

Tesis de Posgrado

Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad

Singer, Elisa

1999

Tesis presentada para obtener el grado de Magister de la
Universidad de Buenos Aires en el área de Física Médica de
la Universidad de Buenos Aires

Este documento forma parte de la colección de tesis doctorales y de maestría de la Biblioteca Central Dr. Luis Federico Leloir, disponible en digital.bl.fcen.uba.ar. Su utilización debe ser acompañada por la cita bibliográfica con reconocimiento de la fuente.

This document is part of the doctoral theses collection of the Central Library Dr. Luis Federico Leloir, available in digital.bl.fcen.uba.ar. It should be used accompanied by the corresponding citation acknowledging the source.

Cita tipo APA:

Singer, Elisa. (1999). Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires.
http://digital.bl.fcen.uba.ar/Download/Tesis/Tesis_3251_Singer.pdf

Cita tipo Chicago:

Singer, Elisa. "Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad". Tesis de Magister. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. Universidad de Buenos Aires. 1999.
http://digital.bl.fcen.uba.ar/Download/Tesis/Tesis_3251_Singer.pdf

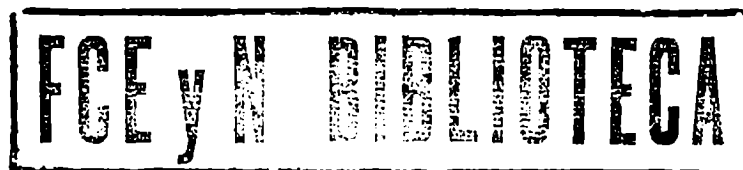
EXACTAS UBA

Facultad de Ciencias Exactas y Naturales



UBA

Universidad de Buenos Aires



**Análisis de técnicas de radioterapia conformada
para irradiación de superficies geométricas
de poca profundidad**

Autor: Lic. Elisa Singer

**Tesis de Maestría en Física Médica
Facultad de Ciencias Exactas y Naturales
Universidad de Buenos Aires**

- 1999 -

16325 1P 4

305

Título: Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad.

Alumno: Lic. Elisa Singer

Lugar de Trabajo: Centro Médico Mevaterapia
Universidad Tecnológica de Buenos Aires

Director de Tesis: Dra. Susana A. Blanco

Co-Director de Tesis: Dr. Osvaldo A. Rosso

Fecha de aprobación:

Jurados

Autor

Director

Co-Director

INDICE

Capítulo I:	Introducción	pag. 1
Capítulo II:	Técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad	pag. 6
	2.1 <i>Introducción</i>	pag. 6
	2.2 <i>Materiales y métodos</i>	pag. 7
	2.3 <i>Mediciones comparadas</i>	pag. 14
	2.4 <i>Mediciones experimentales para la obtención de una técnica de irradiación</i>	pag. 16
Capítulo III:	Tratamiento de lesiones en extremidades	pag. 22
	3.1 <i>Introducción</i>	pag. 22
	3.2 <i>Mediciones Experimentales</i>	pag. 22
	3.3 <i>Tratamiento en el paciente</i>	pag. 23
	3.4 <i>Planificación computarizada en secciones bidimensionales y en espacios tridimensionales</i>	pag. 25
Capítulo IV:	Tratamiento de lesiones en cabeza y cuello	pag. 27
	4.1 <i>Introducción</i>	pag. 27
	4.2 <i>Experiencia</i>	pag. 27
	4.3 <i>Planificaciones computarizadas en cuello</i>	pag. 28
Capítulo V:	Tratamiento de lesiones en mama	pag. 31
Capítulo VI:	Tratamiento del mesotelioma pleural	pag. 34
	6.1 <i>Introducción</i>	pag. 34
	6.2 <i>Distintas técnicas de irradiación</i>	pag. 35
	6.3 <i>Mediciones</i>	pag. 42
	6.4 <i>Conclusión</i>	pag. 50
Capítulo VII:	Planificación tridimensional conformada en el tratamiento del mesotelioma pleural	pag. 51
	7.1 <i>Introducción</i>	pag. 51

<i>7.2 Planteo 3D computarizado de las mismas técnicas anteriores y otras</i>	pag. 53
<i>7.3 Conclusión</i>	pag. 60
Capítulo VIII: Conclusiones	pag. 61
Agradecimientos	pag. 62
Bibliografía	pag. 64

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN GENERAL

Dentro de la Física Médica un capítulo muy importante es el de la Física de la Radioterapia. Esta disciplina, utiliza alta tecnología para su aplicación práctica y requiere de recursos humanos formados para ello: médicos radioterapeutas, físicos y biólogos especializados en radioterapia y personal técnico capacitado.

Requiere además de normas que regulen su funcionamiento. En el año 1980, el Ministerio de Salud Pública y la Comisión Nacional de Energía Atómica publicaron como disposición conjunta las «Normas de funcionamiento para unidades de Terapia Radiante». Eso estuvo vinculado con la introducción en nuestro país de los aceleradores lineales de electrones. Desde hacía prácticamente dos décadas habían antecedentes para la regulación del funcionamiento y posteriormente a las normas que menciono continuó con variantes el debate en torno a las mismas y surgieron otros organismos regulatorios.

Pero aún es necesario un instrumento legal y normativo que regule una actividad que se desarrolla tanto en el sector privado como público, que tiene que ver con la salud y la seguridad de la población y que requiere de una alta inversión monetaria. Por otra parte estas normas deben estar relacionadas con las exigencias provenientes de los diarios avances tecnológicos, del desarrollo de la física médica y de la radiobiología y la capacitación continua de los profesionales intervinientes en la actividad.

Hoy en día la radioterapia no es sólo uno de los métodos primordiales de tratamiento de muchas formas de tumores malignos sino que es parte de tratamientos combinados como la cirugía, la quimioterapia y la inmunoterapia en la que cada uno de ellos debe cumplir partes definidas de protocolos establecidos.

Es sabido que todos los tipos de radiación ionizante (partículas α , β , neutrones, protones y rayos X ó γ) producen un mismo tipo de acción ionizante sobre los tejidos vivos, pero de distinto grado de intensidad, lo cual conduce a la excitación de los átomos y las moléculas. La efectividad biológica de su acción depende del tipo de interacción, de la densidad de los iones que se forman en los tejidos, así como de la distribución de los iones a lo largo del trayecto de la partícula ionizante o del fotón. El efecto biológico tiene relación con la superficie irradiada, con la dosis y el tipo de radiación, el factor tiempo [2], el método de radioprotección de los tejidos sanos y la radiosensibilidad individual o provocada del paciente [3], [5].

Para ello es importante conocer la dosis diaria, la dosis total y el intervalo de tiempo [6], [52] que se requiere para un dado nivel de muerte celular cuando se entrega radiación en un tratamiento diario [58] y compararla con la radioterapia hiperfraccionada diaria y ver su relación con la dosis requerida. Justamente la estrategia de tratar tumores con múltiples fracciones de radiación [86] está basada en la suposición de que el daño por radiación subletal se repara más efectivamente en los tejidos normales que tumorales [33]. La determinación de la fracción de dosis diaria, el tiempo de tratamiento total y la dosis total más apropiada para el control de los distintos tumores constituyen aún hoy en día un problema sin terminar de resolver, que está muy vinculado al seguimiento de la evolución de los pacientes [50], [68], a la coordinación entre los distintos centros en el país, al intercambio de información y a una mejor utilización de las estadísticas. Hay que tener en cuenta que en las tres últimas décadas se fue avanzando en muchos aspectos que podrían parecer menores en cuanto a su implementación pero que debieron abrirse camino tanto en la faz teórica como en la práctica, primero en los países desarrollados y posteriormente en los subdesarrollados.

Por ejemplo, Wilson y Hall [85] han mostrado que es importante tratar todos los campos que contribuyen a la irradiación de un volumen en cada sesión de tratamiento. Sostienen que si se utiliza sólo un campo de radiación en cada sesión entregando toda la dosis diaria por esa entrada y logrando la uniformidad de dosis en la región irradiada después de varios días, el efecto biológico mayor se logrará fuera del volumen tumoral y será mucho mayor que dentro del mismo y que el camino para evitar un exceso de tolerancia normal del tejido periférico no es disminuir la dosis en el tumor. Ellis y Fowler [31] llegaron a la misma conclusión después de revisar los resultados clínicos, al evaluar en una serie de pacientes con cáncer de mama tratados con campos tangenciales paralelos y opuestos [46] los resultados de los tratamientos efectuados alternando diariamente cada uno de los campos de radiación y compararlos con aquellos en que se incidía en cada sesión con ambos campos. Estos resultados ya no están en discusión en ningún lugar del mundo y sería lamentable pensar que por problemas económicos o de infraestructura no se apliquen en algún sitio.

En el aspecto de equipamiento los aceleradores lineales son en el presente los equipos de tratamiento más utilizados. Son equipos estables, de alta tasa de dosis [37], los lados de sus campos de radiación son muy bien definidos e incluso permiten sacar films de buena calidad que muestran la configuración de cada campo de radiación. Están montados isocéntricamente, permiten una rotación de 360° alrededor de un punto central, mientras que con las mesas de tratamiento se puede conseguir el posicionamiento más conveniente y apropiado para los pacientes y así facilitar planes de tratamiento altamente sofisticados. Actualmente existen en el exterior aceleradores lineales que permiten configurar el haz de radiación por el movimiento planificado y computarizado de sus colimadores de acuerdo a las necesidades de cada tratamiento.

Los equipos simuladores se utilizan como verdaderos auxiliares en la radioterapia; no son equipos de diagnóstico ni de tratamiento pero tienen las mismas características mecánicas que los aceleradores lineales, permiten visualizar las zonas de irradiación, ubicar los campos radiantes en todas las angulaciones y simular los tratamientos antes de hacerlos en el paciente sacando radiografías en la posición de interés.

Los sistemas de planificación en radioterapia tanto en el plano como en el espacio han abierto las posibilidades de encarar tratamientos conociendo con mucho detalle la dosis que se entrega en cada punto. Sería largo de enumerar los equipos de dosimetría, de lectura de dosis, los fantomas tridimensionales computarizados, los elementos de inmovilización en el paciente y de protección al paciente y al público.

La sofisticación de la tecnología avanza muy rápidamente y requiere una puesta al día constante en conocimientos, en equipamiento y en infraestructura. Por ejemplo, los estudios relacionados con el diagnóstico de un paciente no sólo son analizados por el médico radioterapeuta sino que, en el caso de las imágenes, tomografías computadas, resonancias magnéticas, angiografías, etc, son realizadas en forma coordinada, como estudios para la planificación, con el paciente inmovilizado en la misma posición en la que luego se hará el tratamiento, con elementos fiduciaros que permitan cualquier reconstrucción geométrica de las imágenes, con coordenadas reproducibles para identificar su ubicación en el espacio. Los elementos de diagnóstico así tomados sirven para ser ingresados a los programas de computación tridimensional y planificar el tratamiento radiante más acertado para ese paciente. En estas condiciones es más accesible y más necesaria la labor interdisciplinaria físico-médico y de especialistas en las distintas ramas de la medicina, radiología, urología, neurocirujía, etc. Es mucho más amplio el rango de acción.

En contraposición existe un retraso importante en la incorporación de los profesionales de la radiobiología que permitirían mejorar la práctica corriente de la radioterapia. Es necesario un mayor conocimiento teórico de la respuesta de las células tumorales del blanco al daño por radiación. Los efectos producidos por las radiaciones ionizantes en los tejidos y órganos están en primer

lugar cualitativamente relacionados con la dosis entregada, con la velocidad de entrega de esa dosis, con el esquema de fraccionamiento y con la calidad de la radiación que en general son incumbencia de los médicos radioterapeutas y de los físicos médicos [60]. Existen aspectos en los que el aporte de los radiobiólogos es muy importante, como ser:

- Sensibilidad de las células tumorales, radiosensibilidad celular intrínseca, acumulación de daño, condiciones de oxigenación celular, fase del ciclo celular, fase no proliferativa de las células [3].
- Respuesta de las células después de la irradiación; reparo del daño subletal, redistribución de las células en las distintas fases del ciclo, reoxigenación de las células hipóxicas sobrevivientes, repoblación de las células sobrevivientes por proliferación [12], [86], [87].
- Retardo del crecimiento tumoral debido a la influencia de componentes no tumorales: vascularidad, influencia del lecho, influencia inmunológica y hormonal del huesped.

Vale aclarar la definición de «dosis absorbida», D_t , promediada sobre el volumen de un tejido u órgano definido, como el promedio igual a la energía total impartida en ese volumen, dividido por la masa de ese volumen, m_t

$$D_t = \frac{1}{m_t} \int_{m_t} D \cdot dm$$

La unidad Sistema Internacional «SI» de dosis absorbida es joule por kilogramo y su nombre especial es Gray (Gy).

Es bien sabido que la tolerancia de los tejidos normales críticos es el mayor factor limitativo en un tratamiento radiante. En oportunidades sabemos que un 80 ó 90% de control local de la enfermedad requiere una dosis de 80 ó 90 Gy, que no se pueden entregar por la alta probabilidad de complicaciones. El daño a los tejidos normales después de la irradiación puede ser dividido en efectos agudos [59], y en efectos tardíos [60]. Los primeros se pueden ver durante el curso del tratamiento ó en una etapa inmediata. Los efectos tardíos se desarrollan en oportunidades entre los dos primeros meses de finalizada la irradiación y 5 a 10 años después de la misma. En general están relacionados con la muerte celular.

Son necesarias planificaciones de tratamientos en las cuales el nivel de tolerancia de los tejidos conectivos normales cercanos a la superficie [32], [39] no se alcance antes de llegar al nivel óptimo en el tumor. No puede ser una alternativa entregar una dosis óptima en el tumor y tener complicaciones en tejidos vecinos [8], [35], [43].

Un tratamiento de estas características no es aceptable. La planificación debe contemplar hacer el mayor daño a las células tumorales y el menor daño a los tejidos sanos [12], [17], [65]. También se debe tener en cuenta que el efecto biológico resultado de modificar las dosis diarias de acuerdo a la tolerancia observada es distinto que el efecto biológico producido al entregar dosis diarias constantes, aún cuando se entregue la misma dosis total en el mismo intervalo de tiempo [72], [80].

Otro factor significativo a tener en cuenta es la distancia desde la fuente a la superficie del paciente, dado que una técnica de tratamiento satisfactoria a 100 cm, por ejemplo la técnica rotatoria con protección central que se describe en este trabajo [75], no lo es a distancias fuente superficie menores, como lo hemos experimentado en la práctica.

Con los rayos X de supervoltaje, la ionización producida en la región superficial es menor que la obtenible a alguna distancia más interna a la vez que se halla compuesta de electrones de energía media

relativamente alta, y por consiguiente de menor efectividad biológica. Esta es una explicación física adecuada de la hipertolerancia cutánea a la radiación de alta energía [32], [41]. Este efecto desaparece cuando el haz ha atravesado por debajo de la superficie una distancia igual al alcance de los electrones de energía máxima que puede producir el haz.

La dosis máxima se encuentra, por ejemplo, para 6 Mev de energía a 15 mm bajo el nivel de la piel y la subdosificación de las primeras capas de tejido atravesado suprime así las reacciones cutáneas, factor habitualmente limitativo de la continuación de un tratamiento. Para esa energía no hay absorción diferencial por los elementos pesados como calcio en los huesos, que puede traer aparejado fracturas ó también osteoradionecrosis y una subdosificación de los tejidos situados detrás de la pantalla ósea.

En algunos de los tratamientos que aquí se presentan y en muchos otros es un factor importante la velocidad de absorción de la dosis [13] en la respuesta a la radiación de los tejidos normales y de los tejidos tumorales, tema de interés para los radiobiólogos, los radioterapeutas y los físicos médicos.

La habilidad para la inactivación de la reproducción celular varía considerablemente desde una absorción de 1 a 100 cGy por minuto y el número de células destruidas decrece cuando baja la dosis por unidad de tiempo debido parcialmente a que se repara el daño subletal durante el curso de la irradiación [37].

En muchos tratamientos que analizamos se puede aumentar la corriente electrónica para compensar la disminución de dosis cuando se usan filtros de radiación sin necesidad de recurrir a tratamientos diarios más prolongados. Es de estimar entonces el valor que tiene la posibilidad de modificar la dosis por unidad de tiempo en los equipos aceleradores lineales.

Se asiste a la incorporación de tratamientos que hasta hace poco tiempo no eran practicables en el país. Actualmente se incorporan constantemente tratamientos radiantes, con eficiencia demostrada por el control de calidad y por la evolución de los pacientes.

Todos los factores analizados y muchos más que no son objeto de detalle contribuyen a que se pueda aumentar las dosis tumorales y disminuir las secuelas en los tejidos no comprometidos por el tumor y a una mayor eficacia biológica en la irradiación del tumor. Un famoso radioterapeuta sostenía que: «El único sustituto para un plan de tratamiento es otro tratamiento mejor.» Yo agregaría que para ello no se trata solamente de disponer de equipos de tratamientos o planificadores comerciales de última generación únicamente, es necesario utilizarlos en todas sus funciones, conocerlos y en física, conocerlos es medir de acuerdo a las normas y recomendaciones de organismos internacionales; esto es apoyado en nuestro país por la obligatoriedad de un especialista en física de la radioterapia durante el horario de funcionamiento del centro de radioterapia, así como la tenencia de equipos de dosimetría adecuados. Es función del físico conocer y hacer conocer las posibilidades del equipamiento al médico radioterapeuta y a los técnicos radioterapistas. Paralelamente se debe tener un gran cuidado en la localización, inmovilización de los pacientes y repetibilidad de los tratamientos y establecer programas rigurosos de control de calidad.

Resumiendo el aspecto fundamental, vuelvo a decir que en radioterapia es preciso conocer la cantidad de energía que absorbe en cada punto la masa de material biológico irradiado. El objeto de la planificación es entregar la máxima dosis posible al tumor, compatible con las dosis que pueden tolerar los tejidos sanos atravesados por los haces de radiación. La irradiación excesiva destruye los tejidos normales y por ello se pone el máximo esfuerzo en planificaciones que los eliminan del volumen de irradiación [22], [25] y [35], mientras que la subirradiación no mata las células tumorales. Una vez ubicado el tumor una buena técnica de tratamiento es aquella que permite que en el volumen de interés la dosis tumor máxima sea aproximadamente igual a la dosis tumor mínima. Si bien es necesario incluir cierta zona de tejido circundante en la que preocupa la infiltración ó progresión tumoral, no se debe confundir este

concepto determinado por un estudio biológico minucioso con los problemas asociados con la penumbra del haz de radiación cuya incidencia no conviene ni al tejido sano ni a la lesión. En los aceleradores lineales la penumbra es mínima: es importante que ello se haya logrado con técnicas especiales de construcción insertas en el equipo, de tal manera que tienen validez en los campos de radiación conformados, con cuñas, compensadores, bloques, etc. De ahí la importancia del papel del físico en obtener planificaciones de gran precisión que se puedan cumplir por las características del equipamiento utilizado, su calibración y dosimetría, la inmovilización de los pacientes y la repetibilidad de los tratamientos entre los aspectos fundamentales.

La organización de la tesis tiene el objetivo de dar una introducción general sobre distintos aspectos de la radioterapia, que es la cumple en el primer capítulo.

En el segundo capítulo se hace un análisis de las técnicas con las que se va a trabajar, las variables y los parámetros que se utilizan, dentro de los modelos teóricos. En material y métodos se describe el equipamiento de irradiación, de simulación de tratamientos, los elementos de dosimetría, los fantomas prácticos y los modelos teóricos que se usan en primer instancia, los bloques de protección y los sistemas de planificación de tratamientos. Al finalizar esta enumeración se realiza una intercomparación para obtener los factores que se usan para pasar las mediciones del agua a otro material sólido. Posteriormente se analizan los resultados de las mediciones con las técnicas elegidas.

En los capítulos 3 y 4 se plantean casos particulares tratados con la técnica de protección central, tales como extremidades y cabeza y cuello. En ellos se pasa de la faz experimental estudiada inicialmente en fantomas al tratamiento en pacientes y luego a la planificación computarizada tridimensional actual.

En el capítulo 5 se analiza el caso de la mama, tratamiento que se experimenta primero en fantomas, luego se realiza en los pacientes con mediciones en superficie y como esta técnica no es la más frecuente en mama no se exponen planificaciones tridimensionales.

En el capítulo 6 pasamos al aspecto más complicado, que es el tratamiento del mesotelioma pleural. Se analiza todo lo que concierne a las distintas técnicas experimentales introducidas, aunque quizá se extienda poco teniendo en cuenta el número relativamente importante de pacientes tratados. En este tratamiento es donde se ve con más detalle el aporte de la planificación computarizada, que se presenta en el capítulo 7 especialmente, dado que la misma abre la posibilidad de muchas variantes.

La bibliografía es amplia y en general de décadas anteriores debido a la necesidad de introducir estos temas que en una reseña más actual estarían ya incorporados.

CAPITULO II

TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA CONFORMADA PARA IRRADIACIÓN DE SUPERFICIES PERIFÉRICAS DE POCA PROFUNDIDAD.

2.1 INTRODUCCIÓN

En este trabajo se analizará la distribución homogénea de dosis a través de la circunferencia entera de una estructura de forma cilíndrica más propiamente un anillo cilíndrico, cuando se requiere evitar la irradiación del contenido central. Esto origina muchos problemas en la planificación de los tratamientos radiantes. En la irradiación de ciertas enfermedades cutáneas malignas se necesita una dosis máxima en la superficie de la piel con una mínima penetración a las capas más profundas.

Existen muchas técnicas que tratan de lograr estos objetivos, por ejemplo la utilización de radioterapia superficial, irradiación de ortovoltage, irradiación de megavoltage o terapia con haces de electrones [9], [10], [18]. El hecho de que estas últimas no sean completamente adecuadas y en oportunidades inaceptables es debido a la inhomogeneidad de la dosis dentro del volumen blanco cuya principal causa es la contigüidad de los campos de radiación necesarios para cubrir las características especiales de este volumen [64], [66], [76].

Las técnicas que aquí se presentan tienen el objetivo de resolver el problema de la irradiación homogénea de tales estructuras cutáneas y la protección de los órganos nobles que no están involucrados tumoralmente, pero sí están envueltos por tejidos que lo están.

Una de las técnicas que desarrollo en primer lugar [24], [26] consiste en la irradiación externa con haces de fotones en cuyo camino se ha interpuesto una protección en la región central y se distribuye la radiación con arcos rotatorios, en oportunidades combinados con campos de radiación estáticos. La idea es modificar las curvas de dosis en profundidad para reducir al máximo la dosis en el isocentro, ubicado en la zona a proteger y maximizar y homogeneizar la distribución de dosis en la superficie externa de cuerpos aproximadamente cilíndricos (fig. 8).

La utilización de bolus*, [61] permite aumentar la dosis en la epidermis cuando esto interesa. El uso de la técnica es fundamental cuando se necesita concentrar la máxima dosis en la superficie que envuelve cuerpos aproximadamente cilíndricos conteniendo órganos que deben ser protegidos, tales como: pulmón [16], [43], médula ósea [20], [29], huesos largos como fémur ó húmero [14], etc.

También es de uso importante en la reirradiación de zonas en las que ciertos tejidos no toleran un nuevo tratamiento radiante [28],[49].

Es decisivo señalar que el método contribuye significativamente a disminuir la dosis integral y al moderno concepto de irradiar configurando la dosis máxima alrededor del volumen blanco cualquiera sea su forma.

En este trabajo se discuten también las relaciones entre magnitudes variables y los parámetros que se utilizan, como ser:

- el ancho del campo de radiación [62]
- el ancho de la protección central y el alto de la misma
- las profundidades y espesores de los órganos ó zonas a proteger
- los espesores y extensiones de las zonas a irradiar
- la elección y/ó disponibilidad de la energía de los fotones.
- el ángulo abarcado por cada arco de rotación
- la necesidad de elegir uno ó varios isocentros
- el agregado de bolus para aumentar la dosis en piel
- la combinación de campos estáticos y rotatorios
- la contigüidad de los campos de rotación, superposición y/ó separación.

* material semejante al tejido humano, que se apoya sobre la superficie de la piel.

Para el desarrollo de estas técnicas y la introducción de las variables mencionadas anteriormente se utilizaron los equipos de tratamiento, simuladores, equipos de dosimetría, fantasmas, bloques de protección (cerrobend) y planificación computarizada 3D de tratamientos que se detallan en material y métodos.

2.2 MATERIAL Y MÉTODOS:

Aceleradores Lineales: estos equipos son seleccionados en conjunto por el radioterapeuta y el físico médico y en un centro de radioterapia institucional o privado en países en vías de desarrollo deben ser equipos con los cuales se puedan tratar la mayoría de las lesiones tumorales ya sea porque el equipo lo permite o por la introducción de técnicas de tratamiento que lo hagan posible.

Los equipos aceleradores lineales están montados isocéntricamente lo cual asegura:

- a) que la cabeza de la unidad, generalmente llamada «gantry», se puede rotar de tal manera que el eje central siempre pasa a través de un punto fijo en el espacio que se designa como el isocentro del mismo.
- b) la mesa de tratamiento rota alrededor de un eje vertical que pasa a través del isocentro y el movimiento ascendente y descendente de la misma es paralelo a este eje. Existen telémetros ópticos fijos al equipo que indican la posición del isocentro, y la distancia de la fuente a la superficie.

Es esencial que la unidad esté montada correctamente para que los puntos anteriores se cumplan y es obligación del físico médico su control rutinario. Algunos de estos aspectos se pueden observar en la figura 1.

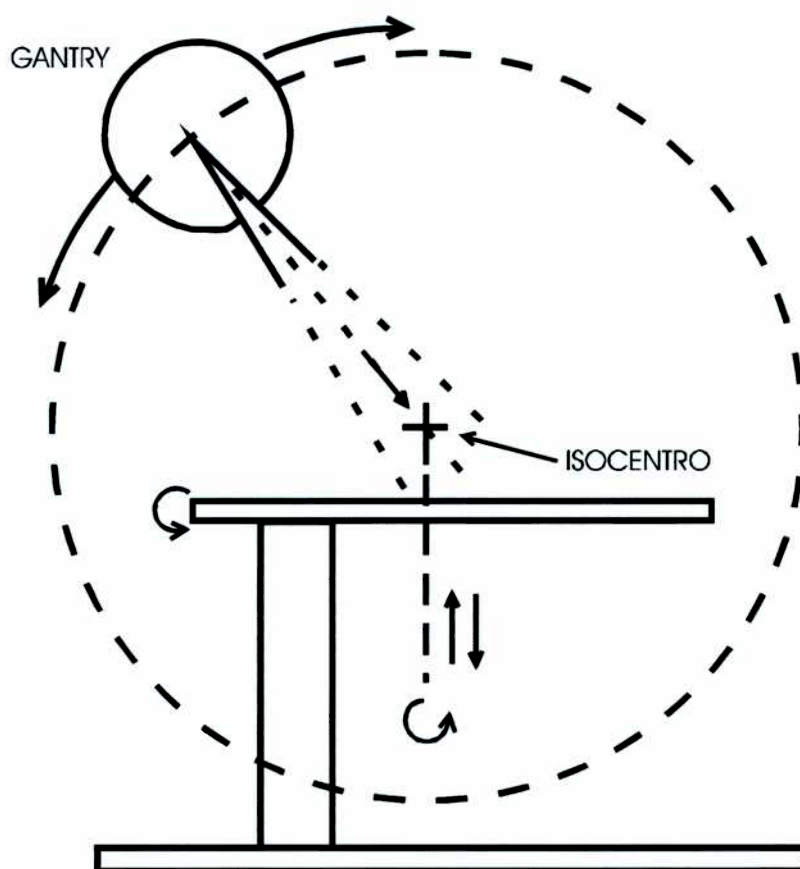


Fig. 1: Se muestra el montaje isocéntrico con el giro de 0 a 360 ° del gantry y el movimiento ascendente y descendente de la mesa. Generalmente la mesa tiene 2 movimientos rotatorios, uno alrededor de su propio eje, y otro que permite girar la tabla en que se coloca el paciente.

