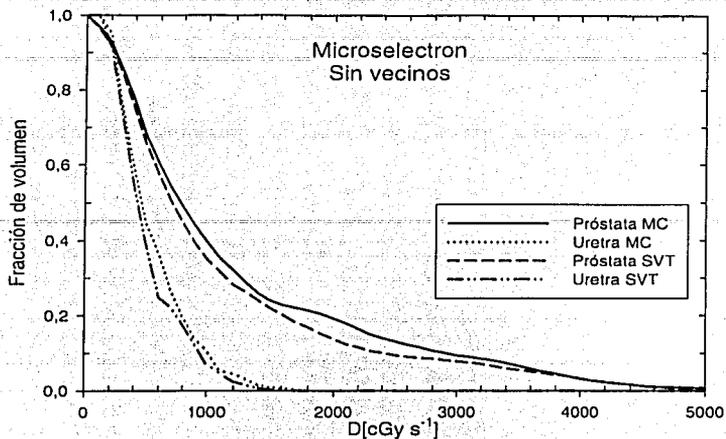


Fig. 4.15.- HVDs obtenidos para la fuente Microselectron sin vecinos.

De la figura 4.16 se distingue que las curvas calculadas con MC son siempre mayores que las calculadas con Sievert, además de que las curvas ya no son tan parecidas a las mostradas en la figura 4.15 (MS sv). Esto se debe principalmente a que esta fuente es relativamente pequeña comparada con el ancho de la rebanada de cada plano, por lo que, cuando se toman en cuenta vecinos, la región anisotrópica tiene una influencia mayor en las distribuciones radiales laterales, generando una diferencia más grande entre las curvas calculadas con los diferentes métodos. Puede apreciarse que en este caso las curvas para la uretra caen más rápidamente que con la fuente VariSource.

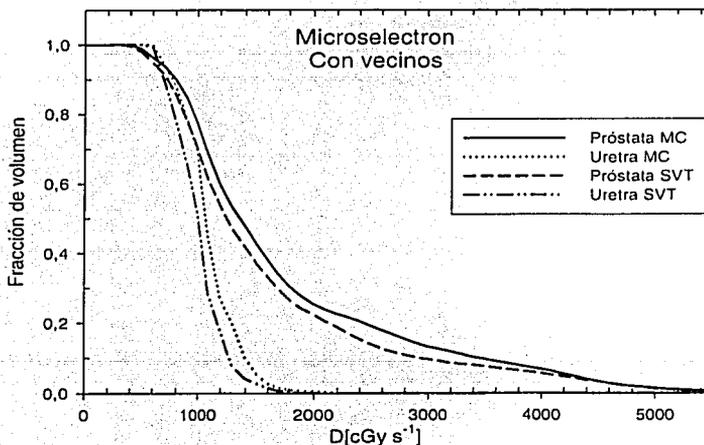


Fig. 4.16.- HVDs obtenidos para la fuente Microselectron considerando vecinos.

4.4 Resumen de resultados

En esta sección se presenta un resumen de los resultados obtenidos para ambas fuentes.

En las figuras 4.17 y 4.18 se muestran los histogramas de volumen dosis obtenidos para la fuente VariSource.

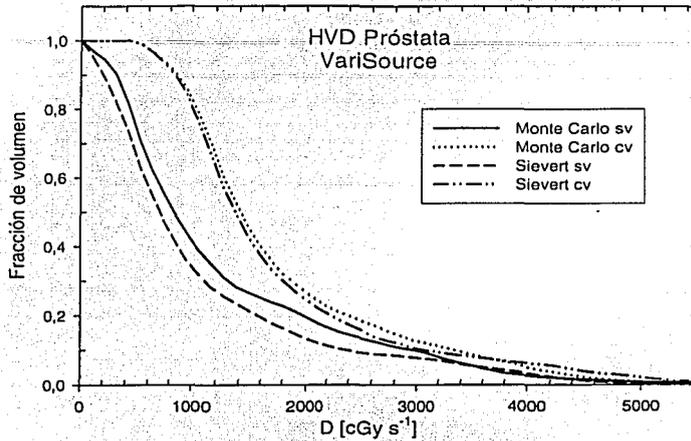


Fig. 4.17.- HVD obtenidos para la próstata con la fuente tipo VariSource.