Los aceleradores lineales que se utilizaron en este trabajo fueron:

- 1) Mevatron VI, de 6 Mev de energía de fotones.
- 2) Mevatron 74, de 10 Mev de energía de fotones (se dispone de emisión de electrones).

En la mayoría de los casos se usó la menor energía, dado que al aumentar la energía de un haz de Rayos X la dosis máxima no se encuentra en la superficie, sino que avanza progresivamente a mayores profundidades dentro del material irradiado. En nuestro caso recordamos que la dosis máxima para el equipo de 6 Mev se encuentra a los 15 mm y para 10 Mev a los 25 mm aproximadamente y el isocentro se encuentra a 100 cm, que tiene que ver con la distancia de la fuente de rayos X al eje de rotación del equipo. Con ambos equipos se puede realizar terapia en arco con velocidad de entrega de dosis variable en el rango de 0.005 a 0.05 Gy por grado. Se requiere una alta velocidad de dosis a un metro del blanco porque en estos casos hay una atenuación resultado del bloque protector que se coloca en el camino del haz. La rapidez de dosis [37] es un factor físico que influye en la respuesta de las células a la radiación, es decir, la rapidez a la que se entrega una determinada dosis al tumor.

Equipo simulador Varian

El simulador es un equipo actualmente considerado imprescindible por las normas regulatorias para el fundamento de un centro de radioterapia. Reproduce todos los movimientos y distancias del equipo acelerador lineal. Permite planificar y visualizar en las condiciones de tratamiento los haces de radiación que se utilizaran en el mismo. Se obtienen films radiológicos perpendiculares a los haces de irradiación que permiten decidir clínica y experimentalmente las zonas a proteger y verificar el diseño de las protecciones, y la corrección de los blancos de tratamiento. Cuando se dispone de un sistema tridimensional de planificación (3D) de tratamientos es importante conectar el simulador en red con el mismo para comparar las imágenes reconstruidas en distintos planos, con aquellas obtenidas del simulador.

Los tratamientos que aquí se plantean no podrían efectuarse sin esas verificaciones que posibilitan visualizar la separación exacta entre la zona a proteger y la zona a irradiar tanto en los tratamientos estáticos conformados como en los tratamientos cinéticos.

Elementos de Dosimetría

El control de calidad radioterapéutico del cáncer requiere de una exactitud de la dosis entregada a un tumor de + 5% [30],[41]. Esta cifra transfiere a la calibración del acelerador lineal una incertidumbre máxima en la dosis dada a un tumor de + 2% y para lograr esto existen requisitos muy estrictos sobre los parámetros mecánicos del equipo, entre otros, el isocentro, la distancia de la fuente al isocentro, el tamaño del campo de tratamiento, los movimientos de la mesa de tratamiento, etc. y otros parámetros relacionados con la calibración dosimétrica del acelerador lineal, como la energía de los fotones, el aplanamiento y simetría del haz de rayos X, la penumbra del haz de radiación, la exactitud de la dosis dada a un isocentro en un tratamiento de arco, etc.

En el Centro de Radioterapia en que se ha realizado este trabajo, se dispone para la dosimetría del equipamiento de:

- a) 2 dosímetros Farmer con 3 cámaras de ionización de 6 cm³
- b) 1 cámara de ionización para bajas energías.
- c) 1 cámara de ionización de placas paralelas. Cada cámara dispone de su correspondiente patrón radioactivo.
- d) Se realizan mediciones con dosímetros termoluminescentes cuyas lecturas son efectuadas por la División de Fuentes Intensas de la Comisión de Energía Atómica.
- e) La distribución de dosis en fantomas sólidos se mide por medio de películas Kodak X Omat ó equivalentes cuya densidad óptica se lee con un densitómetro y se transfiere a dosis a través de una curva de calibración.

- f) Disponemos de cámaras para mediciones relativas que vienen con un fantoma automático tridimensional marca Multidata.
- g) Diodos para la medición de dosis en la superficie de los pacientes que permiten deducir la dosis entregada en profundidad marca Victoreen.
- h) Fantoma 3D marca Multidata.
- i) Diversidad de fantasmas de agua y sólidos para mediciones de rutina y especiales.

Fantomas:

Un fantoma es un elemento semejante al tejido humano en lo que concierne al comportamiento cuando incide sobre el mismo radiación de una determinada energía en el sentido de que absorbe y dispersa la radiación de la misma manera que un paciente [23].

El material universalmente aceptado como semejante al tejido humano frente a las radiaciones con fotones de alta energía es el agua. O sea si hacemos incidir fotones de un acelerador lineal, con energía máxima de 6 Mev ó de 10 Mev como es la situación que se presenta en agua, la interacción que se produce por absorción y dispersión de fotones es igual a la del tejido muscular. Lo mismo sucede con la interacción por absorción y scattering de electrones.

El esquema de interacción de la radiación con la materia es el siguiente: (Fig. 2)

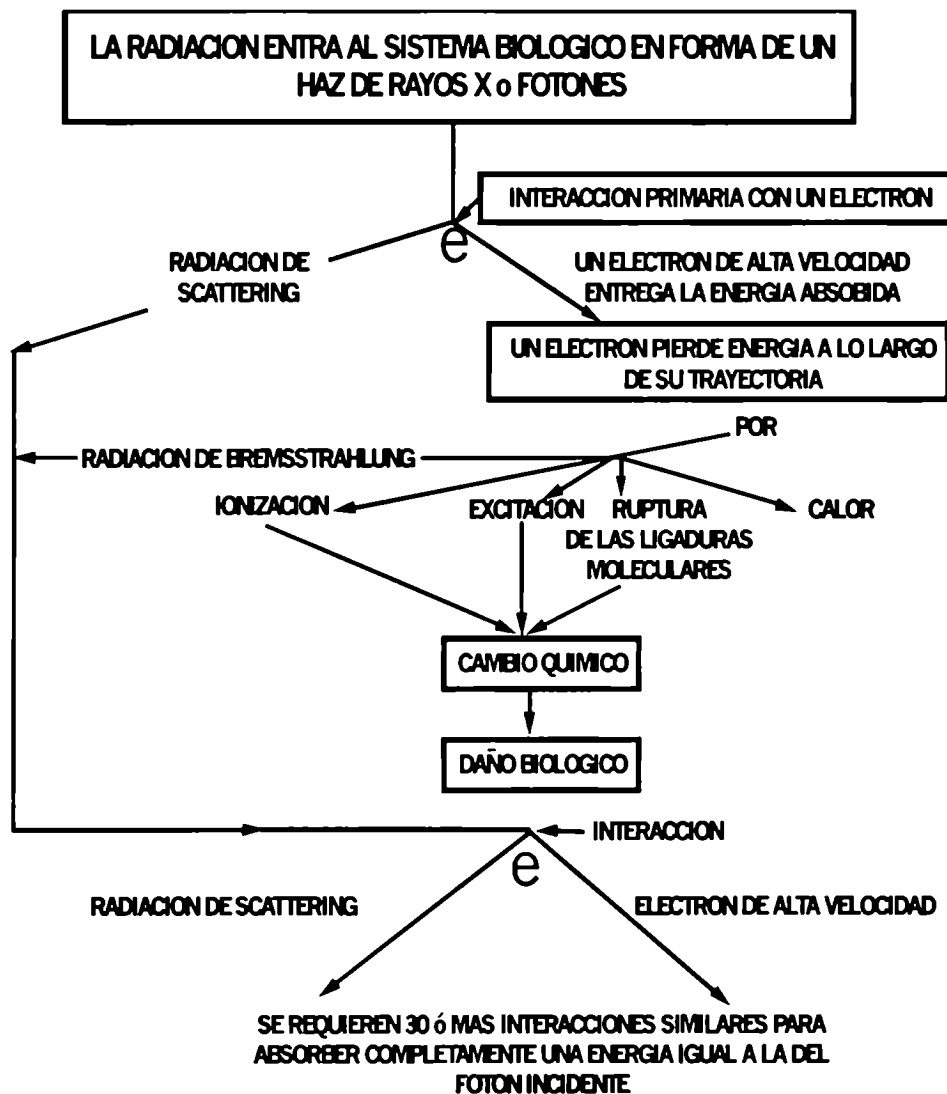


Fig. 2: Esquema de interacción de la radiación con la materia [41], que es la base de lo que ocurre en una sucesión de muchísimos órdenes de magnitud y que está implícito en toda esa temática.

Para los estudios realizados se considera que el agua tiene la misma densidad másica que el tejido muscular. Cuando se trata de estudiar la planificación de tratamientos en pacientes se ve la necesidad de abrir el espectro a otros materiales, ceras, parafinas, acrílicos, etc., para incorporar formas, distintas densidades, etc. (Ver fig. 3)

Ejemplos de fantomas construidos en el Centro Médico Mevaterapia para la medición de la dosis absorbida en distintos tratamientos.



a - Fantoma de agua de 1,80 m de largo, utilizado para mediciones a grandes distancias fuente superficie sin considerar la forma del paciente.



b - Fantoma de cera para la irradiación corporal total. Tiene en cuenta la forma del paciente y su posicionamiento.



c - Armado del fantoma en la mesa de tratamiento. Vista de las cámaras de ionización para efectuar mediciones de dosis en distintos puntos.



d - Vista interior de la construcción de los fantomas con el pulmón incorporado con las densidades correspondientes.



e - Vista interior de mediciones con cámaras de ionización y placas radiográficas. Fantoma utilizado en la medición de campos supradiagmáticas.



f - Fantoma en posición decúbito ventral. Medición de la dosis de ganglios axilares en superficie.

Fig. 3: Fantomas de agua y sólidos con distintos materiales.

El agua tiene comportamiento semejante al tejido muscular en el rango de la energía mencionada fundamentalmente para el efecto Compton ya que el coeficiente másico de atenuación del haz es aproximadamente igual para todos los materiales desde el Pb al agua para estas energías; esto no es así para pulmón [71] que tiene una gran componente de aire. También hay diferencias para la interacción de la radiación con el tejido óseo que son dependientes de la densidad de los tejidos. La interacción con el tejido pulmonar es difícil de reproducir en un tanque con agua, así como la forma de los contornos de un paciente y la diferencia de distancia de la fuente de radiación a la superficie del paciente.

A esto se suma el hecho de que cuando el campo de radiación es irregular se modifican las condiciones de « scattering » debidas a la conformación del haz de radiación [26].

Los efectos mencionados, combinados, pueden producir una variación de dosis dentro del volumen irradiado de hasta un 30% si se quiere trasladar las mediciones en agua a las condiciones del paciente automáticamente. Si bien los resultados de los cálculos y de muchos programas de computación contemplan estos problemas es necesario verificarlos con mediciones.

Para hacer estas mediciones se necesitan fantasmas sólidos, de materiales accesibles, económicos, perdurables, manipulables y en la medida de lo posible, recuperables.

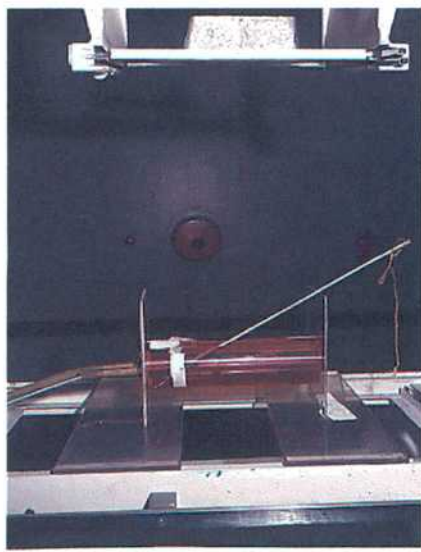
Por ello los fantasmas que presento pueden ser divididos en dos grupos:

- a) fantasmas cilíndricos de distintos diámetros con contenido de agua como material semejante al tejido humano para las mediciones.
La pared frontal de los mismos, sección cilíndrica, está provista de agujeros exactamente dimensionados para introducir las cámaras de ionización.
La frecuencia radial de estos agujeros permite obtener una distribución de dosis en toda una sección cilíndrica tanto en las zonas debajo de la protección central como en las zonas periféricas. Los fantasmas se pueden envolver con bolus. (fig 4c)
También se contempla en ellos una abertura superior para introducir las cámaras de ionización y medir en distintos ejes.

Las figuras 4 (a, b, c, d) ilustran sobre estas configuraciones y muestran fantasmas de distinto diámetro, con compensadores de tejido, las protecciones que se usan, las cámaras de ionización utilizadas para efectuar las mediciones y el equipo de tratamiento.

- b) fantasmas sólidos de cera y agua, de cuerpo entero y otros que reproducen la forma de distintas zonas del paciente y su posicionamiento. Se pueden observar algunos modelos en la fig. 3. En los fantasmas sólidos yo utilicé cera de abeja, también parafina, mezclas, [85] fundamentalmente con agua, y para simular el pulmón madera de cedro muy estacionada y seca y también telgopor y mezclas del mismo con parafina, que podían ser introducidas dentro de lo que era el tejido muscular para tener en cuenta órganos determinados .

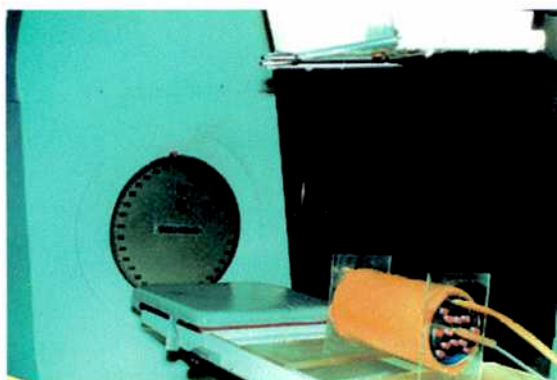
Fantomas cilíndricos con agua utilizados durante la experiencia



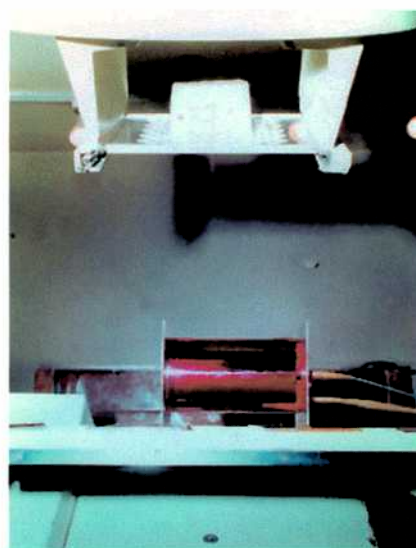
a) Fantoma cilíndrico de 8 cm de diámetro



b) Fantoma cilíndrico de 12 cm de diámetro



c) Fantoma cilíndrico de 12 cm de diámetro con bolus



d) Fantoma cilíndrico de 15 cm de diámetro

Fig. 4: En las distintas figuras se pueden apreciar además de los fantasmas algunos de los elementos de trabajo, como ser el equipo de tratamiento, las bandejas con protecciones, las cámaras de ionización introducidas en los agujeros, los distintos ángulos de rotación, etc.

Al finalizar el detalle de métodos y mediciones se hablará de la comparación de mediciones entre agua y material sólido.

Bloques de cerrobend*:

Fueron atornillados a la bandeja del equipo de tratamiento interpuesta entre el blanco de emisión de fotones y la superficie del paciente de tal manera que en los movimientos de rotación no hubiera desplazamientos que modificaran su ubicación con respecto al isocentro en el fantoma, en primer lugar y en el paciente posteriormente.

Detalle de los bloques de cerrobend, designados Pb₁, Pb₂, Pb₃ y Pb₄.

Pb₁: arrojaba una sombra de 5,5 cm de ancho en la distancia del isocentro
factor de transmisión de dosis: 3,4% **

Pb₂: arrojaba una sombra de 5,5 cm de ancho en la distancia del isocentro
factor de transmisión de dosis: 8% **

Pb₃: arrojaba una sombra de 3,5 cm de ancho en la distancia del isocentro
factor de transmisión de dosis: 3,4% **

Pb₄: arrojaba una sombra de 3,0 cm de ancho en la distancia del isocentro
factor de transmisión de dosis: 4,5% **

Los bloques anteriores fueron aquellos con los que se efectuaron mediciones experimentales para construir las curvas de dosis absorbida en función de distintos parámetros.

Posteriormente se utilizaron muchos otros bloques, algunos conformados como resultado de las imágenes radiográficas en pacientes que indicaban la zona a proteger y finalmente otros que surgen de la planificación tridimensional computarizada, una de cuyas posibilidades es el diseño de los bloques protectores según el ángulo de incidencia de la radiación.

Planificación computarizada de tratamientos:

En el Centro Médico Mevaterapia donde se realizaron los trabajos que se detallan aquí, se dispone de:

- a) Sistema de Planificación bidimensional. ***
- b) Sistema de Planificación tridimensional. ****

* el cerrobend es un compuesto de Pb, St, Cd y Bi que funde aproximadamente a 78 ° C.

** los factores de transmisión de dosis se modificaban alterando el alto del bloque de cerrobend.

*** Lic. E. Singer, Ing. Jorge Gurlekian, Ing. Horacio Franco.

**** Lic. Armando Alaminos Bouzá.

2.3 MEDICIONES COMPARADAS ENTRE AGUA Y MATERIAL SÓLIDO

Aceptando el comportamiento del agua como tejido humano se estudió la relación entre el agua y la densidad de cera utilizada para comparar los resultados obtenidos en mediciones en ambos tipos de fantomas [42], [71]. En los fantomas de material distinto al agua se presenta el problema matemático de hacer la transferencia de las mediciones en otro medio al agua. Se utiliza un método matemático de transformaciones escalares que es válido cuando se trabaja en la región Compton de energía de fotones y se puede aplicar cuando tiene validez la ley inversa de los cuadrados para medir valores de dosis al modificar distintas distancias de la fuente de irradiación al paciente [30].

Consiste en que las dimensiones lineales se modifican por un factor «k» y para que la exposición en dos puntos en distintos materiales sea la misma, las actividades de las fuentes deben multiplicarse por «k²», de manera tal que :

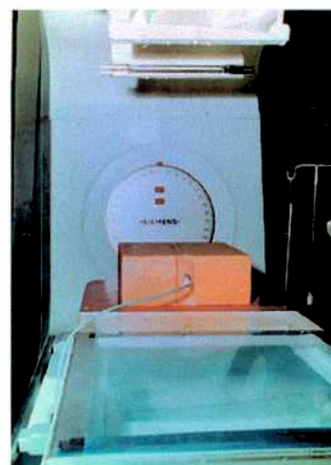
$$\sum_{i=1}^n \frac{r S_i}{d_i^2} = \sum_{i=1}^n \frac{r k^2 S_i}{(k d_i)^2} = \sum_{i=1}^n \frac{r S'_i}{d_i^2}$$

donde Γ es : constante específica de radiación.

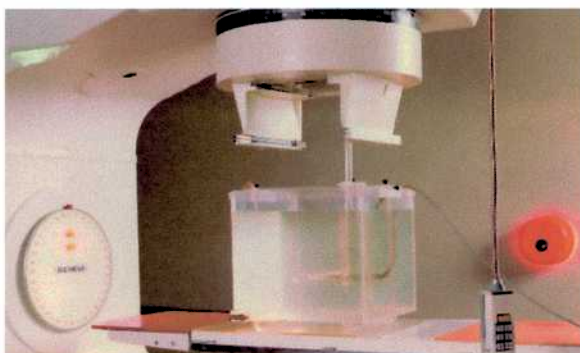
Una ayuda práctica de intercomparación consistió en construir un fantoma sólido (fig 5b) semejante al de rutina que es de agua (fig 5a). Me permitió comparar mediciones de dosis en distintos medios en un mismo punto. También se construyó otro fantoma de mayor tamaño para desplazar la cámara de ionización utilizada en las mediciones a distintas profundidades y calcular de acuerdo a la comparación de resultados las profundidades equivalentes (fig 5c y fig 5d). En las figuras 6 y 7 se presentan los resultados de las intercomparaciones entre el agua y el material sólido.



a - Fantoma de rutina de agua para medición en un punto fijo.



b - Fantoma de rutina de cera para medición en el mismo punto fijo e intercomparación entre agua y cera.



c - Fantoma de rutina de agua para medición a distintas profundidades.



d - Fantoma de rutina de cera para medición a distintas profundidades e intercomparación entre agua y cera.

Fig. 5: Fantomas de intercomparación entre los elementos de cera y agua.

RESULTADOS DE LAS MEDICIONES EN AGUA Y CERA QUE PERMITIRÁN TRASLADAR EXPERIENCIAS EFECTUADAS EN OTRO MATERIAL A TEJIDO HUMANO EQUIVALENTE AGUA

Comparación de dosis absorbida a la misma distancia fuente superficie como una función de la profundidad en agua y en cera [21].

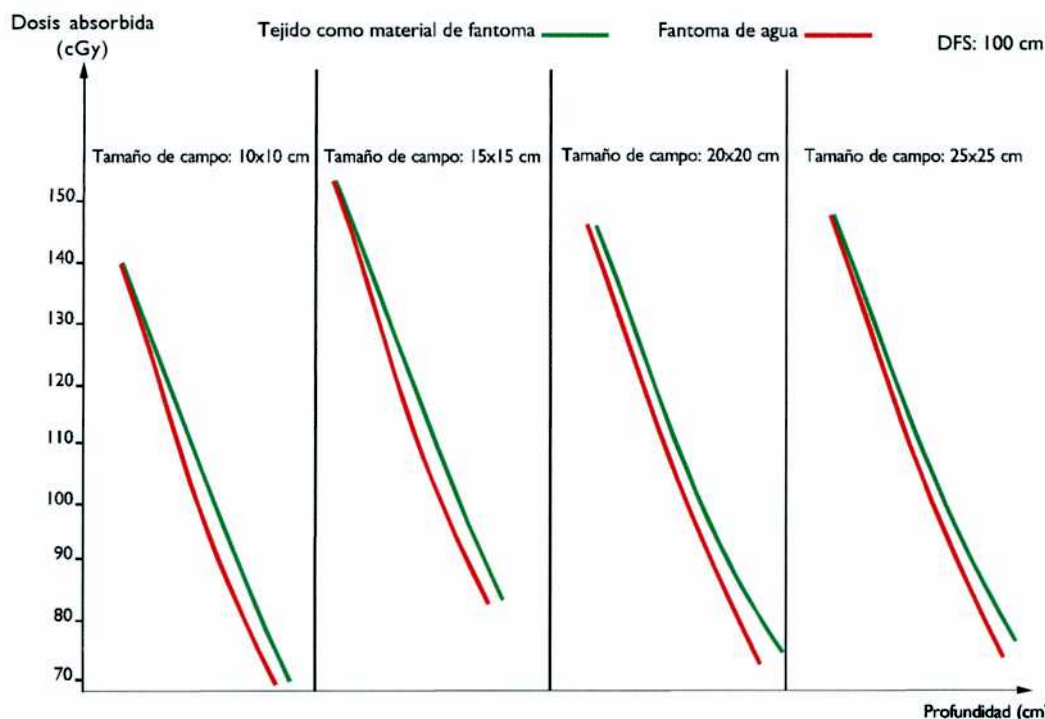


Fig. 6: Resultados de la intercomparación tomando como parámetros distintos tamaños del campo de radiación y que permiten afectar por un factor las mediciones en cera para trasladarlas a agua.

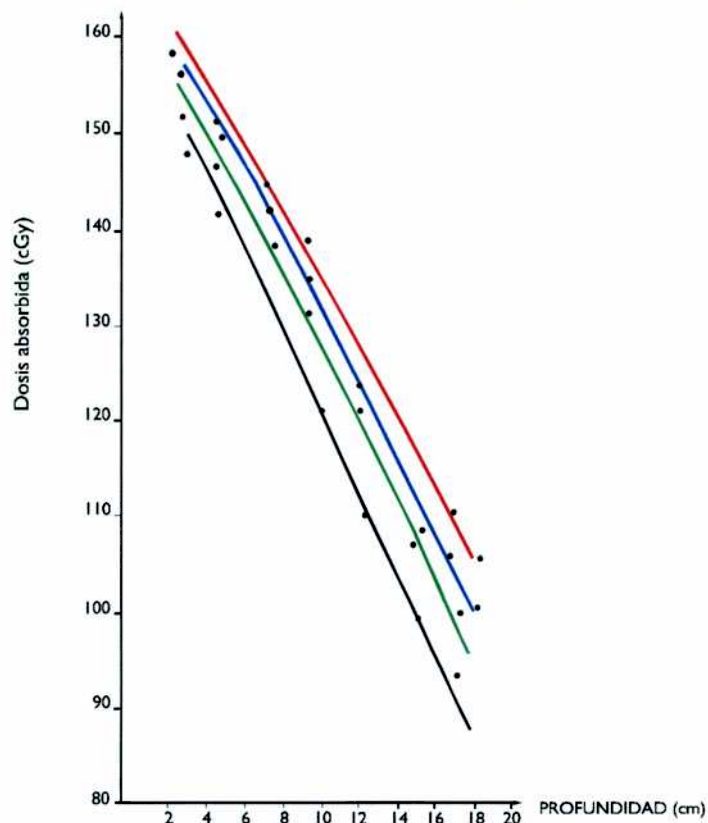


Fig. 7: Los puntos corresponden a las dosis en cera y las líneas a las dosis en agua.

Tamaño de campo: 10x10 cm — Tamaño de campo: 20x20 cm —
Tamaño de campo: 15x15 cm — Tamaño de campo: 25x25 cm —

2.4 MÉTODOS EXPERIMENTALES PARA LA OBTENCIÓN DE UNA TÉCNICA DE IRRADIACIÓN:

Las relaciones de dosis absorbida se midieron primero con los fantomas cilíndricos de distintos diámetros mencionados, utilizando todas las combinaciones con las variables detalladas anteriormente y luego con fantomas que reproducían exactamente el volumen a irradiar.

Después de optimizar la planificación constituyeron tratamientos aplicados a pacientes con excelente resultado. Las primeras experiencias se efectuaron en las lesiones en extremidades.

Análisis de la distribución de dosis:

Condiciones de medición:

Con el objetivo de generalizar y simplificar la dosimetría y más aún en la búsqueda de un análisis matemático cualitativo del haz de radiación resultado de las conformaciones efectuadas en la trayectoria del mismo, la primera aproximación consistió en establecer la sección transversal del fantoma como circular y el eje de rotación del haz de radiación coincidente con el eje de simetría longitudinal del fantoma cilíndrico.

1) Mediciones en un fantoma cilíndrico de agua de 8 cm de diámetro

En el gráfico de la fig.8 se analizan los resultados de la utilización de la técnica rotatoria, con un ángulo de 360°. El cero de las abscisas está ubicado en el isocentro y las mediciones se tomaron a diferentes distancias del centro del fantoma cilíndrico, en una sección cilíndrica que contiene el eje de rotación del haz y se midió la dosis en la zona que comienza debajo de la protección o sea en el centro del campo de radiación y termina fuera del límite geométrico del mismo.

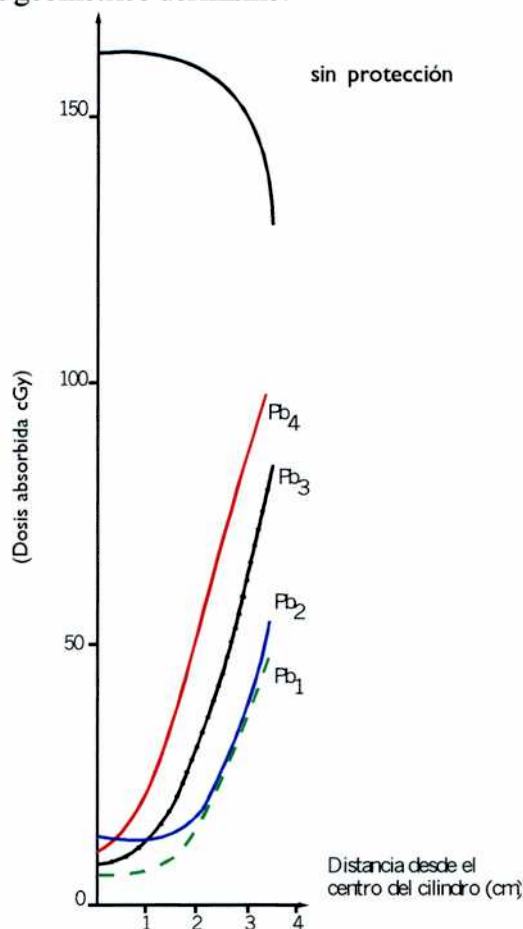


Fig. 8: Tamaño de campo de radiación: 12cm x 7cm (Lado paralelo al eje longitudinal del cilindro por lado paralelo al eje transversal del cilindro).

En las curvas inferiores se hace la comparación de la dosis absorbida para las diferentes protecciones centrales. La curva superior muestra la dosis absorbida sin protección central en las mismas condiciones.

En este cilindro un campo de radiación de 7cm de ancho resultó el menor para que se pudiera apreciar una dosis significativa en la periferia.

Para este cilindro en particular, con diámetro pequeño, comparable al de los brazos y piernas, y con un campo de radiación de un ancho de 7 cm se sacaron importantes relaciones al considerar el cociente entre el área del campo con protección central y el área del campo sin la misma, que son para los distintos bloques:

$$\frac{\text{Área del campo con protección central}}{\text{Área del campo sin protección}} = \begin{cases} \text{con Pb}_1: 0.785 \\ \text{con Pb}_2: 0.785 \\ \text{con Pb}_3: 0.500 \\ \text{con Pb}_4: 0.457 \end{cases}$$

Estos cocientes unidos a los distintos factores de transmisión de las protecciones originan un comportamiento de la dosis que se puede observar en el siguiente cuadro resultado de las mediciones de dosis a lo largo del radio del cilindro:

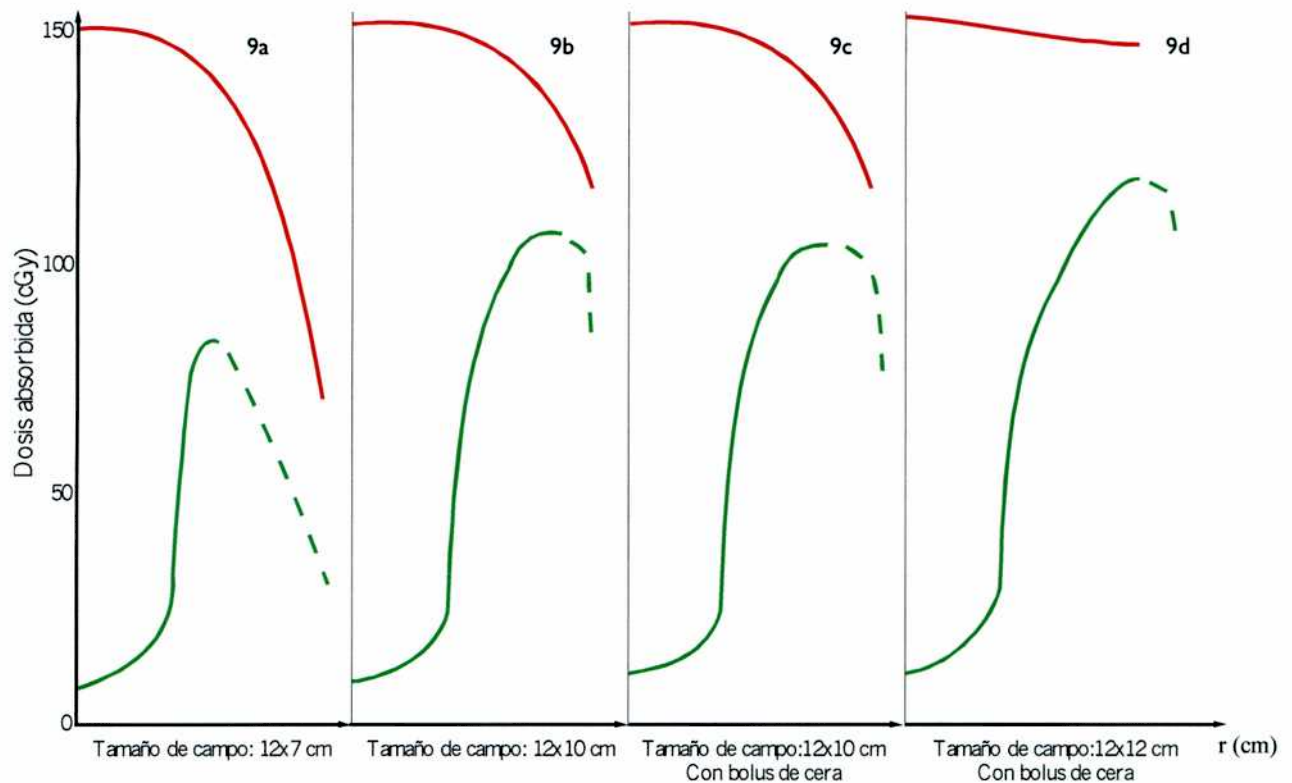
	Porcentaje de dosis en la sección transversal en el centro del campo de radiación
Pb₁	14,5 %
Pb₂	28 %
Pb₃	10 %
Pb₄	12,8 %

Esto es válido cuando se obtiene el mismo porcentaje de dosis con protecciones a una misma distancia del centro del cilindro ya sea modificando la velocidad de dosis absorbida o las unidades de monitor.

Se profundizó la investigación experimental con el uso de fantasmas de pequeños diámetros, campos de radiación de ancho reducido con la intención de ampliarla a protecciones circulares de dimensiones necesarias que permitieran emplear la técnica y aplicarla en regiones como la órbita ó el cristalino, [7], [40] e incluso únicamente el cristalino, abarcar la irradiación de estructuras oculares muy delicadas o de zonas envolventes de las mismas o muy proximales.

2) Mediciones en un fantoma de agua cilíndrico de 12 cm de diámetro (fig. 9)

- Análisis del comportamiento manteniendo como parámetro una protección en las curvas inferiores.
- Se compara para cada ancho de campo el comportamiento de la distribución de dosis en función de la distribución radial del fantoma.



El largo del campo de radiación se mantuvo constante y se modificó el ancho donde influye la protección [62].

Fig.9: En las figuras 9a, 9b, 9c y 9d se compara la dosis absorbida para distintos tamaños de campo [62] sin modificar la protección central, en las curvas inferiores con la dosis absorbida cuando se irradia sin protección central que se muestra en las curvas superiores obtenidas en las mismas condiciones.

Las figuras 9a y 9b muestran los resultados sin bolus adicional, mientras que en 9c y 9d se agregó un bolus rodeando la superficie externa del cilindro. El bolus se usa cuando se desea obtener la máxima dosis en la superficie externa de la piel.

Se puede observar cómo son modificadas las curvas de dosis absorbida por la rotación con la protección central. El resultado asume que la dosis axial se reduce pero ese no es un obstáculo para el método como se indica en párrafos anteriores.

Cuando el haz se rota un ángulo de 360° , todos los puntos a una distancia radial $r < r_0$, siendo r_0 el semiancho del bloque de cerrobend a la distancia del isocentro, bajo la protección, absorben una dosis mínima que es función de r_0 y cuya pendiente está determinada por la radiación dispersa, detalle, que se presenta más claro en la figura 11.

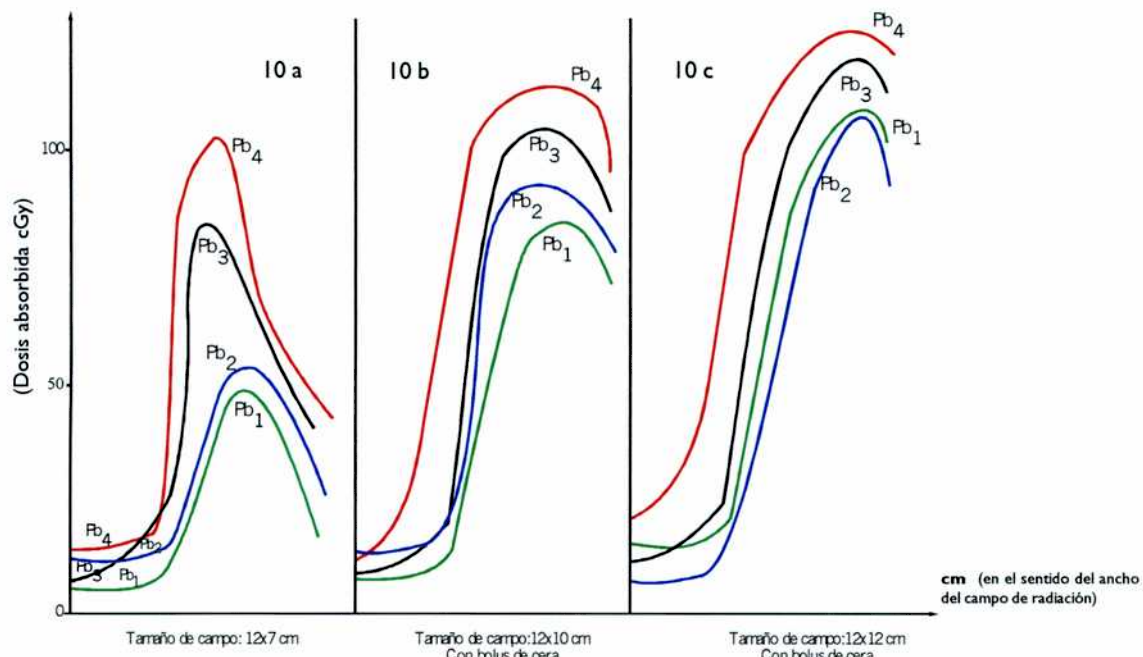


Fig. 10: En las figuras 10a, 10b y 10c, se compara la dosis absorbida para cada semiancho del campo de radiación con los 4 bloques de protección centrales. La distribución de dosis obtenida para un ancho de campo de 7 cm puede ser interesante para la localización de tumores muy pequeños, situados en un radio muy bien definido, por ejemplo, 3 cm, con una gran dependencia del tamaño del bloque, teniendo en cuenta la abrupta reducción posterior. Se observa la dependencia del ancho y del alto y del factor de transmisión del bloque protector en relación inversa al ancho del campo de radiación.

3) Mediciones en un fantoma de agua cilíndrico de 15 cm de diámetro

En las gráficas de la fig. 11 se muestran resultados de mediciones con distintos anchos del campo de radiación se observa el efecto de las distintas protecciones centrales. La distribución de dosis en profundidad para cada bloque central es una función del ancho del campo de radiación.

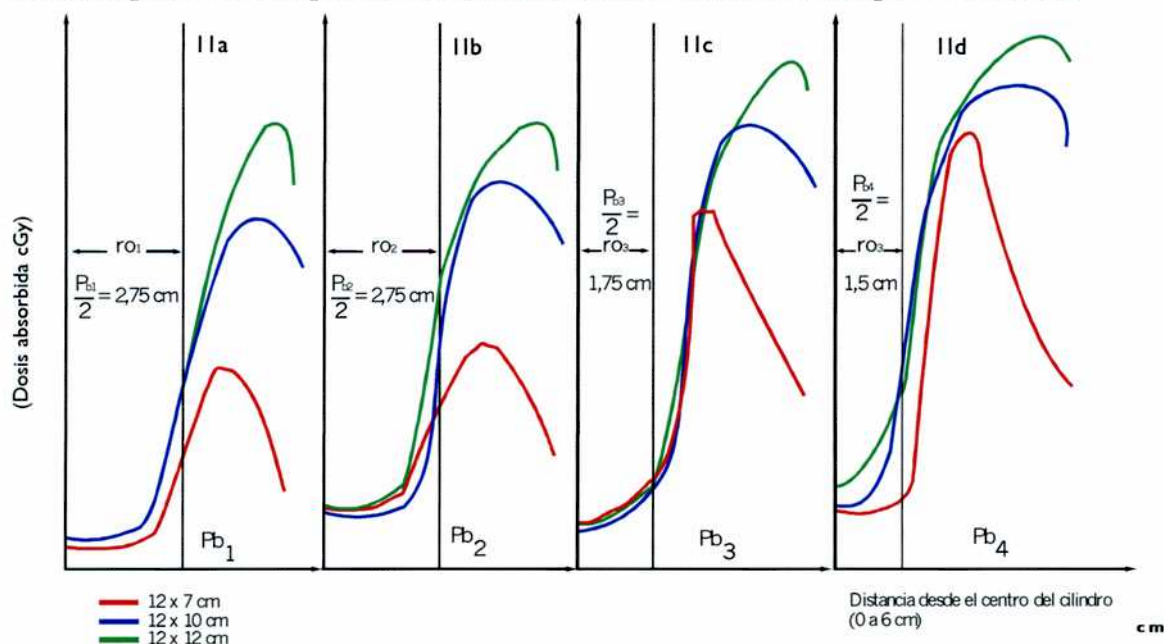


Fig. 11: En las figuras 11a, 11b, 11c y 11d se usaron bloques centrales diferentes. Se puede observar la distribución de dosis en profundidad para cada bloque central como una función del ancho de campo. r_{0i} es el semiancho del bloque de cerrobend a la distancia de isocentro.

Es importante observar la dependencia del gradiente de dosis cuando se pasa de la zona protegida a la zona libre de protección, con respecto a los distintos parámetros que se pueden modificar.

Las mediciones aquí mostradas se pueden optimizar para entregar una dosis absorbida uniforme en un tamaño adaptado al tumoral y provocar un gradiente importante fuera de volumen blanco variando los parámetros usados.

Cuando $r > r_0$ la variación de dosis radial después de una rotación de 360° tiene un máximo. Su posición depende del tamaño del ancho del campo.

Es de especial interés analizar el caso en que la dosis absorbida tiene un valor constante dentro de un porcentaje aceptable independiente de r (para $r > r_0$), ya que puede ser utilizado para lesiones a un dado valor de r que pueda ser asignado a las necesidades de cada lesión.

En la medida en que se va aumentando el ancho del fantoma se puede llegar a obtener una mayor variación de los parámetros intervinientes para obtener una optimización de la distribución de dosis en la distribución geométrica tridimensional de interés y entregar una dosis uniforme al volumen blanco. Independientemente de esto, las curvas de dosis absorbida para un cilindro regular con agua, de 15 cm de diámetro, son como era de esperar, similares en su comportamiento a las de los fantomas de menor diámetro, pero mejoran el efecto de meseta que es de mucho interés.

Casos particulares tratados con la técnica de protección central

CAPITULO III

TRATAMIENTO DE UNA EXTREMIDAD

3.1 INTRODUCCIÓN

El tratamiento con la técnica de protección central se introdujo en el centro de radioterapia en el que me desempeñé como especialista en física de la radioterapia cuando sólo disponíamos de Rayos X provenientes de un Acelerador Lineal de 6 Mev. El paciente que requería tratamiento radiante padecía del Mal de Kaposi [11], [70] y tenía afectadas las extremidades inferiores en toda su extensión. No existían en el país Aceleradores Lineales con emisión de electrones y tampoco hubiera constituido el tratamiento más adecuado dada la extensión de la lesión y la circunferencia que abarcaba. Un tratamiento radiante con electrones implicaba campos de radiación con electrones adyacentes [64], [74] que tenían posibilidades de extensos límites sub ó sobredosados. Existía muy poca literatura sobre el tema y sólo lo encontré mencionado en la separata de una revista [75]. En realidad la existencia de precedentes influyó en que me pusiera a investigar y a construir los elementos que me permitirían medir y obtener los primeros resultados experimentales antes de su aplicación en pacientes.

A través de los éxitos obtenidos en los tratamientos surgió el interés por investigar su utilización que considero que tiene aún más posibilidades que las que yo abordé hasta el momento; muchas zonas superficiales afectadas por lesiones tumorales pueden ser parte de superficies cilíndricas de distinto radio y estar situadas alrededor de órganos nobles que es necesario proteger, por ejemplo, el riñón. Hasta el momento la aplicación en pacientes se restringió al tratamiento de las extremidades en la enfermedad de Kaposi para la protección de la parte ósea, a zonas de cabeza y cuello, sobre todo para la protección de médula ósea, a la mama, para la protección del pulmón y fundamentalmente al tratamiento del mesotelioma pleural para la irradiación del menor volumen de pulmón posible compatible con la posibilidad de aumentar la dosis entregada al volumen de la lesión.

En este capítulo de tratamiento de extremidades se hace una diagramación esquemática sucesiva de cómo se sucedieron los pasos para implementar el tratamiento del primer paciente que menciono. Se construyó un yeso en la extremidad del paciente (fig. 12a), que permitió luego modelar el fantoma (fig. 12b-12c) que se usaría en las mediciones.

Se buscó aquella posición de la pierna en que el eje óseo se mantuviera paralelo a la mesa de tratamiento inmovilizando entonces la posición del paciente.

Es importante destacar que el análisis de las mediciones en fantomas cilíndricos que se relata en el capítulo anterior puede no ser el más adecuado en primera instancia para ese paciente pero aporta una gran experiencia al físico-médico y un contacto profesional con el paciente, no desde el punto de vista médico pero sí en la dirección de los objetivos que se plantea el radioterapeuta. La posibilidad de discutir en conjunto las modificaciones de un tratamiento es benéfica en toda interdisciplina y sobre todo en ésta que se encuentra extremadamente vinculada a la atención del paciente.

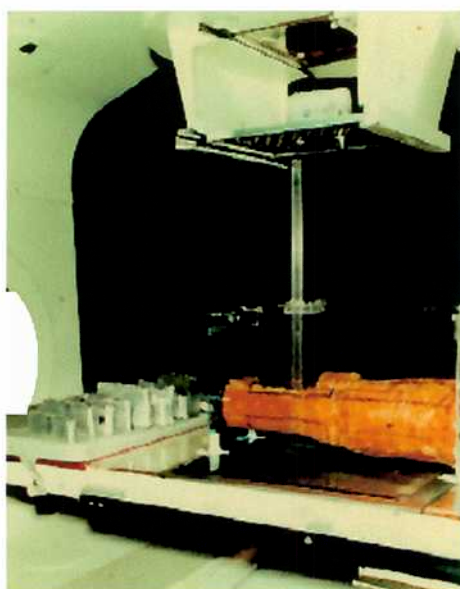
3.2 MEDICIONES EXPERIMENTALES

Usamos el fantoma de agua (fig. 12b-12c) correspondiente a las dimensiones de la pierna, en el que se deben considerar formas cilíndricas de distinto diámetro.

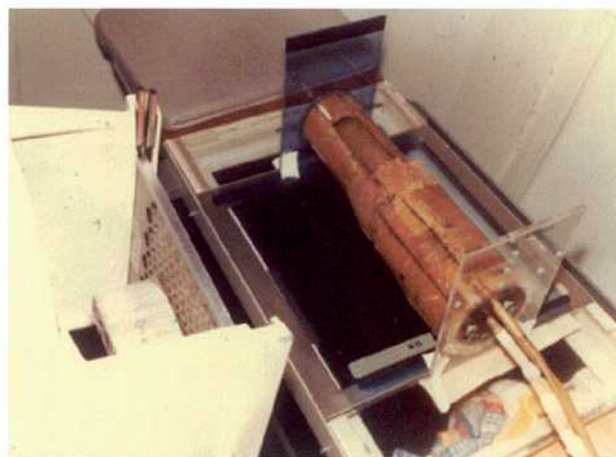
Se puede observar en la fig. 12c la introducción de dos cámaras de ionización a través de los agujeros de una sección de mayor diámetro y en la fig. 12b otra cámara sostenida por un soporte externo en la menor dimensión. El fantoma está rodeado de bolus para lograr el máximo de la dosis en las paredes externas del mismo evitando la zona inicial de gradiente de dosis.



a) Yeso en el paciente sobre cuya base se prepara el fantoma que reproduce la pierna y el bolus adaptado no dejará espacios de aire durante el tratamiento.



b) Fantoma de agua exactamente igual a la pierna del paciente más el bolus de cera que lo rodeó. Se pueden observar las distintas protecciones que se usaron y las mediciones con la cámara introducida longitudinalmente en el fantoma.



c) Mediciones con cámaras de ionización en los agujeros laterales, en dirección radial.

Fig. 12: Algunos elementos utilizados para la preparación de la irradiación de la superficie exterior de la pierna.

3.3 TRATAMIENTO EN EL PACIENTE

Un bolus idéntico se utilizó en el paciente para obtener la dosis máxima en la superficie epidérmica a la profundidad de interés.

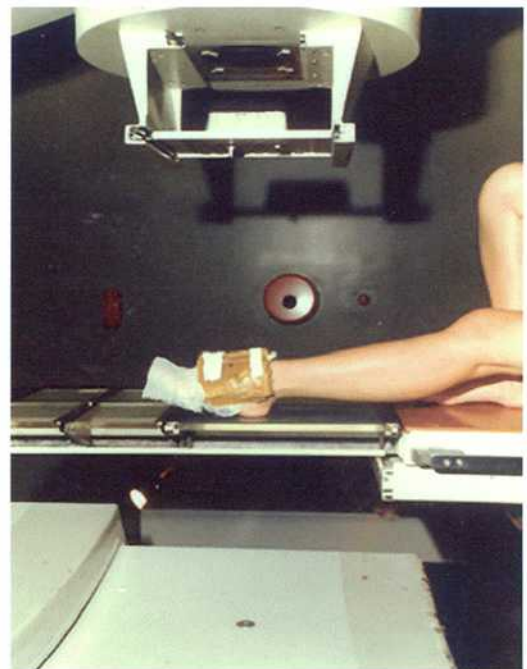
Después de varias combinaciones se obtuvo la mejor opción de bloques para entregar la máxima dosis a la superficie cilíndrica irregular de la pierna que estaba afectada, desde la rodilla al tobillo.

El paciente fue tratado 3 veces por semana con dosis de 3 Gy por sesión y después de un mes, en que había recibido 36 Gy no se observaba lesión en esa zona. Sin embargo, aparecieron lesiones en la otra pierna, en un pie y en el muslo que fueron tratadas con la misma técnica y muy buenos resultados y después de un seguimiento de un año no hubo recurrencias [4], [53].

El tratamiento se puede aplicar a lesiones más pequeñas y en oportunidades se combina con terapia de electrones. La componente fotónica cumple en casos una acción desinflamatoria, además de que con esta técnica agrega la protección ósea.



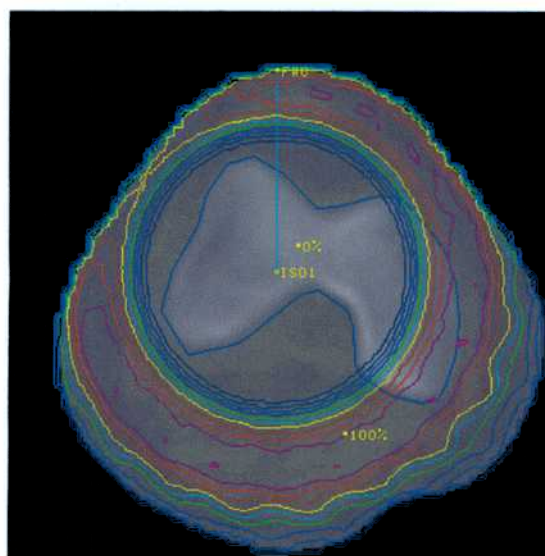
a) Posicionamiento del bolus para aumentar la dosis en el tratamiento de una lesión superficial anterior en pie. Se abarcó un ángulo de 200°.



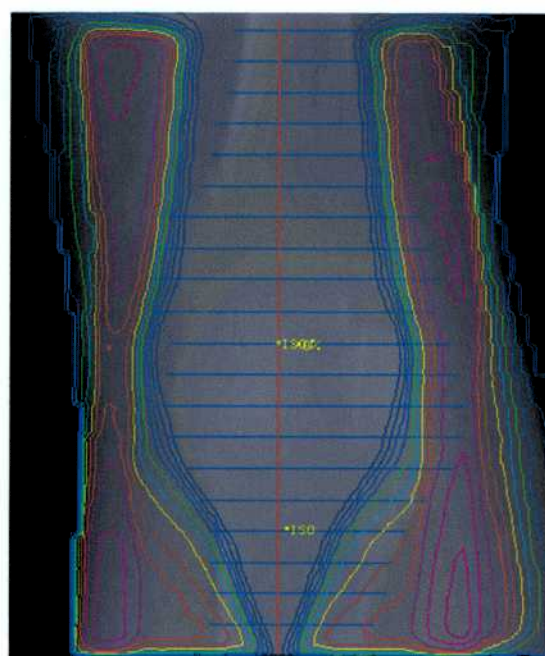
b, c) Distintas posiciones del equipo de tratamiento con protección central.

Fig. 13: Aplicación del tratamiento en la zona anterior superficial del pie con protección ósea.

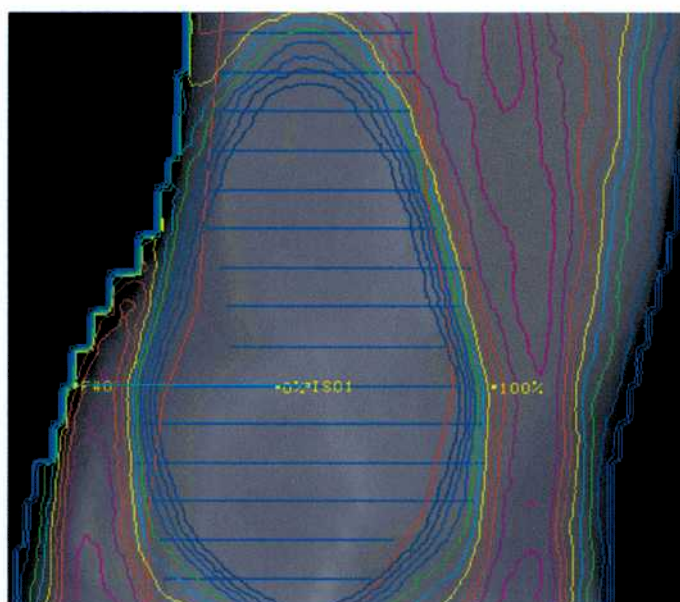
3.4 PLANIFICACIÓN COMPUTARIZADA EN SECCIONES BIDIMENSIONALES Y EN ESPACIOS TRIDIMENSIONALES



a) Planificación en un corte axial para proteger la región ósea e irradiar el tejido circundante.