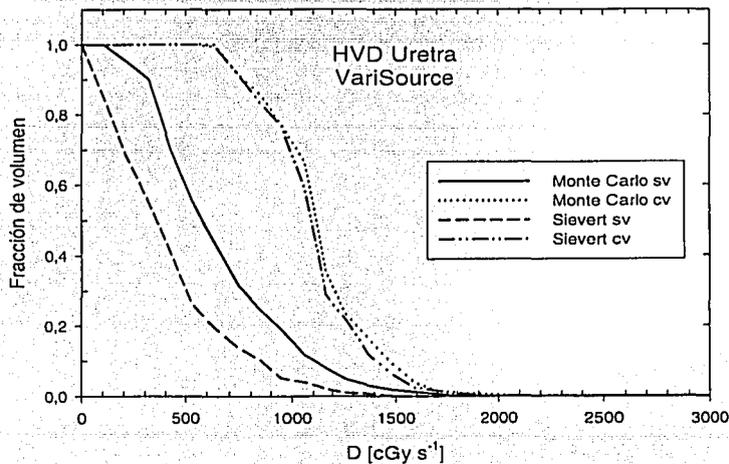


Fig. 4.18.- HVD obtenidos para la uretra con la fuente tipo VariSource.

Como puede verse de las figuras 4.17 y 4.18, es más importante el hecho de considerar vecinos que realizar los cálculos con uno u otro método. Por ejemplo, para la próstata, sino se incluyen vecinos, los cálculos indican que menos del 50% del volumen recibe más de 1000 cGy s⁻¹, mientras que al incluir vecinos este valor de tasa de dosis lo recibe el 80% del volumen. Para la uretra sucede algo similar; si no se toman en cuenta vecinos, menos del 50% del volumen recibe más de 600 cGy s⁻¹ y al tomar en cuenta vecinos, este valor de tasa de dosis lo recibe todo el volumen.

En las figuras 4.19 y 4.20 se muestran los histogramas de volumen dosis obtenidos para la fuente Microselectron.

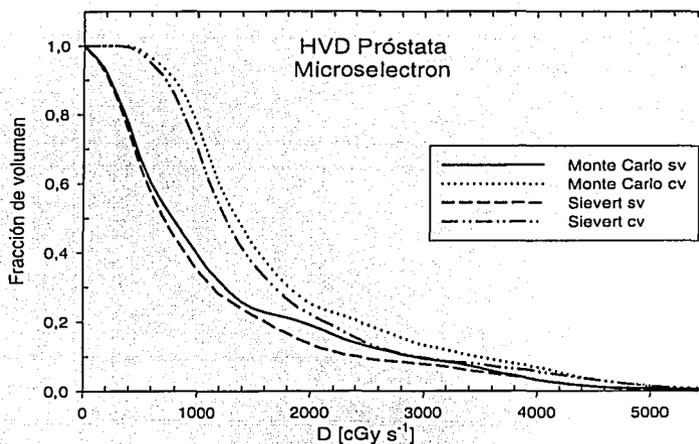


Fig. 4.19.- HVD obtenidos para la próstata con la fuente tipo Microselectron.

De las figuras 4.19 y 4.20 se nota de nuevo que, es mucho más importante considerar vecinos que hacer el cálculo con uno u otro método, aunque este efecto deja de tener importancia a altas tasas de dosis. Del histograma para la próstata se tiene que para tasas de dosis mayores que 2000 cGy s⁻¹, las curvas se juntan tanto que se hace difícil diferenciar unas de otras; lo mismo sucede con la uretra a partir de 1500 cGy s⁻¹.