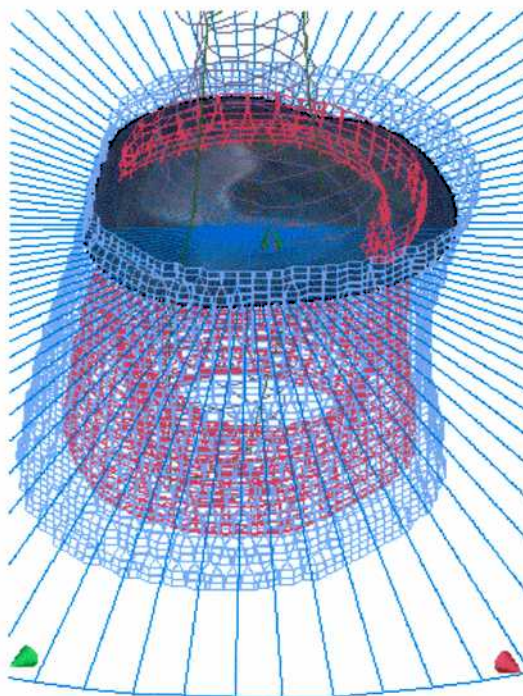
b) Corte coronal de la pierna con la misma planificación.



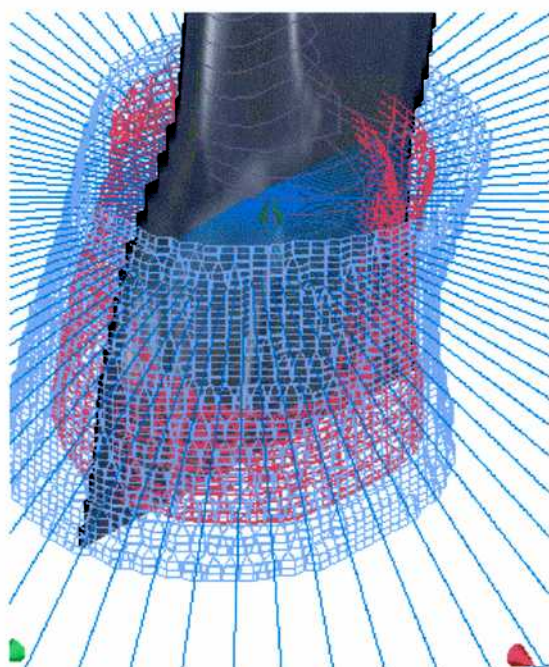
c) Corte sagital de la pierna en el que se puede observar el mismo efecto.

Fig. 14a,14b,14c: Vistas de la planificación en corte axial, coronal y sagital de una pierna. Las líneas horizontales azules en las reconstrucciones coronal y sagital corresponden a la marcación ósea en cada corte axial.

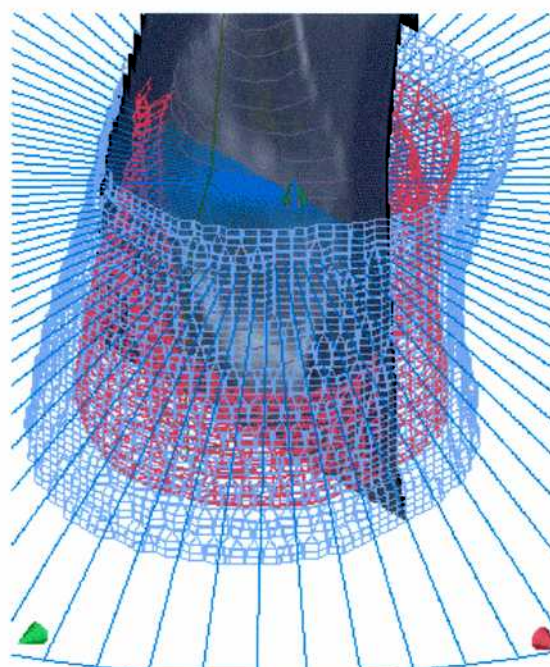
Se observa en la fig. 14 el aumento de la dosis de adentro hacia fuera, un anillo del 100% de la dosis y una nueva reducción. Dado que la protección es regular y el hueso no tiene forma uniforme una parte del mismo recibe una alta dosis, pero un histograma mostraría que el porcentaje es despreciable. Por otra parte una protección conformada resolvería esta situación aunque exigiría rotaciones de pequeños ángulos en los que tuviera validez esa conformación.



d) Imagen tridimensional sobre un corte axial.



e) Imagen tridimensional sobre un corte sagital de la pierna.



f) Imagen tridimensional de ubicación en el espacio.

Fig. 14d, 14e, 14f: Planificación 3D efectuada en los tratamientos radiantes actuales que se basa en la introducción de imágenes generalmente axiales, que se han obtenido con el paciente inmobilizado en la posición en que se hará el tratamiento.

En las imágenes tridimensionales se muestra en un entramado azul la forma de la pierna reconstruida en base a cortes tomográficos axiales; este entramado permite ver los cortes axial (fig. 14d), sagital (fig. 14e) y una imagen espacial (fig. 14f) en la intersección de los planos axial, sagital y coronal. El entramado rosa corresponde a la superficie del 100 % de la dosis. Se observa la conformación de esa superficie en forma de cilindro irregular coincidiendo con la región muscular externa afectada. El gradiente de dosis hacia adentro se reduce abruptamente como se ve en las figuras bidimensionales 14a, 14b y 14c.

CAPITULO IV

TUMORES DE LA CABEZA Y EL CUELLO

4.1 INTRODUCCIÓN

Existen lesiones tumorales en la zona de cabeza y cuello, a poca profundidad, bien definidas en los tratamientos de terapia radiante en que debemos abarcar esas lesiones, y es necesario minimizar la irradiación a veces en la médula, a la altura del atlas, en las primeras vertebrales cervicales o en zonas de riesgo [25], [26], [30], [38], [45], [67].

Ejemplos:

El isocentro del haz de radiación se coloca en médula y se utiliza un bloque de cerrobend de características tales que permita proteger médula durante toda la rotación y obtener una sumatoria de dosis en una especie de aro de interés que incluye los ganglios.

En el caso en que el tumor se encuentre muy cercano a la médula debemos emplear un bloque de protección suficientemente angosto para abarcar la lesión pero teniendo en cuenta la limitación originada por la mayor dosis secundaria que llega a la médula al reducir el espesor del bloque protector.

4.2 EXPERIENCIA

Para la irradiación de áreas ganglionares en el cuello, por ejemplo, se construyó un fantoma (fig. 15) con la forma del mismo y que incluso contemplaba el posicionamiento con la almohada que usó el paciente [84]. Existían distintos agujeros para introducir las cámaras de medición y los que no se utilizaban eran tapados con material semejante oara no tener influencia del aire. De esta manera se efectuaron mediciones en distintas posiciones con y sin protección central (fig. 15b y 15a) para obtener valores de dosis relativos. Se comprobó que si la lesión se encontraba en la zona de diámetros semejantes se podía usar los valores de las curvas obtenidas para fantomas cilíndricos y de lo contrario valores experimentales.

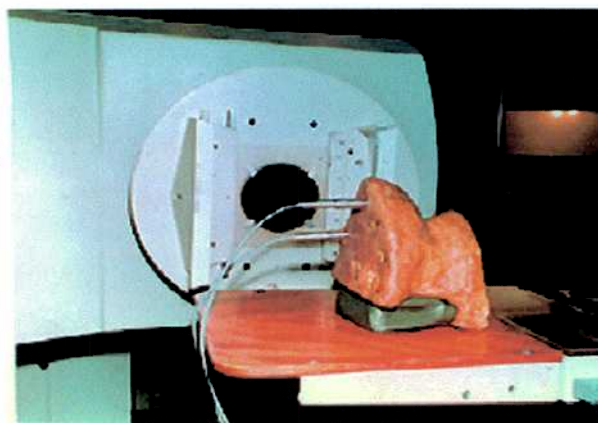


Fig. 15a: Mediciones sin protección.

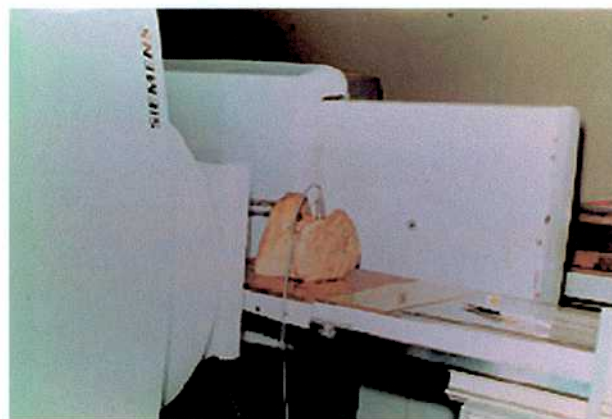


Fig. 15b: Mediciones con protección.

Fig. 15: Distintas posiciones del fantoma de cuello y variación de las mediciones de acuerdo al parámetro almohada o camilla plana.

En el paciente se deben realizar verificaciones radiográficas (fig. 16a y 16b) durante el tratamiento radiante en distintas posiciones angulares para asegurarse de que se está evitando la irradiación de la médula, dado que la estructura medular no es recta. La posición del paciente para tender a mejorarla es de mucha importancia así como su repetibilidad.

En estas zonas nos encontramos con una deformación mayor del volumen concéntrico cilíndrico, comparando con lo que sucede en las extremidades, salvo en la zona del cuello que tiene un radio más constante. El volumen tumoral puede estar a distancias distintas del eje medular, que además no es recto, por lo cual no es suficiente tomar analogías radiales estrictas sino que se debe recurrir a mediciones en fantomas ó en el propio paciente, cuando sea posible.

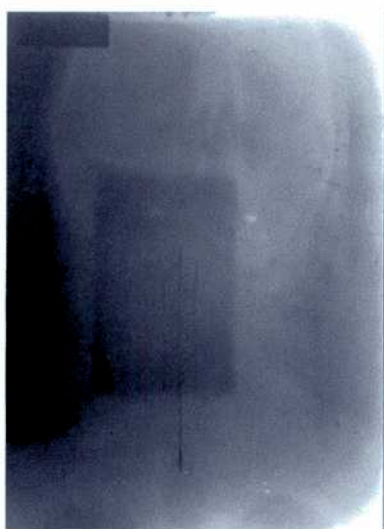


Fig. 16a: zona sin protección.

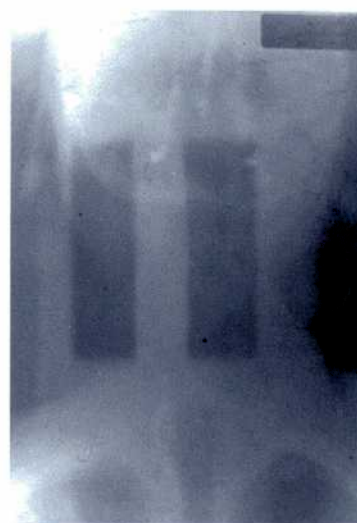


Fig. 16b: zona con protección.

Fig. 16: Radiografías de verificación en el equipo de tratamiento: Este es un ejemplo de como se prepara el tratamiento del paciente en el propio equipo de irradiación. La primera radiografía muestra la zona (fig.16a) y en la segunda (fig.16b) está protegida la médula y colocado el isocentro a la profundidad a la que se rotará.

4.3 PLANIFICACIONES COMPUTARIZADAS EN CUELLO

Actualmente con la planificación computarizada tridimensional se hace más sencillo lograr planificaciones en que se contemple la irradiación con altas dosis en volúmenes pequeños y una notable reducción de la dosis en las zonas a proteger. Aquí vemos un ejemplo de esta situación en el que se da por sentado que la tomografía computada que se introduce en el programa se efectuó con el paciente inmobilizado en la posición en la que luego hará el tratamiento radiante. Se observa en la fig. 17a la planificación en un corte tomográfico axial, a la altura del cuello, donde se ve una zona central marcada alrededor del * iso centro de la fig. 17a que es la que se quiere proteger con un bloque central durante el tratamiento radiante rotatorio. El resultado es una curva del 20% de la dosis que encierra esa zona e inmediatamente un aumento de la misma al 100% en un anillo envolvente de la región que nos interesa irradiar. Posteriormente se produce una nueva reducción. El volumen abarcado con alta dosis de radiación es mucho menor que el que correspondería a un tratamiento clásico de campos de radiación laterales y opuestos en los que la introducción de una protección medular dejaría subdosada parte de la lesión.

Las diferencias con un modelo matemático se deben a que las secciones axiales de cabeza y cuello son cilíndricas circulares, pero en ellas los radios de las secciones contiguas varían continuamente.

Las curvas experimentales de dosis absorbida son una buena aproximación si, para un gran número de fantasmas diferentes, por ejemplo, que representen cuello, mama, pierna, etc., y teniendo en cuenta todos los parámetros mencionados, existe un acuerdo entre la dosimetría individual, o sea con reproducción idéntica fantoma-paciente y la dosimetría general obtenida por representaciones cilíndricas, del orden del 5 %.

Sin embargo cuando se estudia esta técnica para un paciente individual, las relaciones más significativas son: 1) estudio de las zonas que requieren máxima dosis y de los órganos que deben ser protegidas [45]; 2) distancia entre las zonas mencionadas, o sea gradiente de dosis; en definitiva se trata del estado de la interfase para ver las diferencias de la misma con una función escalón. Estos son los elementos que nos permiten decidir el tamaño de la protección y el ancho del campo de radiación para cada estructura aproximadamente cilíndrica. Estas consideraciones que tuvieron importante validez cuando, como en los casos que comienzo estudiando, no se conocía por lo menos en nuestro país la planificación computarizada tridimensional, siguen siendo de utilidad cuando se usan en la actualidad en programaciones computarizadas en las que el físico interactúa con el programa [83].

Se comienza a planificar con una relación inicial entre bloque y tamaño del ancho del campo de radiación determinado por el diámetro del cilindro interno, que podríamos designar como a proteger, y el aro envolvente, a irradiar. En la medida en que ambas estructuras se diferencian de las formas regulares, también dejarán de ser regulares las protecciones centrales, tanto en su ancho a lo largo del cuerpo, como también en su factor de absorción, y el ancho exterior del campo de radiación será modificado por protecciones externas.

En el fantoma de la figura 15 se pueden observar modificaciones de las zonas de medición, de colocación y la importante variación de profundidades que se manejan en la zona del cuello, aún sin incluir que las lesiones pueden tener cualquier ubicación y extensión. El caso real del paciente al que reproduce corresponde a una reirradiación de la zona izquierda del cuello y el paciente ya había recibido la dosis máxima permitida en médula por haces de radiación anteriores y laterales. Se entregó por esta técnica una sobredosis válida para el tratamiento de la lesión, agregando una dosis mínima en la médula, donde se colocó la protección y el isocentro del haz de radiación.

CAPITULO V

TRATAMIENTO DE UN SARCOMA DE MAMA

La primera oportunidad en que se aplicó este tratamiento correspondió al caso de una paciente que había sufrido una mastectomía posterior a una irradiación en la mama [6], [27], [50] y cuatro operaciones posteriores en el curso de un año pero su tumor seguía creciendo. Tenía una lesión superficial, [36], [69] se quería irradiar una envoltura cilíndrica de unos 3 cm de espesor, que se extendía desde la línea media anterior del tórax hasta la parte posterior y el ángulo que abarcaba considerando un margen en ambos extremos de la lesión visible, era de 220° , como se puede ver en la fig. 18.

Hemitórax esquemático de simulación para la paciente mastectonizada

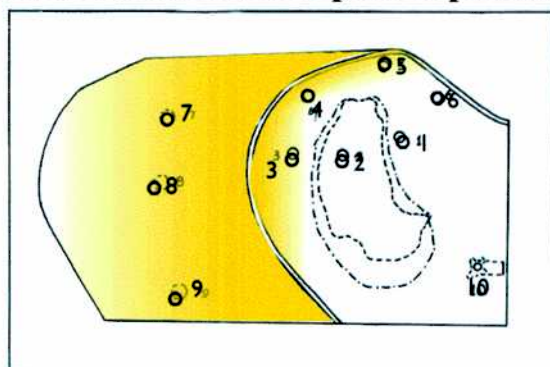


Fig. 18: Lesión: sarcoma de mama

Regiones a ser protegidas: pulmón (punto 2) - médula ósea (punto 10)

Las zonas de máxima concentración de dosis son alrededor de los puntos: 3, 4, 5, 7 y 8.

Las zonas de posible invasión tumoral en el tejido envolvente son: 1, 6 y 9.

Las zonas de protección corresponden a pulmón y médula ósea: 2 y 10.

Debido a que la superficie del pulmón [16], que se correspondería teóricamente con el cilindro interno, no es regular y se encuentra a distintas profundidades del contorno externo de la paciente fue necesario modificar el isocentro para los diferentes arcos de rotación de la radiación. Además había que encontrar una solución de compromiso entre el hecho de que la lesión tenía pocos cm. de profundidad y llegaba a la superficie con la importancia de preservar el tejido epidérmico para alcanzar una dosis de radiación muy alta.

Con esta técnica se entregó 73,5 Gy en el volumen tumoral [82] (ver tabla 2) que incluía un margen sin que se produjeran complicaciones en la piel y se agregaron campos tangenciales para completar 80 Gy en el volumen de la lesión. La dosis integral se redujo notablemente a pesar del aumento de la dosis absorbida pues el volumen irradiado estaba configurado a la forma de la lesión.

La planificación elegida consistió en tres arcos parciales contiguos (tabla 1), con distinto isocentro, y con una superposición determinada, que consistió en comenzar el arco siguiente unos pocos grados antes de lo que había finalizado el anterior, para compensar la llegada a un punto de solamente una parte del ancho del campo de radiación.

Técnica: 3 arcos radiantes continuos de rotación con protección central

TAMAÑO DE CAMPO: 14 X 10 cm

	ANGULO	ISOCENTRO
1° ARCO	60° (desde -50° hasta + 10°)	PULMON (PUNTO 1)
2° ARCO	100° (desde 0° hasta 100°)	PULMON (PUNTO 1)
3° ARCO	90° (desde 95° hasta 185°)	PULMON (PUNTO 2)

Tabla 1: arcos de radiación consecutivos en el tratamiento de la mama.

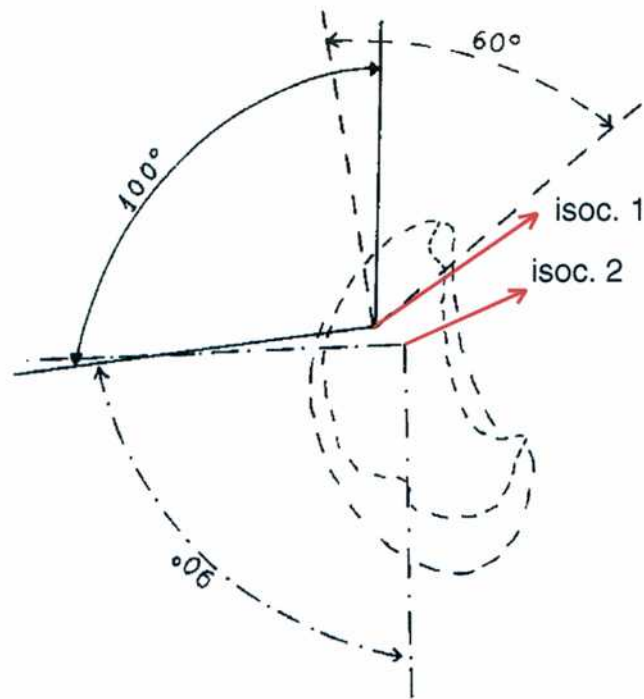


Fig. 19: Esquema de la planificación del tratamiento con arcos de radiación y dos isocentros ubicados en el pulmón.

En la fig. 20 se muestran el fantoma, los puntos de medición, las cámaras de medición, y el acelerador lineal durante cada irradiación rotacional con el bloque de protección. Con una cámara de ionización se mide la dosis acumulada en el pulmón, órgano a proteger en este caso, y con la otra cámara se mide la dosis acumulada en una zona que requiere una dosis tumoricida, según el esquema de la fig. 19.

El fantoma antropomorfo que se utilizó para las mediciones fue construido reproduciendo el tórax de la paciente y los pulmones en base a una radiografía de tórax. Los campos de radiación tenían protección central.

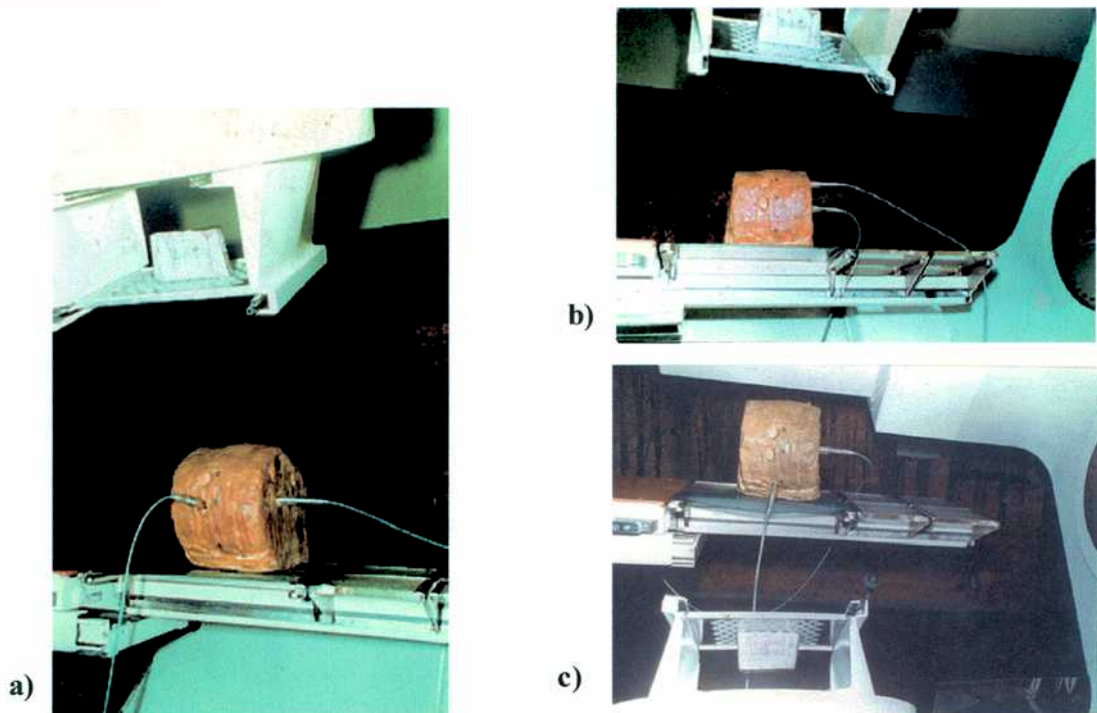


Fig. 20: Figuras del fantoma utilizado, con la protección y los distintos arcos, en situación de medición con cámaras de ionización en el pulmón y en diferentes puntos de la zona de interés, que se muestran en las figuras a, b y c.

Dosis absorbida en cada punto

	Dosis absorbida en el 1 ^{er} arco (cGy)	Dosis absorbida en el 2 ^{do} arco (cGy)	Dosis absorbida en el 3 ^{er} arco (cGy)	DOSIS TOTAL (cGy)
PULMÓN	335	400	350	1085
MÉDULA OSEA	Dosis Despreciable			
LESIÓN EN MAMA	1600	3300	2450	7350
ZONAS DE POSIBLE INVASIÓN TUMORAL	1290	1960	1580	4830

Tabla 2: Dosis absorbida en función de las zonas y los arcos de radiación

La alternativa de este tipo de tratamiento la constituye la irradiación con electrones cuya energía depende de la profundidad a que se quiere llegar. Sin embargo no es una solución sencilla técnicamente cuando es necesario abarcar un volumen tan grande que requiere de la rotación para su abordaje total [44], [47], [48] y [63].

Para rotar el acelerador lineal emitiendo electrones es imprescindible hacerlo alrededor de un isocentro y esto exige eliminar los conos de radiación de electrones con lo cual en la medida que se gira el equipo existe una contribución de rayos X que puede ser importante e inconveniente cuando se quieren alcanzar altas dosis [77].

La posibilidad del tratamiento utilizando electrones [55] exigía campos de irradiación consecutivos, cada uno con protecciones especiales, y presentaba la dificultad de obtener una uniformidad de dosis en campos adyacentes, así como la de colocarlo en una posición de inmovilización del paciente que permitiera el apoyo de los conos para el tratamiento con electrones, en la que en ciertos ángulos habría dificultades por colisión con el brazo de la paciente y con la mesa de tratamiento [66], [73].

CAPITULO VI

TRATAMIENTO DE LA PLEURA

6.1 INTRODUCCIÓN

La irradiación del mesotelioma pleural [43], [51], [68], [81] con altas energías de fotones implica la irradiación de una región muy delgada que cubre el pulmón que es un órgano de riesgo. La pleura (fig. 21 y fig. 22) desempeña respecto del pulmón el mismo papel que una ventosa aplicada sobre una delgada lámina de caucho.

Una pequeña capa de pulmón contigua a la pleura siempre es abarcada con una dosis de radiación alta independientemente del método de irradiación, por ser parte del volumen blanco que tiene en cuenta el movimiento de los órganos que origina los desplazamientos de la pleura.

Incluso la cavidad pleural puede adquirir dimensiones relativamente considerables que producen el efecto de ensanchamiento de la jaula torácica del lado enfermo, y todos estos elementos deben ser analizados por el radioterapeuta y el físico, para que el volumen blanco contemple el movimiento de los órganos antes de la planificación de un tratamiento y evaluados durante el mismo [78].

ESQUEMA DEL
VOLUMEN PLEURAL

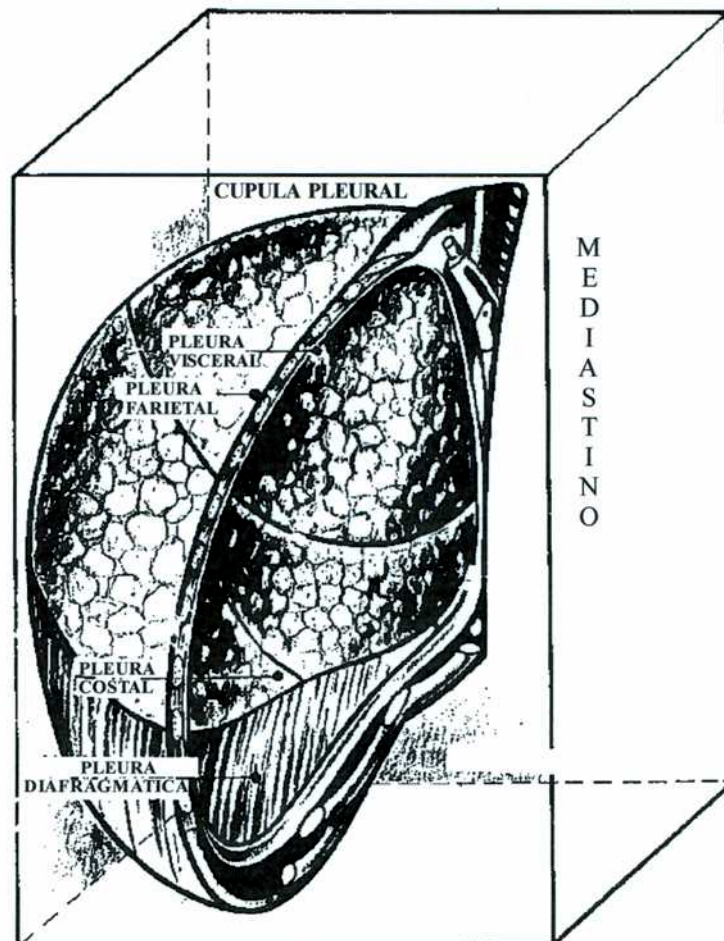
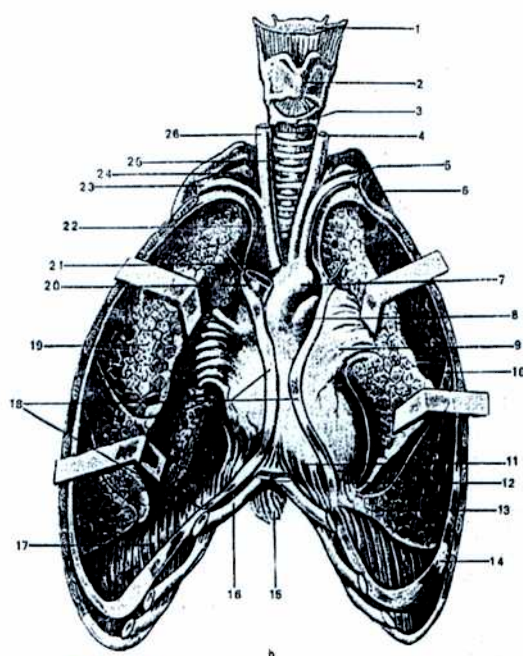


Fig. 21: Vista de distintas partes de la pleura.



Pulmones, aspecto anterior. Los bordes anteriores han sido atraídos hacia fuera, se ve la cara del mediastino (según R. Sinélnikov)

- | | |
|---|-----------------------------------|
| 1- hueso hioideo | 13- llingula pulmonar izquierda |
| 2- cartilago tiroideo | 14- pleura costal |
| 3- cartilago cricoideo | 15- proceso xifoideo |
| 4- a. carótida común izquierda | 16- VII cartilago costal |
| 5- a. subclavia izquierda | 17- pleura diafragmática |
| 6- costilla | 18- lugar de sección de la pleura |
| 7- arco de la aorta | 19- pulmón derecho |
| 8- tronco pulmonar | 20- V. cava superior |
| 9- continuación de la pleura pulmonar en la pleura mediastínica | 21- pleura mediastínica |
| 10- pulmón izquierdo | 22- tronco bronquiocefálico |
| 11- pericardio | 23- a. subclavia derecha |
| 12- ápice (vértice) del corazón (relieve) | 24- cúpula pleural |
| | 25- tráquea |
| | 26- a. carótida común derecha |

Fig. 22: En la figura extraída del atlas de R. Sinélnikov se observa la interrelación entre pleura y pulmón.

Toda planificación radiante debe considerar la entrega de una dosis uniforme en el volumen pleural y también la influencia de pequeñas variaciones en los diferentes parámetros tales como el ancho de la protección pulmonar, las cuñas, el posicionamiento del paciente, los tamaños de los campos de radiación, etc.

6.2 DISTINTAS TÉCNICAS DE IRRADIACIÓN

Se describirán distintas técnicas para la irradiación del mesotelioma pleural de las que mencionaré las más importantes:

a) La técnica fue variando desde rotaciones con arcos como en el caso expuesto en el capítulo de irradiación de la mama, pero rápidamente se vio la necesidad de conformar el bloque de protección de acuerdo a la amplitud del pulmón que se ensancha en los cortes sagitales moviéndolos de la cabeza a los pies. La diferencia fundamental radicaba en que la lesión de la misma si bien era muy extensa se mantenía siempre externa de un solo lado del pulmón, mientras que la pleura la envolvía completamente. Por otra parte se da el hecho de que la pared pleural no es una capa cilíndrica y que la adaptación a esa forma originaba la irradiación de algo así como un anillo envolvente del pulmón que contiene tejido sano. Sin embargo la relación entre el volumen irradiado y el volumen total del pulmón arroja un histograma de dosis acumulada en función del volumen total del pulmón totalmente aceptable aun teniendo en cuenta las variaciones del volumen del pulmón con la respiración y el movimiento del diafragma.

b) 3 campos de radiación estáticos, 2 anterior y posterior y el tercero lateral; el lateral puede ó no tener el mismo centro que los otros dos campos, pueden ó no llevar cuñas y son todos campos conformados por la protección del pulmón.

c) Combinación de técnicas estáticas con protección pulmonar antero posterior con técnicas rotatorias transversales.

d) Combinación de técnicas estáticas con protección pulmonar antero posterior con técnicas rotatorias sagitales.

Las dos últimas técnicas de tratamiento se estudiaron con planificaciones tridimensionales en el capítulo VII.

Las mediciones de dosis en el caso de la pleura se hicieron con fantomas sólidos.

Se usaron 3 tipos de fantomas:

1) el primero reproducía exactamente el tórax de una paciente con su forma y densidad muscular y pulmonar trasladados mediante radiografías ortogonales; el pulmón se confeccionó con una mezcla de telgopor y parafina, mientras que el tejido muscular se reemplazó con cera. Tenía huecos cilíndricos, exactamente contenedores de las cámaras de ionización que se usaron en las mediciones, ubicados en pleura, pulmón y médula. Aquellos huecos que no se utilizaban en una medición por limitación del número de cámaras de ionización disponibles eran llenados por el material con la forma correspondiente para que no influyera el contenido de aire.

Se puede observar la similitud entre las radiografías del tórax de la paciente y del fantoma con los primeros ensayos (fig. 23) de un campo de irradiación rectangular con protección central para implementar esta forma de tratamiento.



a) Tórax de la paciente



b) Fantoma que reproduce el tórax de la paciente con los pulmones.

Fig. 23: Campos de radiación con protección central en el pulmón radiografiados tanto en el tórax como en el fantoma que reproducía el tórax de la misma.

2) el segundo fantoma (fig. 24) tomó formas geométricas definidas y el material semejante al tejido muscular fue de placas paralelas horizontales de luxite, de pocos mm de espesor que se superponían sin dejar capas de aire hasta lograr la longitud transversal deseada. Entre dos espacios con estas características se encerró el «pulmón» como un paralelepípedo de tergopol de dimensiones compatibles con la reproducción que se quería obtener. Este método permitió insertar placas radiográficas X'OMAT de verificación del tratamiento.

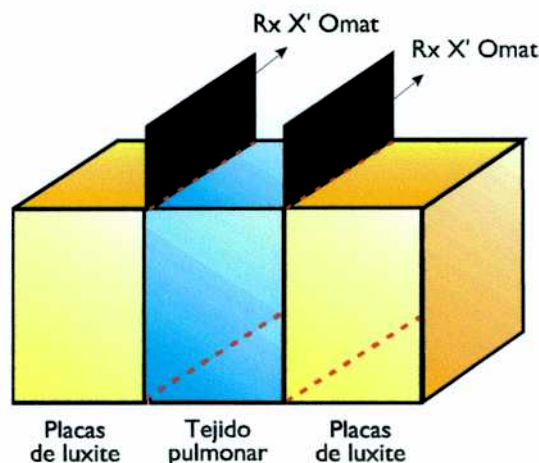


Fig. 24: Diagrama experimental para la medición densitométrica con placas radiográficas en la zona de intersección entre tejido muscular y tejido pulmonar.

3) El tercero fue un fantoma antropomorfo de cera (densidad $\sim 1 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$) (fig. 25) en el que se introdujo la cavidad pulmonar de telgopor de densidad $0,25 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$ semejante al pulmón. La cavidad pulmonar estaba rodeada de la pared pleural. Se efectuó un corte coronal que permitía abrirlo, extraer el pulmón y envolver la pleura con películas radiográficas como en el caso anterior.

Una vez que se hizo el tratamiento experimental, de acuerdo a la técnica acordada se leía la densidad óptica de las películas y se transfería a dosis para obtener la distribución de dosis de acuerdo a la posición. Estas técnicas de lectura densitométrica requieren de una precisión importante en el recortado de las placas radiográficas para que adopten la forma del volumen que envuelven, que queden completamente presionadas sin espacios de aire y que se lleve un registro exacto de la posición que ocupan para poder ubicar un sistema de coordenadas.

La tarea para llegar a resultados confiables puede realizarse con trozos de placas cortadas y ensobradas irregularmente de acuerdo al molde, en un cuarto oscuro ó convertir el recinto de tratamiento en un cuarto oscuro incluso en lo que se refiere a la luz incidente del campo de radiación. Para ello es necesario tomar medidas de posicionamiento e inmovilización del fantoma muy severas.



Fig. 25: Fantoma antropomorfo con corte coronal.

Análisis de la técnica de tratamiento del caso a)

Se experimentó con un fantoma semejante al tórax de la paciente como el que se utilizó en la técnica aplicada a la mama a pesar de la diferencia entre mama y pleura en cuanto a la forma en que envuelve al pulmón. Esta diferencia no es fundamental pues en la irradiación con la técnica de la protección central no se toma la pleura mediastinal por la conveniencia de reducir el arco y la misma se abarca con un campo mediastinal complementario.

En la medida en que se procuró conformar el volumen a irradiar poniendo el acento en la configuración del pulmón como órgano a proteger era necesario aumentar el número de los arcos de rotación cuyos ángulos estaban limitados por aquel que permitiera usar una misma protección (fig. 26). Un método que ayuda a mejorar la simetría de los arcos consiste en girar levemente el paciente para que el bloque de protección sea simétrico en su rotación alrededor de un eje paralelo al eje de rotación del gantry. Sin embargo se debe verificar si esto no trae complicaciones en el arco consecutivo.

El fantoma fue rotado en unos pocos grados alrededor del eje vertical del gantry para obtener un eje longitudinal del pulmón coincidente con el eje longitudinal del bloque.

En las rotaciones es necesario sacar radiografías en distintas angulaciones del gantry cuando se aplica el tratamiento al paciente, para verificar la protección del volumen pulmonar y la irradiación de la pleura envolvente con un margen que contemple el movimiento de los órganos y los errores del posicionamiento.

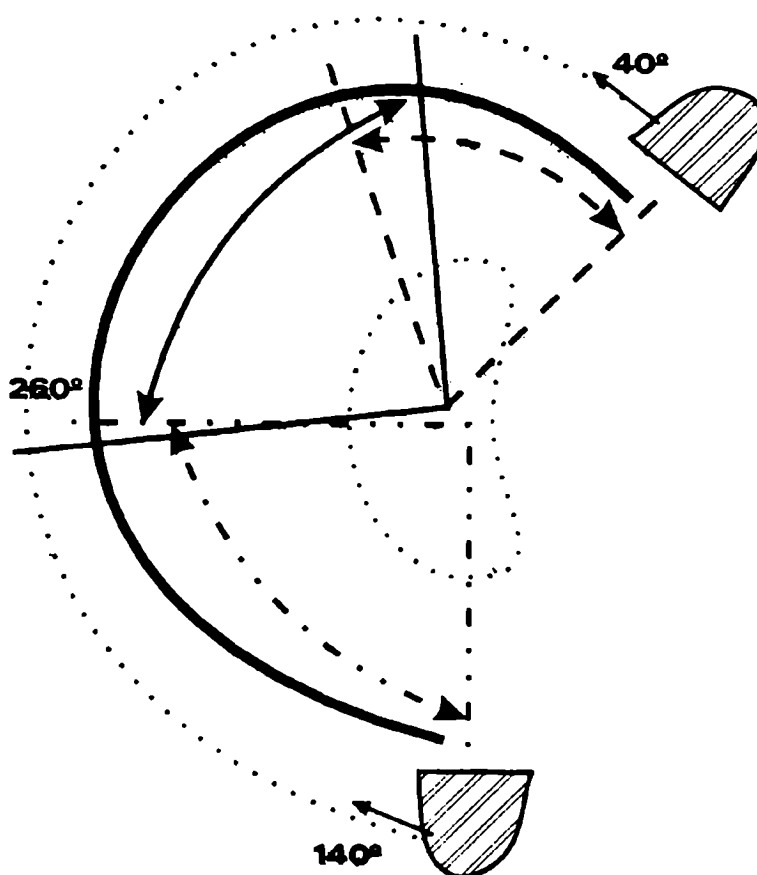


Fig. 26: Esquema de rotación con un campo de 16 x 14 cm² y bloques de protección conformados.

En la medida en que se reducían los ángulos de los arcos se consideró el pasaje a campos estáticos configurados primero con formas geométricas definidas [15] y es allí donde, para comenzar el estudio se utilizó el fantoma de placas paralelas.

Análisis de la técnica de tratamiento del caso b (campos estáticos)

La protección de pulmón por campos anterior y posterior implica que en las irradiaciones con los haces de radiación correspondientes no se irradia la envoltura pleural anterior y posterior del pulmón y sí las regiones pleurales laterales. Sin embargo tiene la importante ventaja a destacar de que permite irradiar interrumpiendo la protección en aquellas zonas en que las envolturas de los lóbulos pulmonares estén comprometidas. Para irradiar las envolturas anterior y superior de la pleura cubiertas en la irradiación antero posterior se ingresa con un campo lateral que tiene un bloque de cerrobend conformado para proteger el pulmón en el sentido sagital. El ancho de campo es ligeramente mayor para irradiar la región pleural protegida anteriormente.

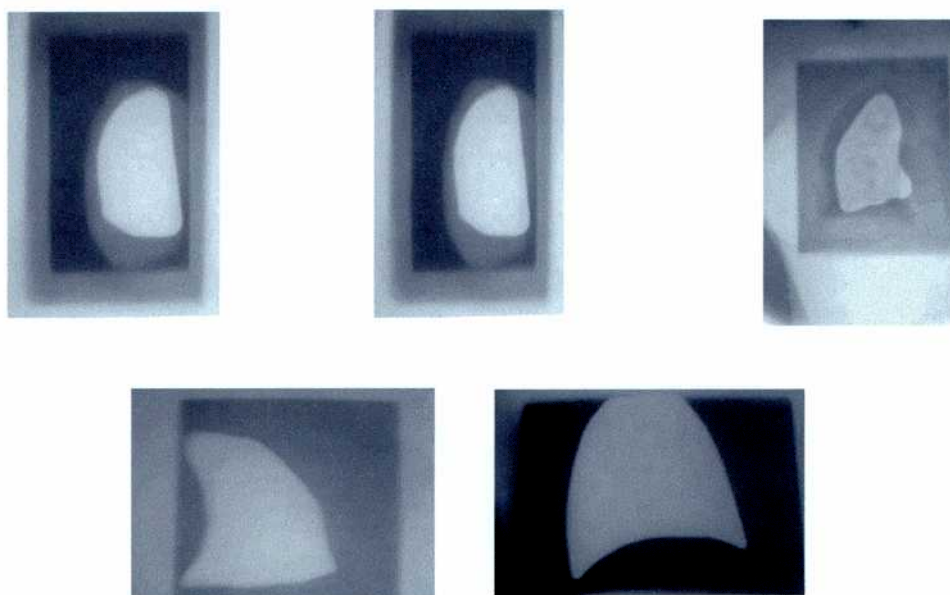


Fig. 27 - Radiografías de verificación del tratamiento en pacientes.

Las placas superiores de la fig.27 corresponden a la verificación del tratamiento con campos de radiación anteriores y posteriores. En todos los casos el recuadro corresponde al campo de radiación, que también se conforma exteriormente para que adopte la forma del volumen blanco. En este caso no se observa pues estamos en la etapa más importante que radica en modelar la pleura que no se ve radiológicamente.

Las zonas más claras, corresponden a la forma de la protección del pulmón y la irradiación de la pleura lateral y superior que se logra se distingue por el margen de pulmón abarcado.

Las placas inferiores son verificación de los campos de irradiación laterales, con protecciones mucho mayores de acuerdo a la dimensión anterior posterior del pulmón. También aquí nos guiamos por el borde anterior y posterior del pulmón observado en la imagen como margen del volumen abarcado e indicativo de la inclusión de la pleura.

Las radiografías no son nítidas porque se realizan con los equipos de tratamiento de energía de megavoltaje [34] muy superior a la de diagnóstico y con una técnica de doble disparo, en la cual después de abarcar el campo de irradiación con el bloque de protección, se retira el mismo y se abren los colimadores del acelerador lineal para que se vea el tórax y las estructuras debajo de la protección.

La profundidad a que se entrega una determinada dosis en el campo lateral no es una decisión sencilla, pues puede variar entre el comienzo lateral de la superficie costal de la pleura hasta su final en la zona del mediastino. La decisión se fundamenta en entregar la dosis indicada al volumen blanco y que llegue una dosis despreciable a los órganos de riesgo en el otro hemitórax sobre pequeñas franjas angostas superior e inferior.

El vértice superior de la pleura sólo se irradiará por campos anterior y posterior, que por lo tanto serán más altos que el campo lateral.

La envoltura pleural supradiafrágica es conveniente que tenga sólo contribución radiante antero posterior pues se puede diseñar mejor la configuración irregular de la misma con un margen que considere el movimiento del diafragma. Por lo tanto el campo lateral será más corto. Esto se analiza para cada paciente.

Todas las zonas de la pleura deben recibir la misma dosis total dentro de un porcentaje preestablecido. Existen 4 pequeñas secciones de intersección que recibirán aportes en ambas irradiaciones y que corresponden a los vértices latero superiores y latero inferiores, que no invalidan la técnica si se mantienen dentro de un margen razonable y el volumen es pequeño.

Las primeras experiencias se hicieron con campos anterior y posterior y un campo unilateral, cada uno con la protección conformada conveniente para ese campo estático.

Los parámetros que se variaron fueron como se detalla en la fig. 28

α) Cuñas de 60° para los campos anterior y posterior.

β) « « 45° « « « « « «

γ) Sin cuñas en los campos anterior y posterior y reducción en 2 cm de su longitud, para eliminar las intersecciones.

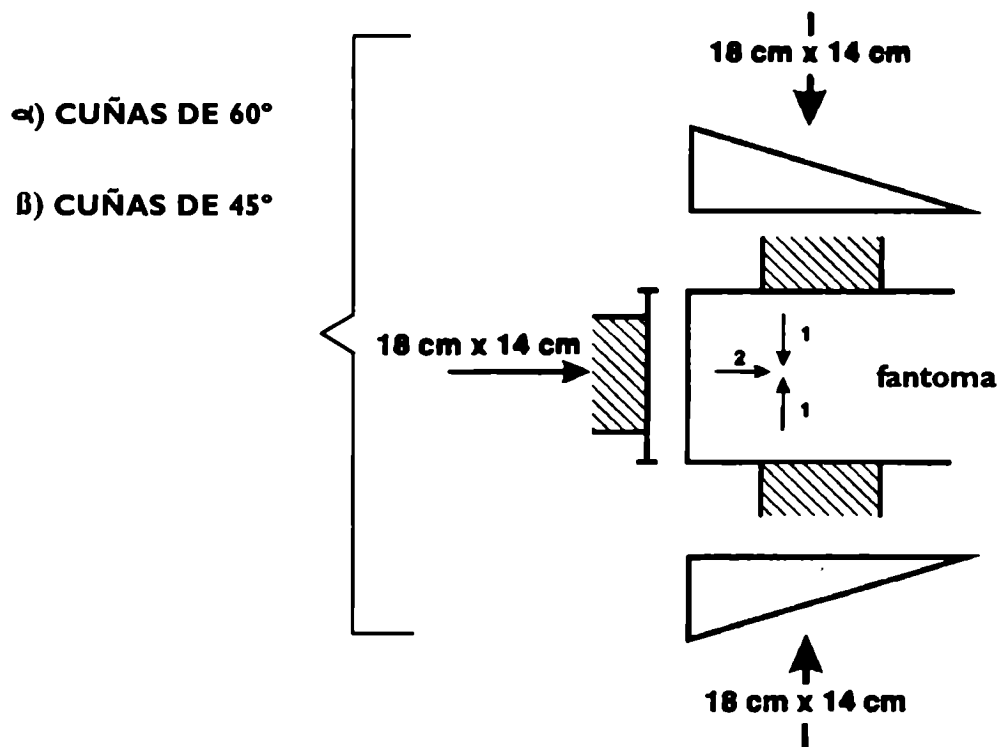
Como ya se mencionó en todos los campos de radiación se tuvo en cuenta que el peso de la dosis por las entradas anterior y posterior era igual al peso de la dosis por incidencia lateral pues se abarcaba distintos volúmenes.

Se debe investigar en cada caso las superposiciones posibles en las aristas de los campos para eliminarlas. Esto se puede conseguir reduciendo alternadamente cada borde para homogeneizar la dosis.

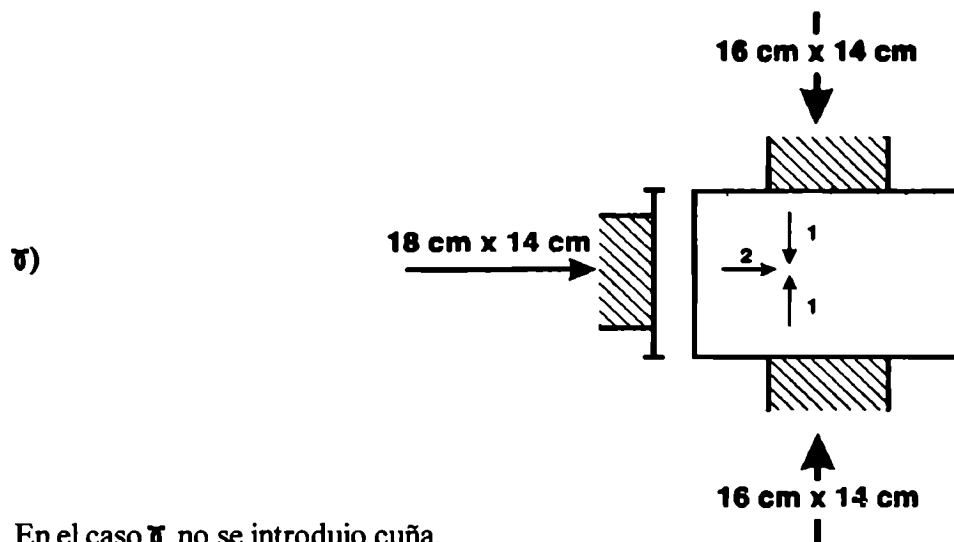
La dimensión longitudinal de los campos de radiación tiene suma importancia para que no se sumen los pesos de los campos independientes.

La técnica de tratamiento del caso b) se experimentó con el fantoma paralelepípedo.

Recordemos que nuestro objetivo es irradiar fundamentalmente las caras externas de nuestro paralelepípedo.



α, β) En los casos α y β el parámetro que se varió fue el ángulo de cuña.



γ) En el caso γ no se introdujo cuña.

- protección en los haces de radiación
- haces de radiación
- haces de radiación y su peso

Fig. 28: Representación de los esquemas de irradiación.

6.3 MEDICIONES

Cuñas de 60°

Se investigó con cuñas de 60° (fig. 29), cuyas curvas de isodosis se observan en la fig. 31, debido a que la dosis entregada por los campos laterales era igual a la suma de la dosis entregada por campos anterior y posterior, pero se obtuvo un gradiente importante del 70% entre los valores de la dosis en la pleura costal y el mediastino donde solo contribuyen los campos anterior y posterior a la dosis total. La diferencia de dosis se puede uniformizar con un campo mediastinal pero generalmente no se hace debido a que el mediastino tolera una dosis menor que el tejido pleural.

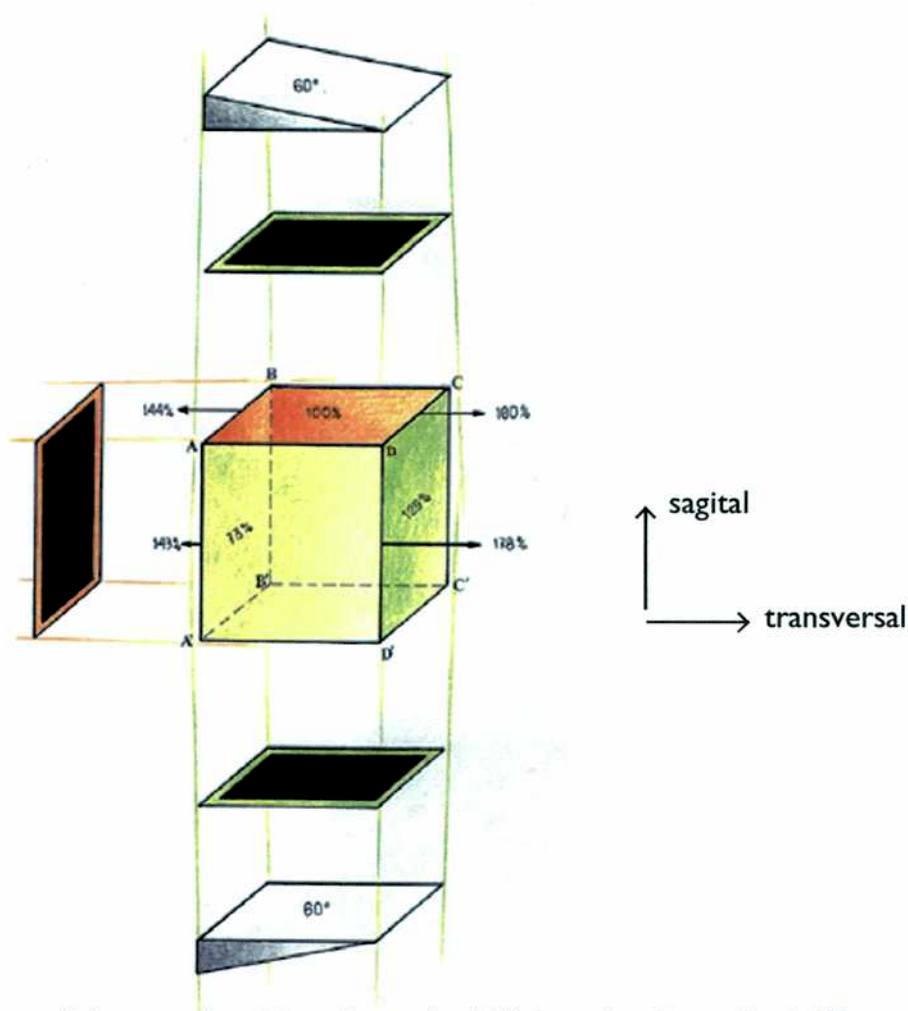


Fig. 29: Resultados de las mediciones experimentales en las paredes del fantoma pleural con cuñas de 60°. Los 3 planos paralelos a las caras del paralelepípedo intentan esquematizar la zona interna protegida del haz de radiación y los bordes irradiados.

Este gradiente decrece en un 25% en las zonas límites en sentido sagital superior e inferior de las mismas superficies debido a la contribución de los tres campos de irradiación a la dosis total, teniendo en cuenta que el aporte que recibe del campo lateral corresponde a la región en que las curvas de isodosis tienen un gradiente diferente al de la región central. El campo lateral produce una contribución inversa al efecto de la cuña y la situación mejora. Posteriormente se ve que en un fantoma antropomorfo o en un paciente en el que juegan también como variables las diferencias de espesores en la zona del tórax y la diferencia de espesor del tejido pulmonar los efectos pueden variar en un margen tal que es necesario hacer planificaciones especiales para cada paciente teniendo como parámetros los generales que aquí se están tratando.