Debe recalarse que no considerar vecinos hace que se subestimen las tasas de dosis entregadas a los órganos de interés; este efecto se cuantifica en la tabla 4.2.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

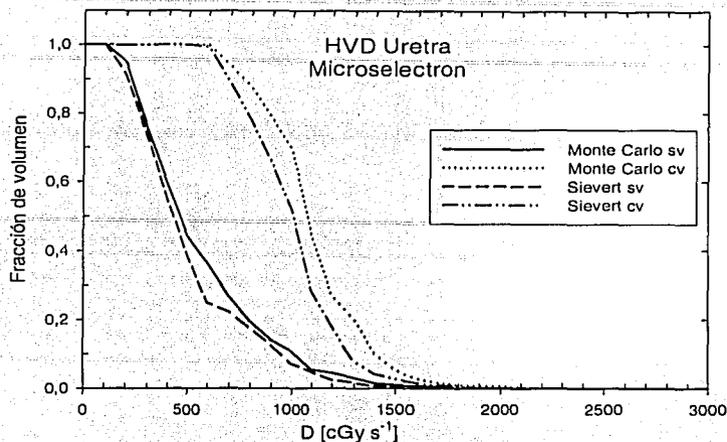


Fig. 4.20.- HVD obtenidos para la uretra con la fuente tipo Microselectron.

Tabla 4.2.- Tasa de dosis promedio en cGy s^{-1} para los órganos de interés

	Monte Carlo		Sievert	
	Con vecinos	Sin vecinos	Con vecinos	Sin vecinos
Microselectron				
Próstata	1790	1230	1650	1090
Uretra	1140	600	1040	510
VariSource				
Próstata	1810	1290	1770	1110
Uretra	1180	700	1150	560

De la tabla 4.2 se ve que, suponiendo que las fuentes permanecieron un segundo entregando dosis, para ambos tipos de fuentes considerando vecinos, la uretra recibe en promedio alrededor de 35% menos dosis que la próstata, mientras que si no se toman en cuenta vecinos, la uretra recibe alrededor de 50% menos dosis que la próstata. Así mismo, se observa que si no se incluyen vecinos al hacer el cálculo con MC, en promedio, se subestima la dosis a la próstata en 30% tanto para VS como para MS y a la uretra en 40% para VS y 50% para MS.

En la tabla 4.3, se normalizan los valores a aquellos que se obtienen al considerar el cálculo según las tablas de simulación Monte Carlo, tomando en cuenta la influencia de primeros vecinos. Dichas tablas son las que se consideran óptimas.

Tabla 4.3.- Diferencia porcentual de la tasa de dosis promedio tomando como referencia MC con vecinos

	Monte Carlo		Sievert	
	Con vecinos	Sin vecinos	Con vecinos	Sin vecinos
Microselectron				
Próstata	0	31.3	7.8	39.1
Uretra	0	47.4	8.8	55.3
VariSource				
Próstata	0	28.7	2.2	38.7
Uretra	0	40.7	2.5	52.5

De la tabla 4.3 se observa que usando vecinos y haciendo la planificación de este tratamiento con Sievert, se comete un error de alrededor del 8% para la fuente MS, mientras que para VS el error cometido es menor del 3%. Esto se debe principalmente al tamaño de las fuentes relativo al de las "rebanadas" consideradas, pues si se recuerda, el ancho de estas rebanadas es de 1 cm y el tamaño de las fuentes es 1 cm para VS y 0.35 cm para MS. Entonces, es claro que MS es más pequeña que el ancho de la rebanada y la región anisotrópica de su distribución de dosis influye más que la de VS (ver figuras 4.1 y 4.4).

Capítulo V

Conclusiones

Al analizar los resultados presentados se advierte que el efecto más importante en el cálculo es considerar o no la contribución del primer vecino a la distribución espacial de dosis. Sin importar ni el tipo de fuente ni el método utilizado, el valor promedio de la tasa de dosis se ve incrementado cuando se consideran vecinos. Para la próstata el incremento es de casi el 50% mientras que para la uretra el valor se incrementa a casi el doble.

Este efecto también es observable en las curvas de isodosis de todos los planos para ambos métodos, pues la curva de isodosis que más se ajusta al contorno de todos los planos cuando no se consideran vecinos es la de 500 cGy s⁻¹, mientras que al tomar en cuenta vecinos, la curva de isodosis que más se ajusta a los contornos es la de 1000 cGy s⁻¹.