Perturbaciones introducidas en la experimentación para estudiar problemas reales

A título experimental se provocó perturbaciones debidas fundamentalmente a dificultades en la inmovilización del paciente del orden de las que se pueden dar en la práctica para apreciar los efectos de las mismas tanto en el sentido transversal como sagital [84].

a) Una diferencia de 5 mm en la distancia fuente superficie correspondiente al campo de irradiación anterior, de tal manera que el isocentro de los tres campos de irradiación que es el mismo se modifica ligeramente respecto del planificado. Esto origina un desplazamiento del campo lateral; a su vez cambia la ubicación de la protección lateral y por lo tanto el límite entre la zona que recibe radiación ó no por el campo lateral. En nuestro caso las protecciones se elevaron y redujeron la dosis en la parte anterior de la pleura a un 87% del valor en las condiciones normales de la experiencia. Aunque este resultado era previsible apunta a reforzar la importancia de la repetibilidad diaria del posicionamiento del paciente y de los tratamientos. Es de recordar que los valores fueron medidos en un fantoma geométrico que no tenía en cuenta la forma del paciente (fig 30a).

b) Se produjo una segunda variación de 5 mm pero ahora de manera de provocar un desplazamiento del bloque o protección anterior hacia el lado externo del fantoma y el efecto fue como si se hubiera aumentado el ángulo de la cuña obteniéndose un gradiente transversal del 85% totalmente indeseable que muestra la extrema precisión con que se debe colocar una protección en un campo conformado y se reitera la necesidad de inmovilización del paciente y de reproducibilidad del tratamiento (fig 30b).

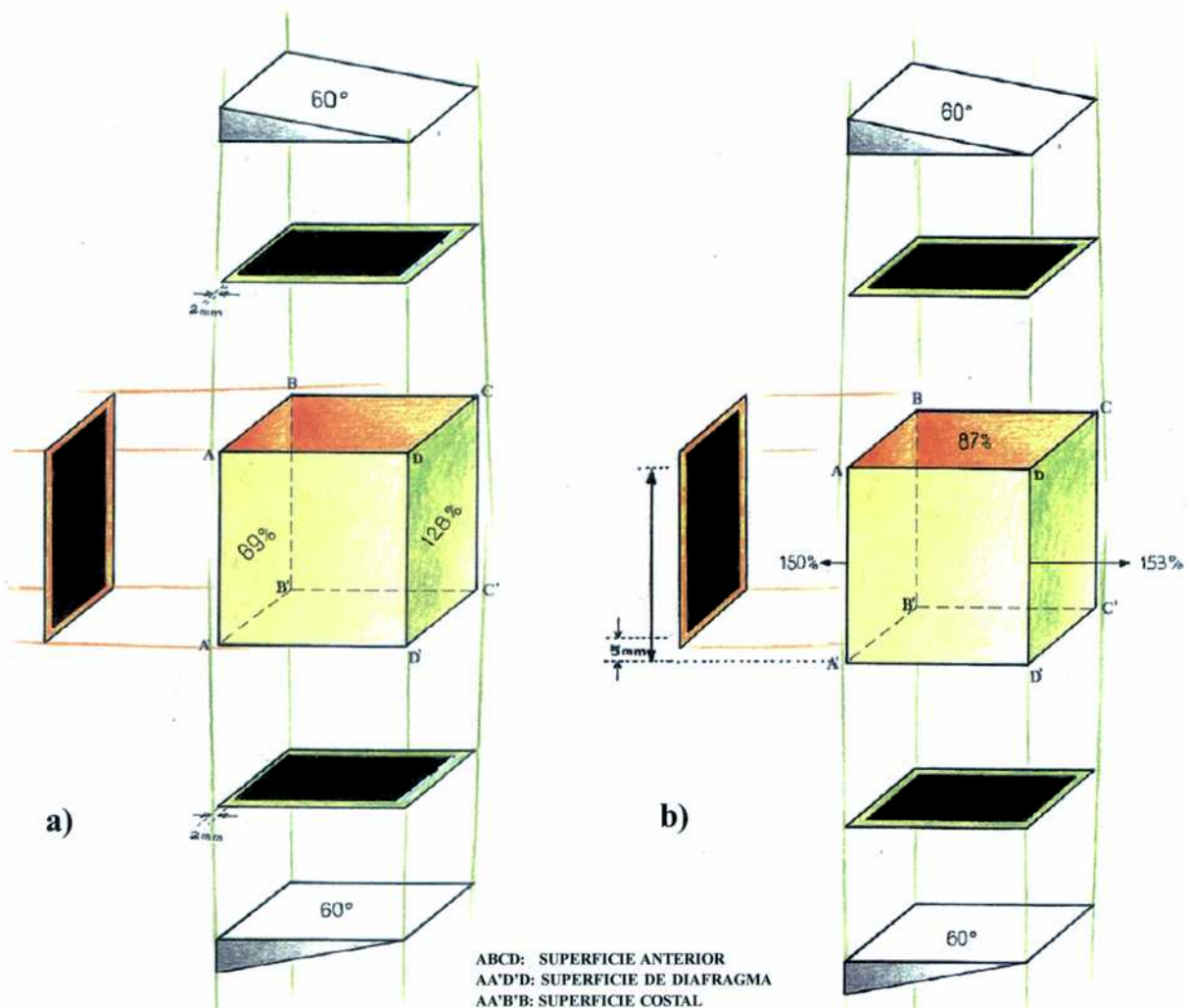


Fig. 30: Experiencia con la cuña de 60° modificando ligeramente la posición de la protección tanto en el sentido transversal (a) como en el sentido longitudinal (b).

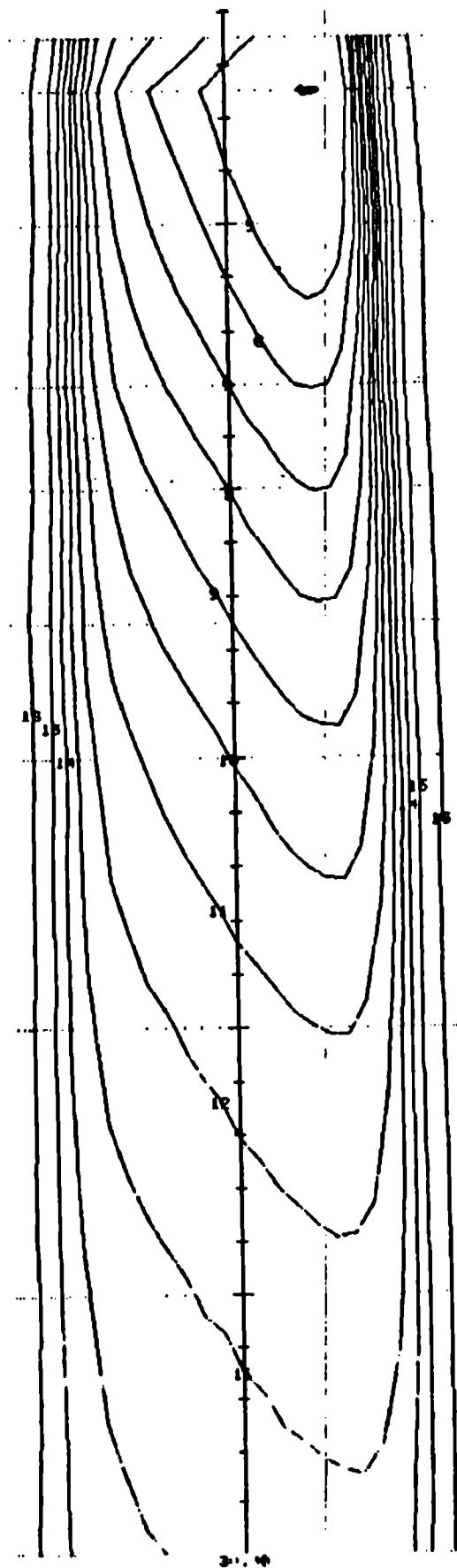


Fig. 31: Esto es una curva de isodosis con una cuña de 60° obtenida por medición con el fantoma Multidata y corresponde a la distribución de dosis en un equipo AL (Acelerador Lineal) de 10 Mev para un campo de radiación.

Cuñas de 45°

La experiencia arrojó un gradiente de 55% (fig. 32) entre la pleura costal y la mediastinal, que es menor que el obtenido con la cuña de 60° pero está lejos de ser aceptable si no se compensa la dosis. Como se puede deducir el proceso tiene en cuenta muchos factores, en los que figuran con distinto grado de prioridad la irradiación de las zonas involucradas como lesión, la protección de las zonas de tejido sano, sobretudo cuando se trata como en este caso de órganos nobles como el pulmón y luego la uniformidad de la dosis y es en ese sentido en que se va avanzando.

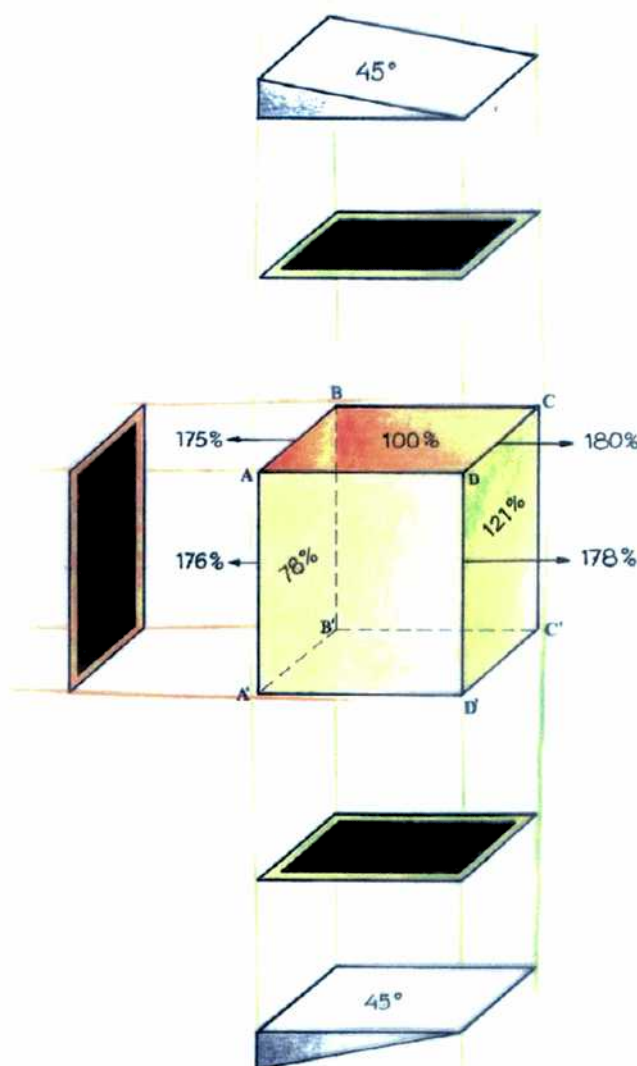


Fig. 32: Resultados de la medición experimental en las zonas correspondientes a las paredes de la pleura, cuando se interponen cuñas de 45° en los haces anterior y posterior.

Campos anteriores y posteriores sin cuñas y lateral

En este caso se redujo ligeramente la dimension longitudinal de los campos anteriores y posteriores, pero se nota el efecto de que le corresponda al campo lateral la irradiación de la pleura diafragmática y de la cúpula pleural. La diferencia de dosis en estas dos condiciones es del 30% y se hace preferible como se indicó anteriormente reducir sagitalmente las dimensiones del campo lateral e irradiarlas por anterior y posterior ya que se puede configurar mucho más fácilmente la forma del diafragma y de la cúpula y al mismo tiempo tener en cuenta los márgenes necesarios por los movimientos respiratorios. Sin embargo estas consideraciones se pueden analizar como resultado de mediciones pero deben ser conformadas tridimensionalmente en las condiciones de cada paciente. Al mismo tiempo tienen enorme importancia las mediciones en vivo que aunque se realizan en superficie permiten deducir valores de dosis con mayor aproximación.

La pleura costal y mediastinal tienen dosis uniformes porque los campos anterior y posterior sin cuñas que modifiquen su intensidad son los únicos que contribuyen a la dosis.

Esta distribución de dosis tampoco modifica el hecho de que existen pequeñas zonas de la pleura costal y mediastinal que van a estar sobredosadas, en una relación de un 25% con un gradiente decreciente hacia el mediastino. La habilidad de la planificación con este método consiste en reducir los volúmenes sobredosados a valores aceptables y en la experiencia se midió que se podían alcanzar proporciones correspondientes al 8% del volumen pleural (fig. 33)

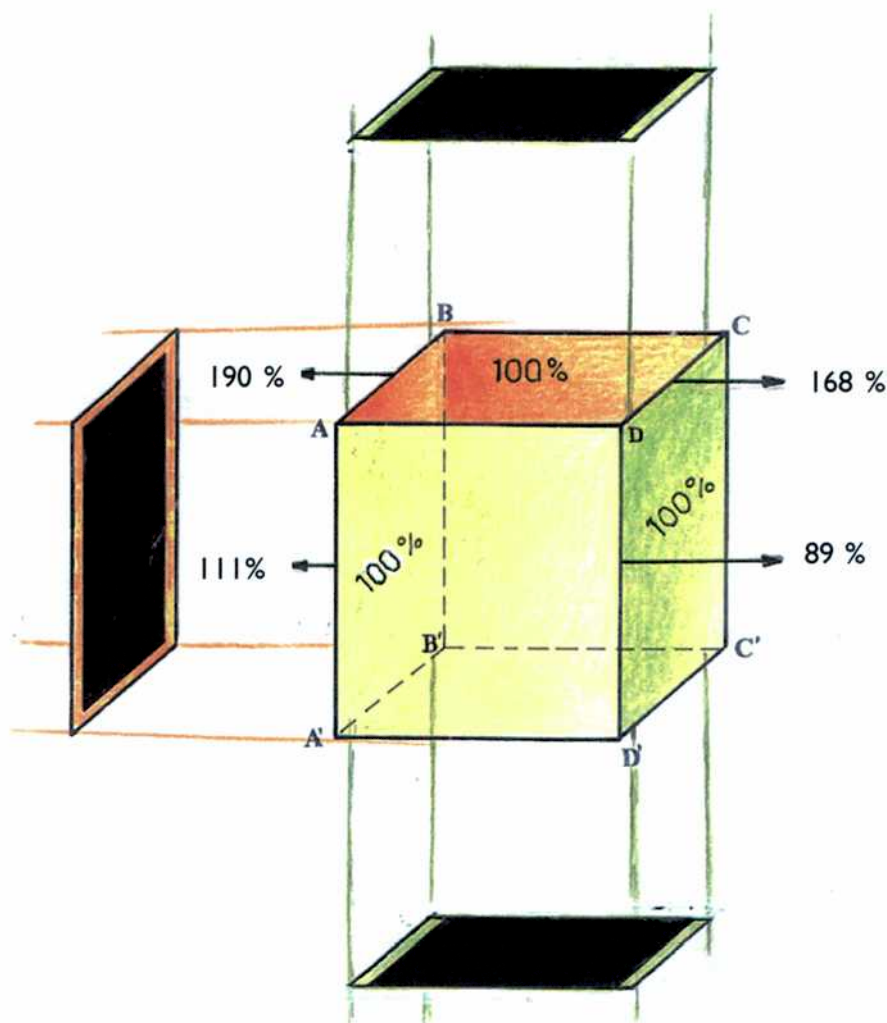


Fig. 33: Resultados de las mediciones experimentales con el tratamiento por 2 campos anterior y 1 campo lateral conformados con protección pulmonar, cuando se incide con los haces sin cuñas. La habilidad de la planificación en el paciente consiste en reducir la dosis en los vértices y el volumen de los mismos.

El hecho de que el resultado experimental obtenido en el fantoma paralelepípedo muestre una ventaja apreciable a la planificación sin cuñas no se puede tomar como determinante ya que existen muchos factores que aquí no se consideraron y en cada paciente se deben analizar objetivamente todas las variables. Experimentalmente lo más semejante a un paciente es el fantoma antropomorfo que paso a analizar.

FANTOMA ANTROPOMORFO

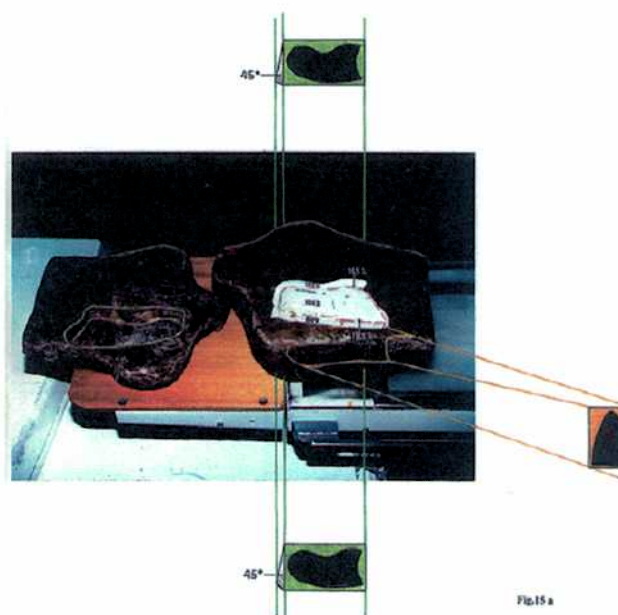


Fig. 34: Sección longitudinal del fantoma antropomórfico. Irradiación esquemática con 3 campos fijos.

Mediciones con el fantoma antropomorfo

Las primeras mediciones que se efectuaron con el fantoma antropomorfo (fig. 34) tuvieron en cuenta las conclusiones de la experiencia anterior y por lo tanto se descartó la cuña de 60° y se trabajó con cuñas de 45 y 30° con esquemas semejantes.

La diferencia fundamental que aporta el fantoma antropomorfo con respecto al geométrico que podríamos considerar estandar es que en el primero se consideran todas las variaciones de diámetro en el tórax del paciente que se reproduce, los espesores y densidad del pulmón. Independientemente de la limitaciones que podría originar los datos medidos en un único paciente-fantoma el avance que se obtiene de un análisis que considere diferencias entre 12 cm y 20 cm de diámetro entre zonas del mismo paciente es muy importante. También lo es el método de medición que al permitir abrir coronalmente el fantoma, introducir el pulmón con densidad y forma aproximada, separar la pleura que lo recubre, encerrar cada parte con placas radiográficas que luego son leídas densitométricamente y traducidas a dosis es un aporte que se nota al analizar los resultados.

Es importante destacar que todos estos campos de radiación tienen una doble conformación que deja encerrada la zona comprendida entre la pared interior de la pleura y la pared exterior de la misma, ambas con margen que configuran una especie de anillo irregular.

En definitiva este método de irradiación tiene:

- * El beneficio de una excelente configuración de las zonas a irradiar, incluso interlobulares.
- * Se puede reducir el volumen irradiado
- * Se logra una aceptable homogeneidad de la dosis en el volumen de la zona irradiada.
- * Se logra una abrupta reducción de dosis en las zonas adyacentes fuera del volumen blanco.

Se repiten los esquemas de tratamiento con el fantoma antropomorfo como se observa en la fig. 35.

α) CUÑAS DE 45°

β) CUÑAS DE 30°

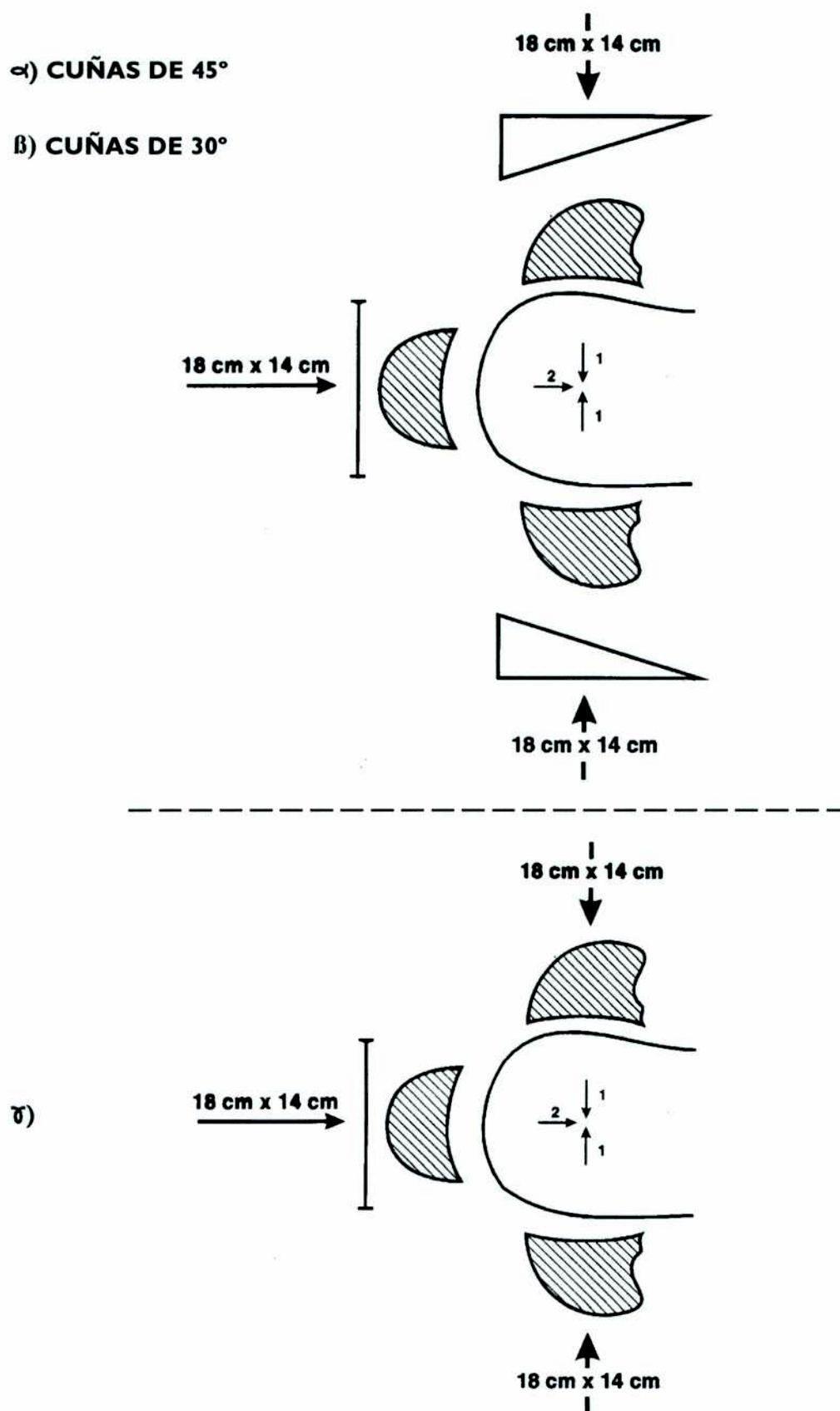


Fig. 35: Esquema del fantoma antropomorfo en el que se incide con haces de radiación interponiendo protección conformadas, con cuñas de distinto ángulo y sin cuña.

α) Esquema de tratamiento con tres campos y cuñas de 45°

En el fantoma antropomorfo las cuñas actúan también como compensadores de tejido.

Se obtuvo un gradiente de 52% entre la pleura costal y mediastinal que todavía es grande pero lo importante sigue siendo que se evita la irradiación del tejido pulmonar y la forma de las protecciones sigue la forma del pulmón. La diferencia en el porcentaje se reduce agregando un campo de radiación mediastinal. Se logra mayor uniformidad con respecto a las «franjas» que están sobredosadas aunque la dosis permanezca alta en un volumen que sigue siendo del 8% del volumen pleural.

β) Esquema de tratamiento con tres campos y cuñas de 30°

Con esta distribución se reduce el gradiente de dosis al 45 %, aunque siguen existiendo esas pequeñas franjas sobredosadas.

γ) Sin cuñas la distribución de dosis es casi homogénea, siempre con la excepción de las franjas. Los resultados obtenidos experimentalmente eran de esperar sobre la base de que con los campos anteriores se está procurando abarcar las zonas laterales de la pleura y con el campo lateral las zonas anteriores y posteriores.

Esquema rotacional

Esta distribución corresponde a una rotación con un arco de 260° de acuerdo al esquema (fig. 36). Esto es para evitar la irradiación del pulmón y de la médula espinal.

Se usaron dos ejes diferentes de rotación con arcos tales que sumados daban 260°. Se usaron protecciones centrales ligeramente configuradas en el sentido sagital y diferentes de acuerdo al arco en que se ubicaban para tener en cuenta las diferentes secciones del pulmón en relación al ángulo en que se observa.

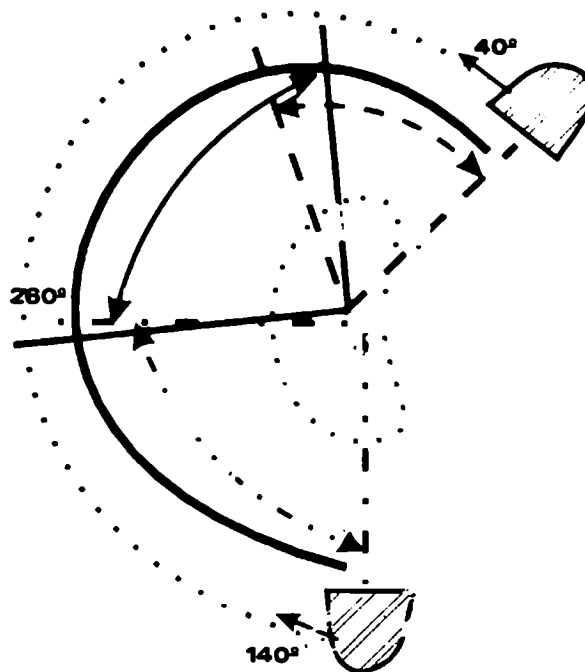


Fig. 36: Se repite el esquema de tratamiento efectuado en el fantoma diseñado para la mama, ahora en el fantoma.

Los resultados de las mediciones (fig. 37) con placas radiográficas mostraban mayor uniformidad de dosis habiéndose eliminado los problemas de intersección de campos no coplanares configurados. Los problemas que subsisten corresponden a que no se puede abarcar un cilindro completo y por lo tanto eso reduce la dosis en la zona mediastinal de acuerdo al gráfico con respecto a la pleura costal, en otras zonas de tratamiento pero son totalmente subsanables por la adición de campos de radiación conformados a la zona subdosada cuando es requerido.

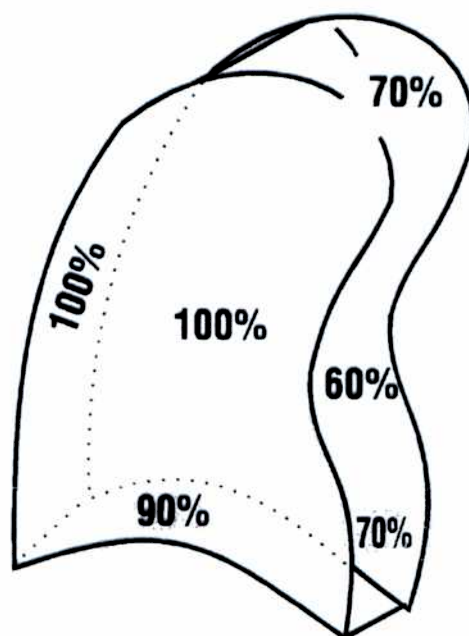


Fig. 37: Esquema de los resultados de las mediciones.

En todos los casos la región central del pulmón recibe una dosis del 100% con respecto a la dosis que se toma como referencia en la superficie anterior de la pleura.

6.4 CONCLUSION

La uniformidad de dosis es más difícil de obtener con una distribución de tres campos de radiación. Cualquier desplazamiento en la posición del paciente o en los bloques de protección reduce en perjuicio de dicha uniformidad, pero dado el margen que integra el volumen blanco se puede asegurar una tolerable irradiación de la pleura y una buena protección del pulmón controlable constantemente con radiografías de verificación en el paciente. Se obtienen mejores resultados modificando la longitud de los campos anterior y posterior con respecto al lateral, ó viceversa de acuerdo al paciente. Cuando el paciente necesita ser irradiado con campos más anchos por la forma del pulmón es más conveniente agregar cuñas de 30° que dan una uniformidad aceptable.

Con la técnica de rotación con protección central, separada en arcos se obtiene mayor uniformidad en el volumen abarcado, como ya dije, salvo en la pleura mediastinal que es fácilmente compensable.

CAPITULO VII

PLANIFICACIÓN TRIDIMENSIONAL CONFORMADA

7.1 INTRODUCCIÓN

Para iniciar este capítulo es conveniente tener en cuenta algunos procedimientos que comienzan cuando se recibe inicialmente al paciente para un tratamiento radiante con sus estudios de diagnóstico, y abarcan sintéticamente, desde la simulación hasta el tratamiento mismo, con sus controles y seguimiento evolutivo [15], [57].

- Para la simulación es conveniente obtener datos volumétricos de la lesión a partir de los estudios imagenológicos que trae el paciente.
- Definir en una primera instancia el volumen de tratamiento y localizarlo en el simulador.
- Localizar en una primera instancia el isocentro de ese volumen.
- Definir el posicionamiento de los láseres sobre el paciente que asegure un reposicionamiento diario.
- Marcar con coordenadas geométricas un posicionamiento axial, sagital y coronal en el paciente basado en el volumen de tratamiento.
- Inmovilizar al paciente con materiales termomaleables, máscaras y otros tipos de elementos que sean posibles de adaptar a cualquier equipo en que deba colocarse el paciente.
- Generar en esa situación, en el simulador, radiografías anteroposteriores y laterales para comparar con el volumen de tratamiento.
- En los equipos adecuados, con la misma inmovilización, obtener imágenes tomográficas, [1] resonancias magnéticas, etc., según las necesidades, y eliminando las variaciones geométricas que puedan ocasionar las diferencias con las mesas de tratamiento.

Utilizar elementos fiduciaros para indicar en el paciente y/o en su inmovilizador la correspondencia entre el mismo y cada imagen obtenida, generando sistemas de coordenadas que permitan la transferencia.

- Introducir las imágenes del paciente por red ó por disquette para eliminar las deformaciones de alineación ó geométricas del escaneado al sistema de planificación tridimensional.
- El programa de computación tridimensional debe permitir a partir de las imágenes axiales que son las que generalmente se introducen, dibujar en cada corte axial la lesión, que reconstruída en volumen, constituirá el "Gross Tumor Volume", indicar los márgenes por indefición de la lesión, por movimiento de los órganos, por errores de posicionamiento y/o de método, o sea definir el volumen de planificación [1].

Determinar la reconstrucción de todas las imágenes con las marcaciones correspondientes, en cualquier plano, sagital, coronal, oblicuo, permite diseñar las protecciones, visualizar los órganos de riesgo. Todas las vistas se harán desde el punto de vista del "beam eye view" [34], [56].

- Con los datos del equipo de tratamiento que están integrados al programa de computación se planifica el tratamiento, se diseñan las protecciones en la escala elegida y se ratifica ó rectifica él o los isocentros elegidos.
- Una vez construídas las protecciones, dado que todavía no disponemos de un acelerador lineal con colimador "multileaf", éstas se verifican radiológicamente en el paciente tanto en el simulador, por la calidad de las imágenes que se pueden obtener, como en el equipo de tratamiento. En este último la alta energía originada de menor definición en algunos casos pero tiene la ventaja de ser la reproducción exacta de las condiciones de tratamiento para cada campo de radiación. Es conveniente adosar los portachasis que no estén fijos a cada equipo para evitar errores de angulación de los mismos.

Finalmente , la comparación de los 3 elementos en una misma escala de amplificación permite ver si una buena planificación ha sido llevada a la practica con exactitud:

- Planificación sobre un corte tomográfico reconstruido en el ángulo ortogonal al haz de irradiación.
 - Radiografía de simulación del tratamiento.
 - Radiografía de verificación del tratamiento.
-
- Se procede en este paso a comparar las imágenes obtenidas en cada ángulo a la salida del haz de radiación conformado con la imagen resultante del programa de computación, en transparencias que se puedan superponer en el negatoscopio.
 - Las planificaciones deben ser estudiadas con sumo detalle en todos los aspectos y merece un párrafo especial la evaluación cuidadosa de los histogramas diferenciales y acumulativos de la dosis en función del volumen tanto en la zona de tratamiento como en la zona de los órganos de riesgo, puesto que la combinación de los mismos es la que permite decidir cuanto más alta es la dosis que se puede entregar puesto que los volúmenes abarcados son tanto menores como nos lo permite la conformación del mismo y el criterio médico; ese aumento de la dosis aumenta en porcentajes considerables la probabilidad de cura y los volúmenes más reducidos disminuyen la probabilidad de complicaciones y el resultado conjunto se integra en histogramas que contemplan ambos efectos.
 - La implementación de estos tratamientos debe hacerse con un equipo multidisciplinario de trabajo, fundamentalmente médico-físico, teniendo en cuenta un proceso de verificación constante de todas las etapas del mismo, la capacitación de todo el personal paramédico y para físico que interviene en el mismo incluso incorporándolos a la propia evaluación de las placas radiográficas, por ejemplo, que son el resultado de su propio trabajo y que los hace concientes de los errores que se pueden cometer.
 - Una retroalimentación muy positiva es que todo el personal esté informado de los resultados de la evolución de los tratamientos pues en ellos han puesto una gran dedicación que los hace merecedores de compartir el éxito.
 - Es importante entonces finalizar con el ser humano, empezando con el paciente a quien se puede asegurar una mayor probabilidad de cura y una mejor calidad de vida al reducir las complicaciones y terminando con los profesionales que nos desempeñamos en la materia cuyo trabajo debe ser cada vez más integrado, compartiendo desde el estudio de las condiciones en que llega un paciente hasta el seguimiento de la evolución, cada uno desde su ángulo pero con un beneficio para el único objetivo final cuyas raíces están en el amor al prójimo que incluso puede ser cualquiera mismo.

7.2 PLANTEO TRIDIMENSIONAL COMPUTARIZADO DE LAS MISMAS TÉCNICAS ANTERIORES Y OTRAS

Material y Métodos

Usamos:

1) Haces estáticos configurados para que el campo de radiación adopte la forma de la pleura costal y mediastinal y se irradien las zonas laterales de la pleura (ver fig. 38).

2) Arcos de rotación con protecciones pulmonares centrales conformadas para la irradiación de las secciones de pleura anteriores y posteriores (ver fig. 39); estas protecciones se pueden separar en el caso de que esté involucrado un tramo interlobular. Los bloques de protección surgen de la marcación de los cortes axiales y el posicionamiento del paciente. La importante diferencia de ancho del pulmón entre el vértice y el diafragma requiere otra configuración exterior para proteger tejido normal no pulmonar, que en oportunidades elimina la necesidad de cuñas entre campos contiguos.

La suma de ambos efectos se observa en la figura 40.

Resultados

La planificación 3D de nuevos pacientes muestra un gradiente máximo de la dosis dentro del blanco del 10 %. El volumen de pulmón con dosis máxima se reduce al volumen del margen y el resto recibe una dosis que descende abruptamente al 20 %. Cada paciente se planifica individualmente y el resultado de la replanificación de pacientes anteriores irradiados antes de disponer de sistemas de computación tridimensional mostró mejoras sustanciales.

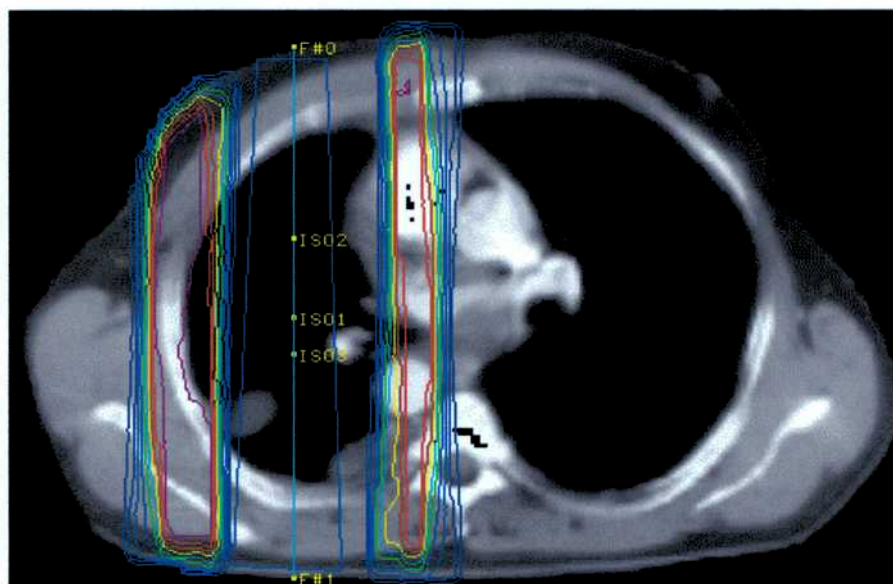


Fig. 38: La configuración obtenida de curvas de isodosis es resultado de irradiar la pleura costal y mediastinal con campos estáticos anterior y posterior conformados. Se puede observar en este corte axial que por estos campos el volumen pulmonar está altamente protegido.

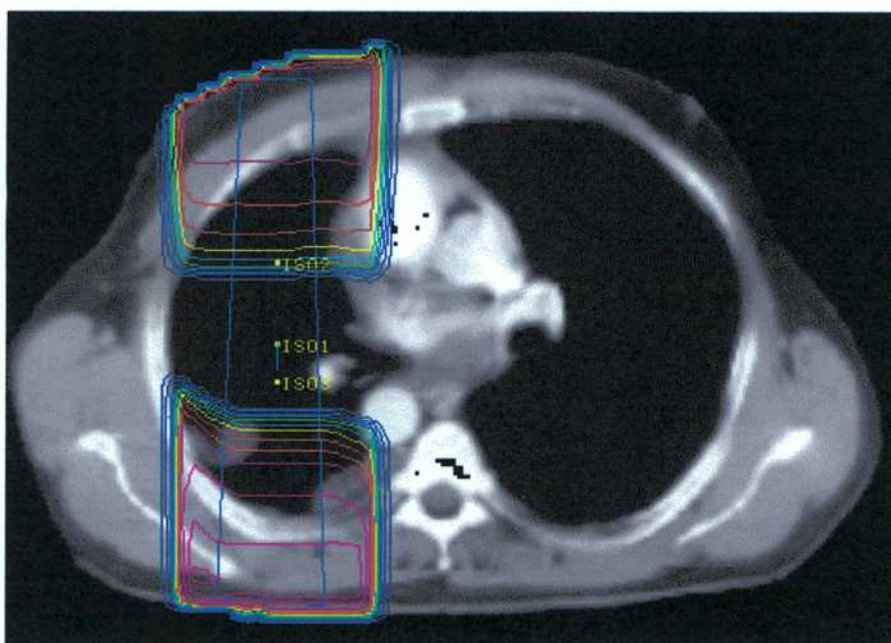


Fig. 39: Curvas de isodosis resultado de la vista en un corte axial de la irradiación sólo con campos rotatorios sagitales con protección central para irradiar pleura anterior y posterior antes de sumarlos a los que abarcan la pleura mediastinal y costal. La extensión de zona del pulmón protegida se corresponde con la zona de lesión y está relacionada con el ángulo de rotación.

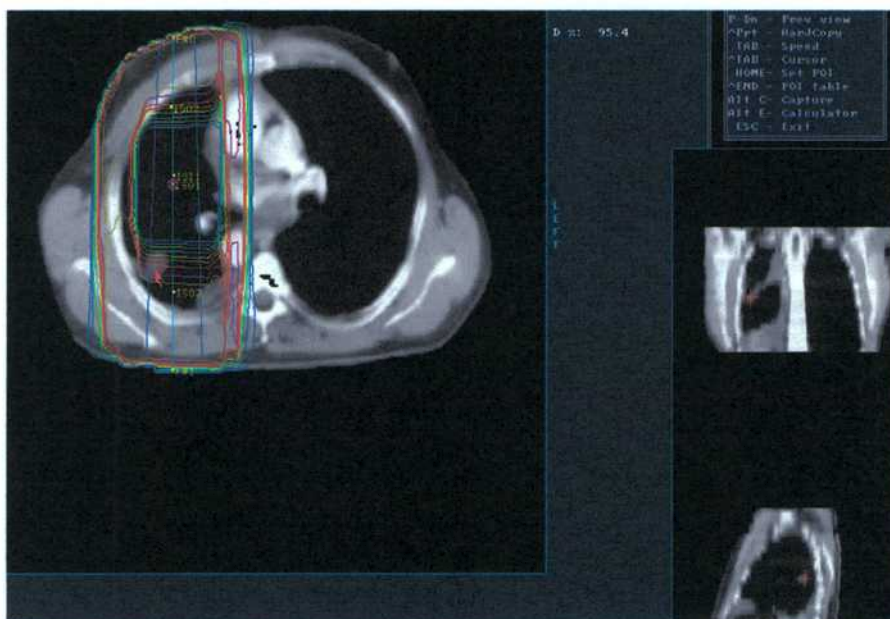


Fig. 40: Esto corresponde al resultado visto en el mismo corte axial superior pero con el conjunto total de campos de irradiación estáticos y rotatorios aplicados y muestra una dosis muy homogénea en el volumen blanco que incluye márgenes apropiados y una importante protección en el pulmón. Se planifica observando la posición en los planos coronales y sagitales.

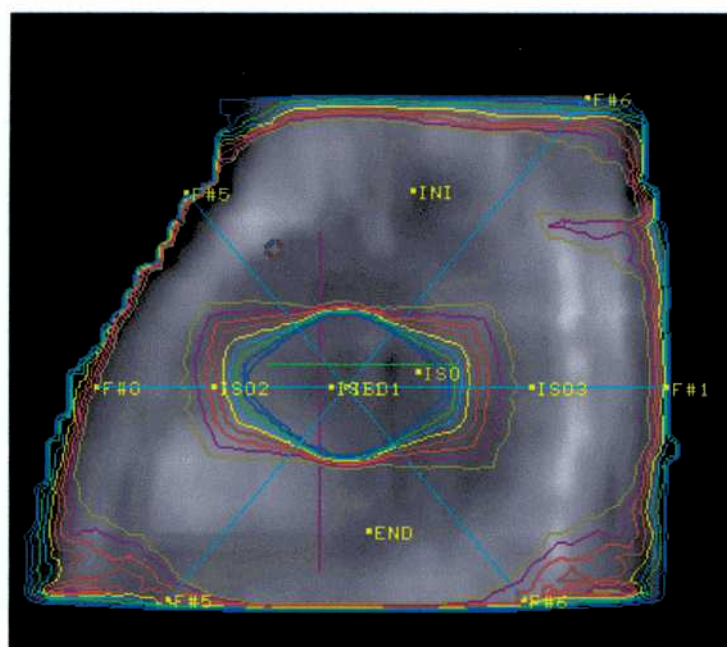


Fig. 41: Vista sagital de una planificación con todos los campos de irradiación tanto rotatorios como estáticos. En este caso el volumen a irradiar era importante y está encerrado por el 100 % de la dosis.

El volumen central del pulmón recibe una dosis de radiación inferior al 30 % con respecto a lo que recibe la zona que rodea la lesión (ver fig. 41): aumenta hacia el vértice superior y el lóbulo inferior del pulmón para envolver con el 100 % de la dosis la zona más comprometida de la pleura.

En este caso no se incluyó la conformación externa de los campos de irradiación por ser elemental pero reduce el volumen irradiado.

Una técnica que se aprecia mejor en un corte coronal (fig. 42) consiste en irradiar la zona superior e inferior de la pleura con arcos de rotación con protecciones centrales transversales ubicando isocentros apropiados.

Una imagen en un plano axial (ver fig. 43) nos permite ver la distribución de dosis en el vértice del pulmón y en la pleura envolvente.

Esta zona del órgano de riesgo pasa a ser parte del blanco del tratamiento.

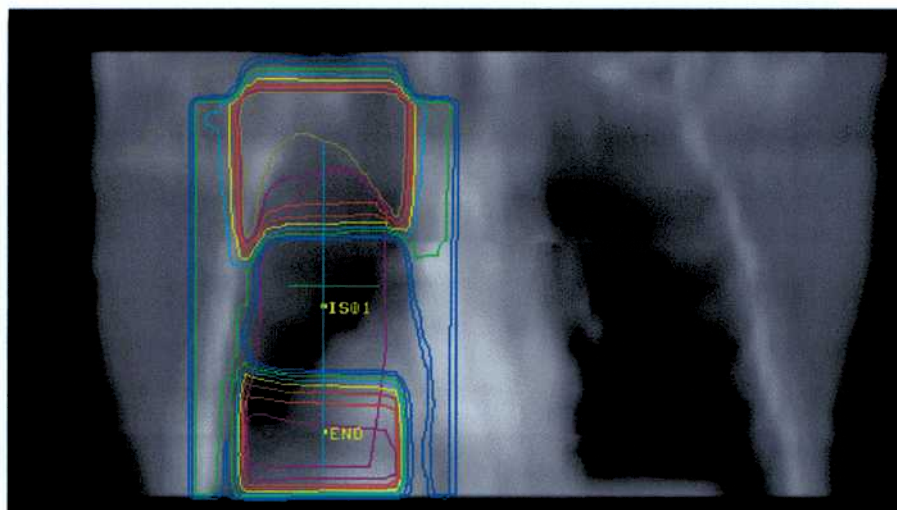


Fig. 42: Acá se pueden observar en un corte coronal las curvas de isodosis resultantes ahora de los campos configurados rotatorios anteriores y posteriores con protecciones centrales transversales y rotando alrededor de un isocentro apropiado.

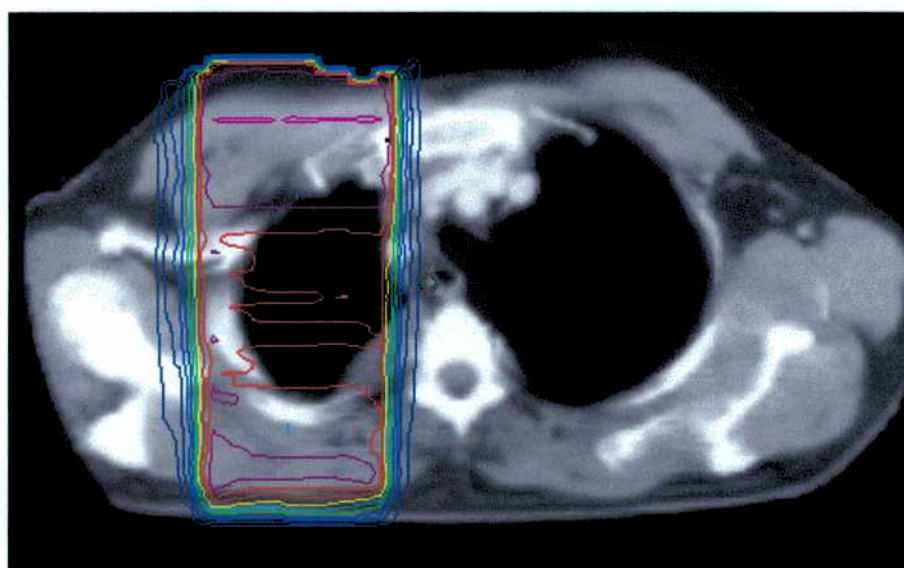


Fig. 43: El vértice pulmonar se abarca como margen superior de la envoltura pleural con una dosis muy homogénea.

La planificación 3D debe verificarse en cada uno de los cortes tomográficos axiales sucesivos que se introdujeron en el programa tridimensional como interacción con el tomógrafo computado. La tomografía computada se realiza con el paciente inmovilizado en la posición del tratamiento y con la mesa del tomógrafo plana, o sea modificando su concavidad. En las figuras 44, 45, 46 y 47 observamos el resultado de la planificación en distintos cortes axiales.

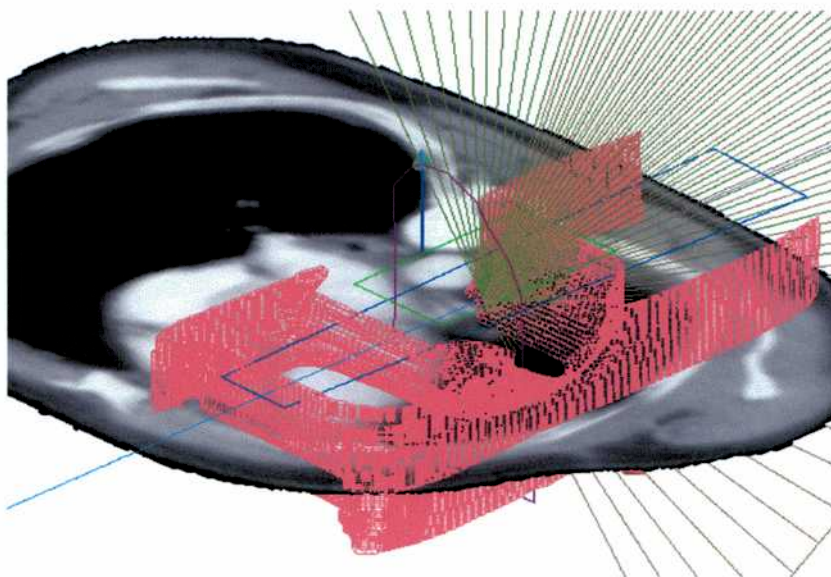


Fig. 44

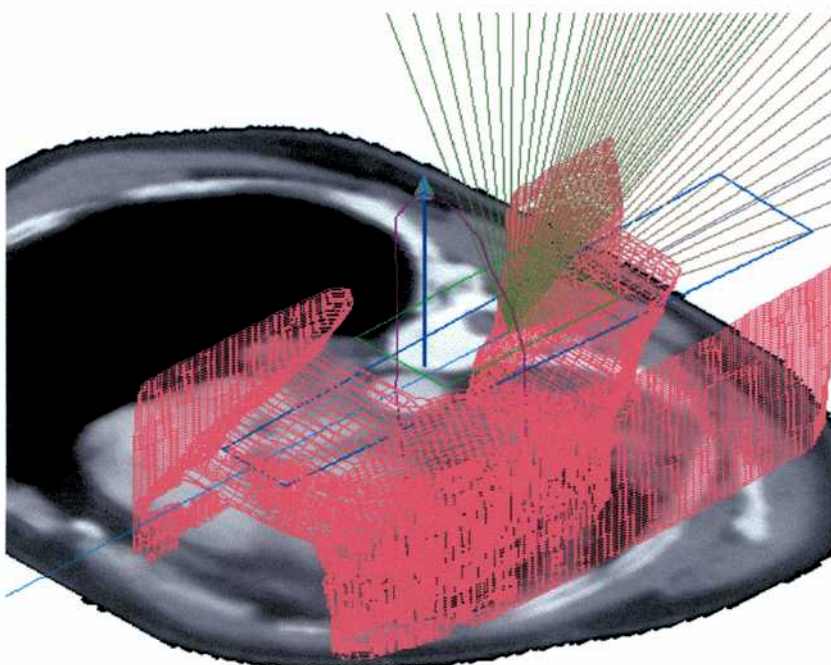


Fig. 45

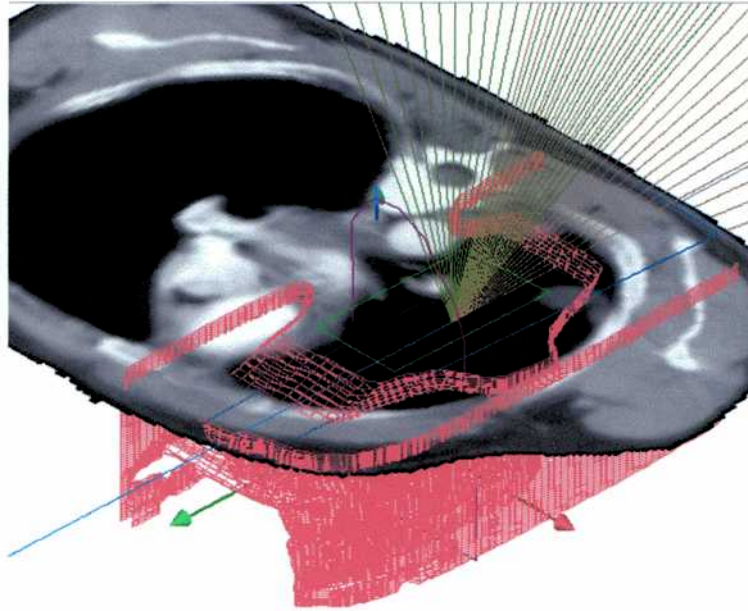


Fig. 46

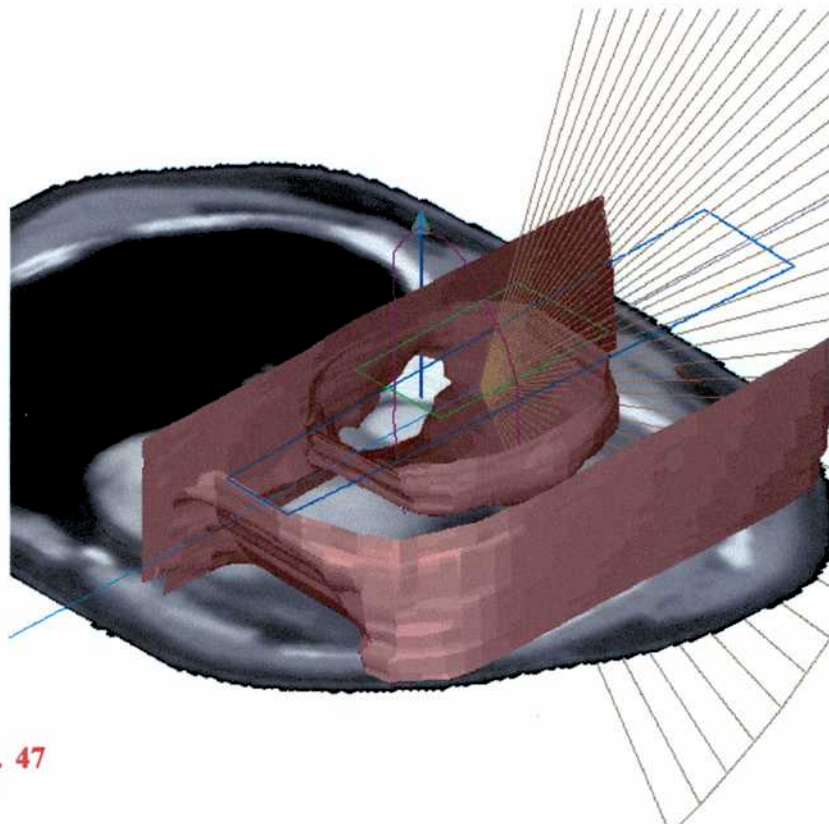


Fig. 47

Fig. 44, 45, 46 y 47: Se muestra la planificación computarizada tridimensional en planos axiales ubicados a distintas alturas a lo largo de la región pleural con campos estáticos conformados y rotatorios sagitales o transversales conformados. En los distintos gráficos: se observa como se puede planificar para que la superficie isodósica del 100 %, en rosa u ocre, de manera que bordeee interna y externamente la pleura para abarcarla y dejar libre de irradiación el volumen pulmonar, con los márgenes que cada situación requiera.