Comparando los métodos (Sievert y MC) para ambas fuentes, puede observarse que el cálculo con MC da una distribución espacial de dosis que es mayor que la obtenida cuando se hace el cálculo con Sievert. Considerando el caso en que las distribuciones de dosis para ambos métodos se realizan tomando en cuenta vecinos, se ve que para Microselectron, la diferencia en la tasa de dosis promedio calculada con MC es menor que el 10% con respecto de la calculada con Sievert. Para VariSource, la diferencia de la tasa de dosis promedio calculada con MC es menor que el 3% con respecto de la calculada con Sievert. Esto se debe a que para MS, el tamaño de la fuente (0.35 cm) es menor que el ancho de la rebanada considerada para cada plano (1 cm) lo que hace que la contribución relativa de la región anisotrópica sea mayor y se manifieste de manera más significativa en las distribuciones radiales laterales que se utilizan cuando se incluyen vecinos.

A partir de lo anterior, las conclusiones del trabajo de tesis presentado, son las siguientes:

- Se realizó un sistema de cálculo de distribuciones espaciales de dosis, que permite realizar la planificación del tratamiento de cáncer de próstata por braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido. Este sistema de planificación es flexible a las posiciones de las fuentes. La planificación de dicho tratamiento requiere tomar planos de la próstata cada 1 cm y definir los contornos de cada uno de ellos. Asimismo, se requiere la especificación de las posiciones de la fuente en cada plano. La manera en que se introducen estos datos al sistema de planificación es por medio de archivos de datos, 2 por cada plano. El primero indica los contornos mediante coordenadas (x,y), el segundo indica el número de fuentes a utilizar en el plano en cuestión y sus posiciones en coordenadas (x,y). Como resultado, el sistema de planificación da las curvas de isodosis y los

histogramas de frecuencias de cada plano, así como el histograma de volúmenes para todo el volumen.

- Es indispensable, siempre que se quiera realizar una buena planificación del tratamiento, incluir las contribuciones de las distribuciones espaciales de dosis, por lo menos, a primer vecino.
- Hacer el cálculo de las distribuciones espaciales de dosis y la planificación del tratamiento para las fuentes tipo VariSource y Microselectron con el método de la integral de Sievert, da una diferencia de entre 3% y 10% respectivamente, al realizado con Monte Carlo, siempre y cuando se tome en cuenta la influencia de las fuentes a primeros vecinos.
- Si en lugar de hacer la planificación del tratamiento con tablas obtenidas de simulación Monte Carlo, se realiza con las obtenidas por el método de la integral de Sievert, el error es mayor para fuentes tipo Microselectron que para fuentes tipo VariSource. Esto es debido al tamaño de las fuentes (0.35 cm y 1 cm respectivamente) relativo al tamaño de las rebanadas (1 cm). El error anterior para MS podría reducirse si, al realizarse la planificación del tratamiento para Microselectron con el método de Sievert, se toman las rebanadas de los contornos de la próstata cada 0.5 cm en lugar de cada 1 cm, con el fin de reducir la contribución de la región anisotrópica de la fuente.

Apéndices

A.1 Conceptos de Dosimetría

La **dosis absorbida** o simplemente **dosis** D , es la cantidad utilizada para medir los efectos biológicos significativos producidos por radiación ionizante. Se define como el cociente de la energía promedio impartida por la radiación ionizante a un material de masa m , esto es

$$D = \frac{\overline{dE}}{dm} \quad \text{AI.1}$$

La unidad en el SI para la dosis absorbida es el gray (Gy), que se define como

$$1 \text{Gy} = 1 \text{J} / \text{kg} \quad \text{AI.2}$$

La **tasa de dosis absorbida** \dot{D} es el cociente del incremento de dosis absorbida dD en un intervalo de tiempo dt , por lo que

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad \text{AI.3}$$

La unidad de la tasa de dosis es J/kg s, o bien Gy/s.

El **kerma** (Kinetic Energy Released in the Medium), K se define como

$$K = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad \text{AI.4}$$

Donde dE_{abs} , es la suma de las energías cinéticas iniciales de toda las partículas cargadas ionizantes que son liberadas por partículas no cargadas en un material de masa dm . La unidad del kerma es el Gy. El kerma puede calcularse para cualquier medio; sin embargo, se calcula regularmente para aire con propósitos de calibración.

La **tasa de Kerma** \dot{K} , es el cambio de kerma dK , en un intervalo de tiempo dt , es decir

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad \text{AI.5}$$

Su unidad es el Gy/s.

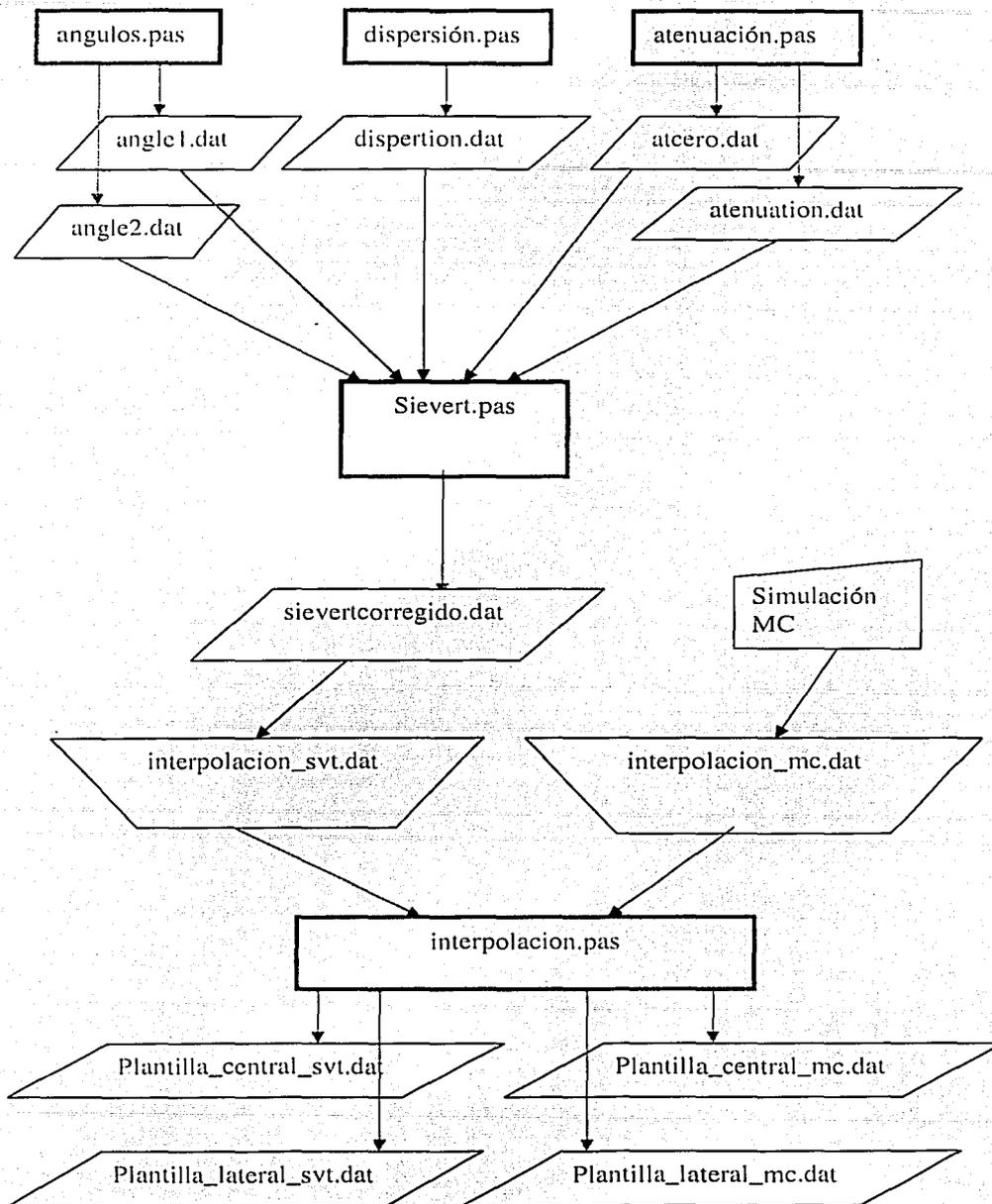
Relación entre Kerma y Dosis.

El kerma y la dosis no son necesariamente iguales, pues los electrones secundarios pierden energía al interactuar con los núcleos del material en que se encuentran. Dicha energía se transforma en radiación de frenado, la cual se irradia fuera del volumen local, por lo que no es incluida en el cálculo de la energía que se absorbe. El kerma y la dosis se relacionan por medio de la ecuación

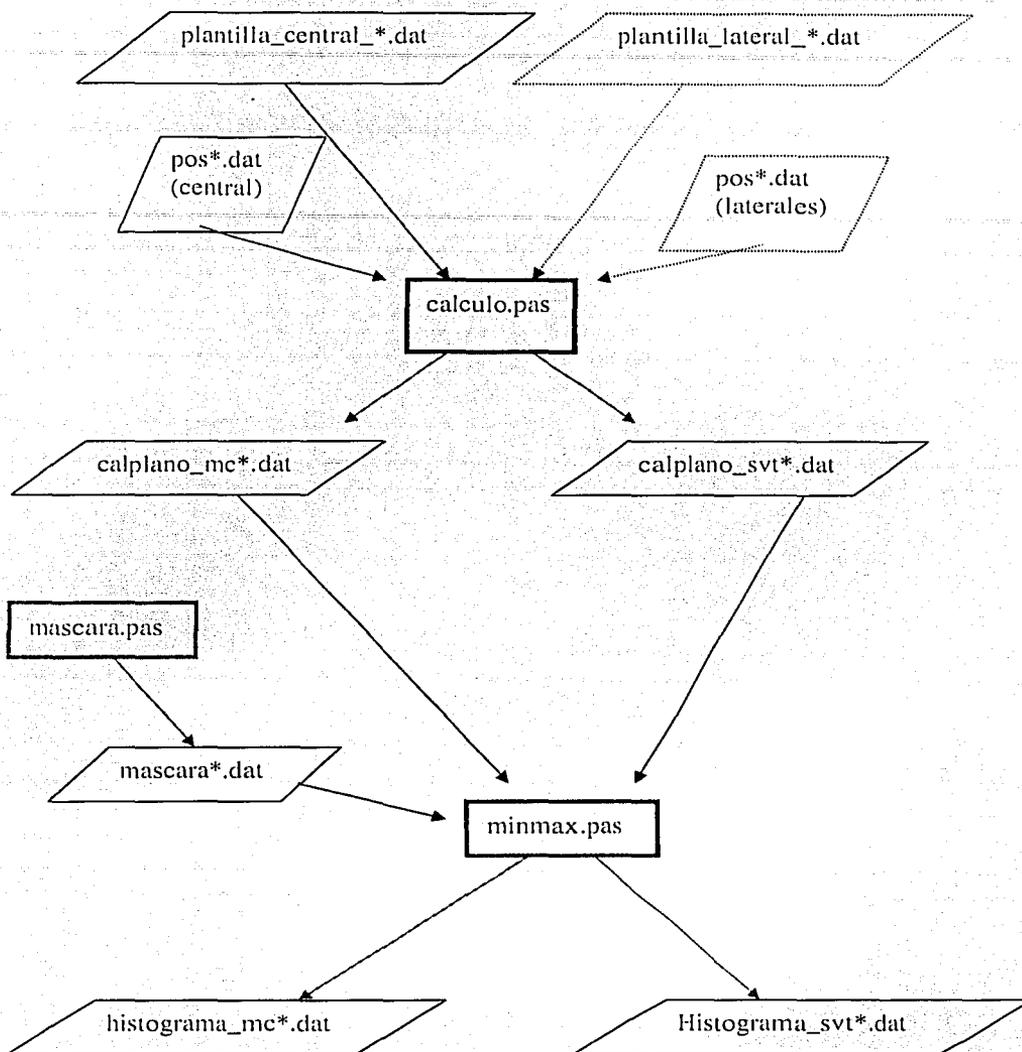
$$D = K(1 - g) \quad \text{A1.6}$$

donde g es la fracción de energía cinética transferida al medio que se convierte en radiación de frenado. Para el intervalo de energía que se manejan en braquiterapia, g es menor que 0.001, por lo que en la ecuación anterior, se puede ignorar y se pueden tratar el kerma y la dosis como cantidades equivalentes.

A.II Diagramas de Flujo



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Los diagramas anteriores ilustran el orden de ejecución de los programas utilizados para obtener las distribuciones espaciales de dosis de las fuentes utilizadas, así como la planificación del tratamiento de cáncer de próstata por braquiterpia intersticial de alta tasa de dosis guiada por ultrasonido.

Referencias

Abcmedicus "Cáncer de la próstata" (2001).

http://www.abcmedicus.com/articulo/pacientes/id/1/pagina/1/cancer_prostata.html

Atkinson, L. "An introduction to numerical methods with pascal". Addison-wesley, (1983).

Attix, F. H. "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry". John Wiley & Sons, Inc (1986).

Borg, J. and Rogers, D.W.O., "Spectra and air-kerma strength for encapsulated ^{192}Ir sources", Med. Phys. 26 (11) 1999, 2441-2444.

California Endocurietherapy Cancer Center (CET) "High Dose Rate Brachytherapy", (2003). <http://www.cetmc.com>.

Chen, Y. Boyer, A. And Xing, L. "A Dose Volume histogram based optimization algorithm for ultrasound guided prostate implants". Med. Phys. 27 (10) 2000, 2286-2292.

Computational Science Education Project. (CSEP) "Introduction to Monte Carlo Methods", (1995) <http://csep1.phy.ornl.gov/mc/mc.html>.

Dowsett, D. Keny, P. Johnston, E. "The Physics of Diagnostic Imaging". Chapman & Hall Medical (1998).

Herrera R. "Bases para el desarrollo de un sistema de planeación para el tratamiento de cáncer de próstata con braquiterapia de alta tasa de dosis". (2001).

Khan, F. M. "The Physics of Radiation Therapy". Williams & Wilkings, 2nd ed., (1994).

Manzanilla-García, H. Torres-Saunders, C. Gutiérrez-Godínez, F. Castañeda-Sánchez, J. Hernández, M. Martínez-Mejía, J. "Prostatectomía radical retropública en el tratamiento del carcinoma localizado de próstata. Experiencia en el hospital General de México". Rev. Med. Hosp. Gen. Mex. 63 (2), 2000 91-97.

Martínez-Dávalos, "Monte Carlo Dosimetry in HDR Brachytherapy" AIP Conf. Proc. 538 (2000) 128-133.

Medline "Enciclopedia médica en español" (2003).

<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish>.

Methodist Health Care System (MHCS) "El cáncer de la próstata" (2003).

<http://www.methodisthealth.com/spanish/prostate/prisks.htm>

Nath, R. Anderson, L. Luxton, G. Weaver, K. Williamson, J. Meigooni, S. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". Med. Phys 22 (2) 1995, 209-234.

National Cancer Institute (NCI) "Prostate cancer" (2003).
<http://www.nci.nih.gov/cancerinfo/wyntk/prostate> .

Oncomédica S.A. "El cáncer de próstata" (2001).

http://www.oncomedica.net/espanol/articulos/cancer_de_prostata.htm

Piñeros, M. Pardo, C. Cantor, L. Hernandez, G. Martinez, T. Perez, N. Serrano, A. Posso, H. "Registro institucional del cáncer del INC, ESE., Principales resultados, 2001", Nota interna, INCAN.

Rodriguez-Villafuerte, M. "Evolution of Dose Distribution Calculation in Brachytherapy" AIP Conf. Proc. 538 (2000) 149-160.

Wang, R and R. Sloboda, "Monte Carlo dosimetry of the VariSource high dose rate ^{192}Ir source". Med Phys. 25 (4) 1998, 415-423.

Williams, J.R. and Thwaites, D.I. "Radiotherapy Physics", Oxford University Press, 1st ed., (1993).

Williamson, J. and Li, Z. "Monte Carlo aided dosimetry of the Microselectron pulsed and high dose rate ^{192}Ir sources". Med. Phys. 22 (6) 1995, 809-819.