La misma verificación que en los cortes axiales se puede realizar en un plano coronal (ver figura 48) donde no se ha terminado de cubrir sagitalmente la pleura pulmonar para observar el efecto de la planificación.

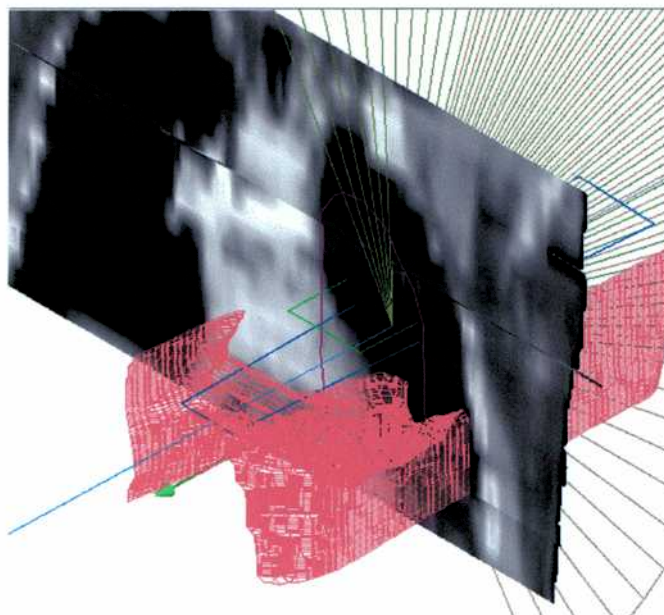


Fig. 48: Las mismas configuraciones vistas en un corte coronal, tridimensional, donde se ve el 100 % de la dosis, los haces de radiación y el perfil de la protección anterior.

Es interesante observar espacialmente la posibilidad de rodear con altas dosis de radiación la zona pleural por dentro con margen pulmonar (ver figura 49a) y por fuera envolviendo la pleura con un anillo cilíndrico (ver figura 49b).

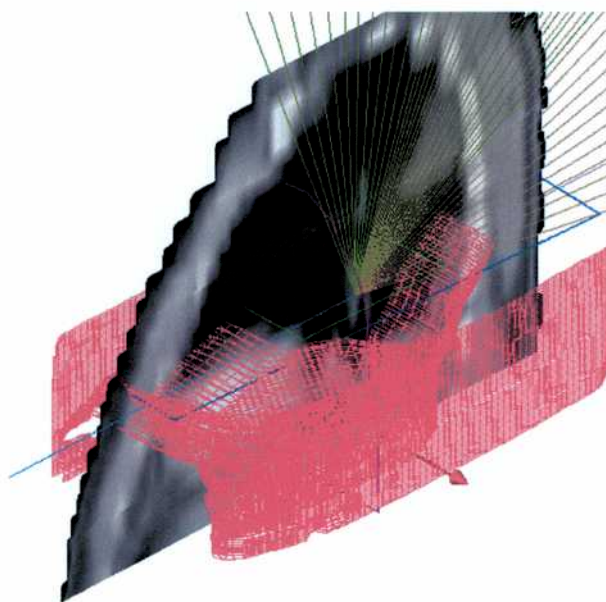
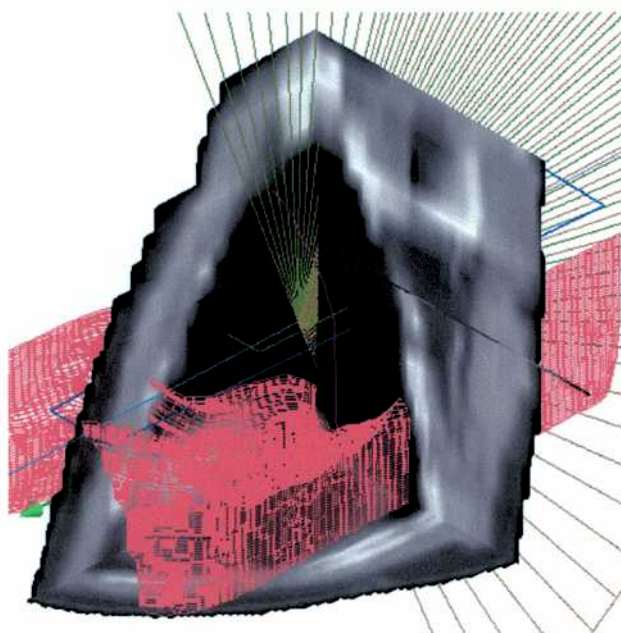


Fig. 49a y 49b: En ambas reconstrucciones las imágenes tridimensionales muestran como la superficie de isodosis del 100 % envuelve el volumen pulmonar, mientras su interior está aislado de las altas dosis de radiación. Las mismas se adaptan a la configuración pleural si deja la superficie de isodosis incompleta para la observación del efecto. Se pueden observar también los distintos arcos de radiación con la ubicación del isocentro e incluso la conformación de una protección en una línea proyectada sobre la figura.

7.3 CONCLUSIÓN

La eliminación de campos de irradiación laterales que se introduce con la planificación 3D [23] permite un posicionamiento más fácil y por lo tanto más repetitivo del paciente y por lo tanto una mejor inmovilización. Al mismo tiempo evitan la posibilidad de irradiación de la región contralateral. La incidencia lateral es inconveniente por la posición del brazo y además ayudan a evitar superposiciones en un caso en que diferentes campos irradian distintas zonas de la pleura con la dosis total como sucede con la técnica de campos anteriores y laterales.

Con la aparición de los programas de computación tridimensionales de planificación de los tratamientos de radioterapia y la introducción de los cortes tomográficos y demás imágenes en el soft, con la reconstrucción de las imágenes en cualquier plan en base a cortes axiales, (ver planos coronales, sagitales, tridimensionales) y sobre la base de todos la experiencia y el análisis de los resultados anteriores, el manejo de las técnicas de irradiación estáticas ó cinéticas conformadas avanzó a pasos agigantados.

Afortunadamente puedo concluir mi trabajo presentando estos adelantos y su implementación, en la seguridad de que en poco tiempo dispondré de aceleradores lineales con colimador multileaf que facilitarán el esfuerzo en relación al trabajo que requieren la aplicación de estas técnicas y reducirá la infraestructura necesaria.



CAPITULO VIII

CONCLUSIONES

Las conclusiones de este trabajo hay que tomarlas a lo largo del tiempo, del que ya pasó y del que está por venir, puesto que dentro de 20 años la base de nuestros antecedentes iniciales serán nuestras actividades actuales.

El escritor Gabriel García Márquez dice en su famoso libro "Cien años de soledad":

"El mundo era tan reciente, que muchas cosas carecían de nombre, y para mencionarlas había que señalarlas con el dedo..."

Valga esto para significar que este trabajo comenzó y se realizó en una etapa en que el solo hecho de que las mesas de tratamiento eran enteras atentaba contra la inmovilización del paciente y generalmente el paciente hacía una aplicación diaria correspondiente por ejemplo, a la irradiación por el campo anterior en posición decúbito dorsal y al día siguiente la complementaria por el campo posterior en posición decúbito ventral y esto sucedía tanto en los centros estatales como privados.

Quiero destacar que se orientó el esfuerzo en un centro asistencial privado con un alto respeto por brindar el mejor tratamiento a todos los pacientes, pero donde la asignación de presupuestos que económicamente se aplicaran a la investigación y a la experimentación fue muy ardua y en muchas oportunidades debió suplirse con ingenio y rudimentos científicos experimentales.

De la misma manera cabe señalar que no es posible realizar estas mediciones interrumpiendo el horario de atención a los pacientes que es el objetivo de asistencia y subsistencia de un centro asistencial y que se requirieron largas noches de vigilia, feriados y fines de semana para llevar adelante esta tarea. Me gustaría señalar que no existe quehacer más serio que el de la formación, en este caso profesional, y eso hay que tomarlo en serio, y hasta tal punto en serio que no olvidemos que nuestro manantial de conocimientos se nutre en nosotros y en los demás; radica en la lectura temática que así como el periódico de cada día nos ubica en la vida cotidiana, la bibliografía absorbida es nuestra forma de comunicación más importante que nos permite incorporar y aplicar con prudencia, esfuerzo y criterio lo que otros descubrieron antes.

Creo que la evaluación de los resultados obtenidos es positiva en sí misma porque no se avanzó a tientas sino en la búsqueda de soluciones que se aplicaron con las herramientas de que disponíamos en cada etapa. Al comienzo fue con los elementos de medición que es lo que todo físico médico debe exigir en su centro médico. Posteriormente se agregaron fantomas elaborados por los físicos y sus colaboradores. Más adelante sistemas de planificación bidimensionales. Actualmente sistemas de planificación tridimensionales con la posibilidad de introducción automática de las imágenes.

Cada adelanto crea nuevos compromisos porque la incorporación de nuevas técnicas es un avance en sí mismo pero abre numerosas ramas en las que nos trepamos todos para desarrollarlas.

Es de esperar que el relato de la evolución en el tiempo sirva para que en adelante el trabajo y la investigación de los físicos médicos sean apoyado con más énfasis y que incluso el costo de un tratamiento radiante contemple los gastos que se originan en una mejor atención en la materia.

Viendo el trabajo con mayor amplitud puedo analizar que fue algo así como un entrenamiento paulatino, como plantar árboles, en cuyos frutos yo creí y que puestos en la balanza me permiten incorporarme casi de inmediato a los tratamientos conformados tridimensionales que constituyen una de las armas más modernas de la radioterapia actual.

Agradecimientos

Sea mi agradecimiento dirigido a todos aquellos que bregaron por la institucionalización de la maestría de Física Médica. Este es un intento que deviene de hace muchos años, que tiene muchos antecedentes y mucha argumentación desde casi los orígenes de la separación de las Ciencias Exactas en sus distintas disciplinas, desgajándose de la Facultad de Ingeniería y Ciencias Exactas de la Universidad Nacional de Buenos Aires. Es como que primero hubo una cantidad importante para ese momento de físicos orientándose a la medicina, formándose y realimentándose por esfuerzo, iniciativas y aportes profesionales propios. Actualmente encontraron eco y se organizaron bajo la dirección de la Facultad de Ciencias Exactas y Naturales de la U.B.A para dar lugar a una primera camada de profesionales egresados en esa disciplina.

Todos esos años no fueron pasivos, hubo proyectos, elaboración concreta de los programas de estudio, organización de las materias curriculares según que los profesionales aspirantes al título provinieran de las Ciencias Exactas o afines o del área de la Medicina. Lamentablemente la tarea de los interesados durmió el sueño de la burocracia por mucho tiempo hasta que nuevos aires permitieron reflotar la idea y encontró apoyo en un proyecto institucional que llegó a aprobarse.

Agradezco a los profesionales que dirigen esta maestría, la Dra. Susana Blanco y la Lic. Mariana Cabrejas y a sus colaboradores, abriendo las posibilidades de especializarse a otros pares que están dedicados a actividades que les insumen prácticamente todo su tiempo y que se ven beneficiados por una coordinación en el espacio y en el horario que permite la concreción real de este posgrado.

Agradezco a la Lic. Diana Feld, con quien comparto una relación de amistad desde la etapa de estudiante universitaria, por haberme abierto hace muchos años el camino hacia la especialidad en Física de la Radioterapia, cuando aún no era obligatoria la participación de esos especialistas en el funcionamiento de los Centros de Radioterapia. También a lo largo de mi trabajo profesional gran parte de mis trabajos de investigación y desarrollo se hicieron en estrecha colaboración con ella, que siempre tuvo en cuenta mis inquietudes aportando sus conocimientos y experiencia.

Sumo a su nombre el del Ing. Rubén Gonzalez y la Sra. Clara Gomez, quienes en ese momento integraban el grupo más cercano a esa especialidad desde la C.N.E.A., y que durante mucho tiempo participaron en la formación de profesionales médicos y físicos en la disciplina de la radioterapia. Todos aportaron a que pudiera tener en un primer lugar mi título de Especialista en Física de la Radioterapia.

Tuvo para mí especial importancia el aval profesional, desde la rama de la medicina, el interés, respeto y apoyo de los Sres.: Dr. Natalio Ruggeri y Dr. Abel Zubizarreta, directores médicos del Centro Médico Mevaterapia, y del Dr. Federico Sergio Cópola, Presidente de la Fundación para el Estudio y el Tratamiento del Cancer, que desde el comienzo de nuestro trabajo en común aportaron experiencia, capacidad y esfuerzo para la investigación, aceptaron y propusieron nuevos tratamientos, muchos de los cuales se presentan aquí. Quiero destacar de todos ellos la labor interdisciplinaria y colaboradora, la confianza que depositaron en mí para poner en práctica nuevos tratamientos, el debate y el control que permitían que cada día los pacientes se atendieran un poco mejor favoreciendo la realización de nuevas actividades.

Agradezco a muchos compañeros de tarea, físicos, médicos y paramédicos, que intervinieron y apoyaron anónimamente con esfuerzo, ideas y largas horas de trabajo y camaradería e hicieron posibles cada uno de los elementos prácticos que aquí se presentan.

Agradezco fervorosamente a mi querido compañero y esposo por la inmensa fortuna de comprendernos y compartir la pasión con que cada uno encara los distintos aspectos de la vida.

Sin esto no hubiera podido trabajar con felicidad.

Finalmente quiero decir que lo que escribo en realidad es una reseña de trabajo, de cambios, con algunas dudas de si debía presentar los primeros pasos que finalmente fueron incluidos. Me animo a pensar que debo dejar escrito también lo que fue superado porque es base de lo actual; incluso sería bueno que las cosas que uno deja escritas evolucionaran tan rápidamente que pudieran cambiar al ser pensadas de nuevo.

Como balance pienso que de los medios de trabajo en este mundo tan adelantado que nos permite usar aparatos tan avanzados yo sigo prefiriendo el debate, la experimentación y el estudio, que desde siempre nos proporcionaron éxitos y nutrieron nuestros conocimientos.

Bibliografía

- 1) Abadir, R. ; Edwards, M., . A feasibility study of computerized tomography radiation therapy treatment planning in transverse, coronal and saggital sections. — p. 1107-1109. — EN: Int. J. radiation oncology biol. phys., 4, 11-12, 1978.
- 2) Amdur, R. J. ; Parsons, J. T. ; Fitzgerald, L. T. ; Million, R. R., . The effect of overall treatment time on local control in patients with adenocarcinoma of the prostate treated with radiation therapy. — p. 1377-1382. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 19, 6, 1990.
- 3) Ang., K. K. ; Kogel, A. J. van der ; Xu, F. X. ; Schueren, E. van der, . The time course of repair of sublethal damage in tissues with different cell kinetic properties. — p. 109. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 9, suppl. 1, 1983.
- 4) Antman, K. H. ; Blum, R. H. ; Wilson, R. E. ; Corson, J. M. ; Greenberger, J. S. ; Amato, D. A. ; Canellos, G. P. ; Frei III, E., . Survival of patients with localized high-grade soft tissue sarcoma with multimodality therapy : a matched control study. — p. 396-401. — EN: Cancer, 51, 1983.
- 5) Arcangeli, G. ; Friedman, M. ; Paoluzi, R., . A quantitative study of late radiation effect on normal skin and subcutaneous tissues in human beings. — p. 44-50. — EN: British jorunal of radiology, 47, 553, 1974..
- 6) Arriagada, R. ; Mouriessse, H. ; Sarrazin, D. ; Clark, R. M. ; Deboer, G., . Radiotherapy alone in breast cancer. I. Analysis of rumor parameters, tumor dose and local control. The experience of the Gustave-Roussy Institute and the Princess Margaret Hospital. — p. 1751-1757. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 11, 10, 1985.
- 7) Asbell, S. O. ; Siu, J. ; Lightfoot, D. A. ; Brady, L. W., . Individualized eye shields for use in electron beam therapy as well as low-energy photon irradiation. — p. 519-521. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 6, 4, 1980.
- 8) Ash, P., . The influence of radiation on fertility in man. — p. 271-278. — EN: British journal of radiology, 53, april, 1980.
- 9) Bagne, F. ; Tulloh, M. E., . Low-energy electrons. — p. 80-95. — EN: Orton, C. G. ; Bagne, F., eds.. Practical Aspects of electron beam treatment planning. - New York : American Institute of Physics, 1978
- 10) Bell, J. H. ; Waggener, R. G., . A Method for Rapid Determination of the Energy of Electron Beams from Medical Linear Accelerators. — p. 787-793. — EN: Radiology, 126, 1978.
- 11) Beylot, C. ; Beylot, J. ; Veyret, V. ; Bioulac, P. ; broustet, A. ; Bauduceau, B. ; Moretti, G., . Maladie de kaposi et lymphome malin. — p. 817-823. — EN: Ann. dermatol. venercol., 104, 1977
- 12) Bloomer, W. D. ; Hellman, S., . Normal tissue responses to radiation therapy. — p. 80-83. — EN: New england journal of medicine, 293, 2, 1975.
- 13) Bortin, M. M. ; Rimm, A. A., . Interstitial pneumonitis : dose-rate vs. total dose of radiation. — p. 1815-1816. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 8, 10, 1982.
- 14) Brady, L. W., . Radiation-induced sarcomas of bone. — p. 72-78. — EN: Skeletal radiol., 4, 2, 1979.
- 15) Brahme,a. Optimization of stationary beam radiation Therapy techniques. Radiotherapy and Oncology,12; 1998 – 129-140
- 16) Braun, S. R. ; DoPico, G. A. ; Olson, C. E. ; Caldwell, W., . Low-dose radiation pneumonitis. — p. 1322-1324. — EN: Cancer, 35, 5, 1975.
- 17) Brown, J. M. ; Fajardo, L. F. ; Stewart, J. R., . Mural thrombosis of the heart induced by radiation. — p. 1-4. — EN: Arch. pathol., 96, july, 1973.
- 18) Bruinvis, I. A. D. ; Amstel, A. Van ; Elevelt, A. J. ; Laarse, R. Van der, . Calculation of electron beam dose distributions for arbitrarily shaped fields. — p. 667-683. — EN: Phys. Med. Biol., 28, 6, 1983.
- 19) Balter James, Lujan A. , et al . Determination of rotations in three dimensions, using two dimensional portal image registration. Medical Physics, vol. 25, N° 5 — p. 703, 1998.

- 20) Brady, L. W., . Radiation-induced sarcomas of bone. — p. 72-78. — EN: Skeletal radiol., 4, 2, 1979.
- 21) Casson, H., . Correction of measurements in plastic phantoms to obtain dose in water. — p. 321, (1-15). — EN: Medical physics, 5, 1978.
- 22) Castro, M. B. ; Munzenrider, J. E. ; Tchakarova, I. V., . Computerized body tomography in radiation treatment planning. VII. Prediction of Internal Mammary Coverage from Patient Height, Weight and External Thoracic Dimensions. — p. 64-65. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 7, Suppl. 1, 1981.
- 23) Constantinou, C. ; Attix, F. H. ; Paliwal, b. R., . A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and gamma-ray beam calibrations. — p. 436-441. — EN: Med. phys., 9, 3, 1982.
- 24) Cormak, A.M. A problem in rotation therapy with X rays. Int. J. Radiation Oncology Biol Phys. Vol 13;pp623-630-1986
- 25) Cunningham, J. R., . Quality assurance in dosimetry and treatment planning. — p. 105-109. — EN: Int. j. radiation oncology biol.phys., 10, sup.1, 1984.
- 26) Davy, T. J., . Conformation therapy methods and systems. — p. 1-19.— EN: International symposium on dosimetry in radiotherapy : 31 august-4 september 1987 : Vienna). - - (IAEA-SM-298/87
- 27) Diehl, L. F. ; Hurwitz, M. A. ; Johnson, S. A. ; Butler, W. M. ; Taylor, H. G., . Skin metastases confined to a field of previous irradiation. — p. 1864-1868. — EN: Cancer, 53, 9, 1984.
- 28) Donaldson, I., . Fibrosarcoma in a previously irradiated larynx. — p. 425-428. — EN: J. laryngol. otol., 92, 5, 1978.
- 29) Dorfman, L. J. ; Donaldson, S. S. ; Gupta, P. R. ; Bosley, T. M., . Electrophysiologic evidence of subclinical injury to the posterior columns of the human spinal cord after therapeutic radiation. — p. 2815-2819. — EN: Cancer, 50, 12, 1982.
- 30) Dutreix, A., . Dose specification in external therapy. — p. 7 p.. —EN: Workshop on quality assurance in radiotherapy : nov. 21-25, 1988: Bariloche). -
- 31) Ellis F., et al . Radiation therapy schedules for opposing parallel fields and their biological effects. Radiology 111: 701-7, June 1974.
- 32) Essen, C. F. von, . Radiation tolerance of the skin. — p. 311-330. — EN: Acta radiologica therapy physics biology, 8, 1969.
- 33) Fox, B. W. ; Lajtha, L. G., . Radiation damage and repair phenomena. — p. 16-22. — EN: Br. med. bull., 29, 1, 1973.
- 34) Geijn, j. van de ; Fredrickson, H. A. ; Glatstein, E., . Beam's eye view dose distributions in conjunction with port films. — p. 1834-1835. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 8, suppl. 1, 1982.
- 35) Green, N. ; Iba, G. ; Smith, W. R., . Measures to minimize small intestine injury in the irradiated pelvis. — p. 1633-1640. — EN: Cancer, 35, 6, 1975.
- 36) Greene, R. E. ; Thompson, R. W. ; Greenberg, S. H. ; Wexler, M. C. ; Rosemark, P. J., . Local control and complications in primary radiation therapy of early breast cancer. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 8, 1982.
- 37) Hall, E.J. Radiation dose rate: a factor of importance in radiobiology and radiotherapy: review article,p.81-97 British Journal of Radiology, 45, 530,1972.
- 38) Hamaker, R. C. ; Singer, M. I. ; Shockley, W. W. ; Pugh, N. ; Shidnia, H., . Irradiated mandibular autografts. — p. 1017-1021. — EN: Cancer, 52, 6, 1983.
- 39) Hopewell, J. W. ; Young, C. M. A., . Skin tolerance. — p. 936-937. — EN: British journal of radiology, 55, dec., 1982.
- 40) Israelsson, A. ; Laz, I. ; Walstam, R., . Electron Therapy of Intraorbital Tumors. — p. 489-491. — EN: Radiology, 124, August, 1977.
- 41) Johns, Harold E.,O.C., Ph.D., F.R.S.C., LL.D., D.Sc., and Cunningham, John, B.Eng., M.Sc.,Ph.D. The Physics of Radiology ; First Published in 1953. Springfield, U.S.A.
- 42) Jones, D. E. A. ; Raine, H. C., . Phantom : correspondence. — p. 549-550. — EN: British j. radiology, 22, 261, 1949.

- 43) Kagan, A. R. ; Hafermann, M. ; Hamilton, M. ; Pierce, R. ; Morton, D. ; Johnson, R., . Etiology, diagnosis and management of pericardial effusion after irradiation. — p. 171-182. — EN: Radiol. clin. biol., 41, 1971.
- 44) Kase, K. R. ; Bjarngard, B. E., . Bremsstrahlung Dose to Patients in Rotational Electron Therapy. — p. 531-532. — EN: Radiology, 133, Nov., 1979. 9
- 45) Keys, H., . Radiation necrosis of the mandible. — p. 645-646. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 6, 5, 1980.
- 46) Khan, F. M. ; Lee, C. K. K. ; Seymour, H. L., . Improving the reproducibility of tangential fields for breast treatment. — p. P18. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 8, 1982.
- 47) Khan, F. M. ; Fullerton, G. D. ; Lee, J. M.-F. ; Moore, V. C. ; Levitt, S. H., . Physical Aspects of Electron-Beam Arc Therapy. — p. 497-500. — EN: Radiology, 124, August, 1977.
- 48) Khan, F. M. ; Moore, V. C. ; Levitt, S. H., . Field shaping in electron beam therapy. — p. 883-886. — EN: British Journal of Radiology, 49, 586, 1976.
- 49) Kinsella, T. J. ; Bloomer, W. D., . Tolerance of the intestine to radiation therapy. — p. 273-284. — EN: Surgery, gynecology & obstetrics, 151, august, 1980.
- 50) Kurtz, J. M. ; Amalric, R. ; Delouche, G. ; Pierquin, B. ; Roth, J. ; Spitalier, J.-M., . The second ten years: long-term risks of breast conservation in early breast cancer. — p. 1327-1332. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 13, 9, 1987.
- 51) Kutcher, G. J. ; Hilaris, B. S. ; Martin, M. ; Nori, D., . Treatment of mesothelioma with combined photon and electron beams. — p. 94. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 9, suppl. 1, 1983.
- 52) Lederman, M. V. ; Faria, S. L. ; Malzyner, A. ; vizeu, D. M., . Time, dose and fractionation factor as an indicator of fibrosis of the abdominopelvic subcutaneous tissue. — p. 1447-1448. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 8, 8, 1982.
- 53) Leibel, S. A. ; Tranbaugh, R. F. ; Wara, W. M. ; Beckstead, J. H. ; Bovill, E. G. ; Phillips, T. L., . Soft tissue sarcomas of the extremities : survival and patterns of failure with conservative surgery and postoperative irradiation compared to surgery alone. — p. 1076-1083. — EN: Cancer, 50, 6, 1982.
- 54) Lindop, P. J., . Late effects of radiation : (excluding carcinogenesis). — p. 74-77. — EN: Br. med. bull., 29, 1, 1973.
- 55) Lillicrap, S. C. ; Rosenbloom, M., . Theoretical and Experimental Depth-Dose Curves for Electrons in the Energy Range 3-10 MeV. — p. 229-230. — EN: British Journal of Radiology, 45, March, 1972.
- 56) Low, N.N.; Vijayakumar,s.; Rosenberg,I.;Rubin,S.; Virucachalam,R.; Spelbring,d.r.; Chen, G.T.,Y., Beam's eye view based prostate treatment planning: is it useful?.-p. 759-768 – En: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 19,3,1990.
- 57) Manolis, J. ; Wong, J. W. ; Yahalom, J., . Three-dimensional photon treatment planning forhodgkin's disease. — p. 205-215. — EN: Int. J. radiation oncology biol. phys., 21, 1, 1991.
- 58) Marks, R. D. ; Agarwal, S. K. ; Constable, W. C., . Increased rate of complications as a result of treating only one prescribed field daily. — p. 615-619. — EN: Radiology, 107, june, 1973.
- 59) McLean, A. S., . Early adverse effects of radiation. — p. 69-73. — EN: Br. med. bull., 29, 1, 1973.
- 60) Mole, R.H. Late effects of radiation: carcinogenesis.— p 78-83 .— en Br. Med. Bull.,29,1,1973.
- 61) Moyer, R. F. ; McElroy, W. R. ; O'Brien, J. E. ; Chamberlain, C. C., . A surface bolus material for high-energy photon and electron therapy. — p. 531-532. — EN: Radiology, 146, feb., 1983.
- 62) Nielsen, O. S. ; Cummings, B. ; O'Sullivan, B. ; Catton, C. ; Bell, R. S. ; Fornasier, V. L., . Preoperative and postoperative irradiation of soft tissue sarcomas : effect on radiation field size. — p. 1595-1599. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 21, 6, 1991
- 63) Orton, C. G. ; Herskovic, A. M. ; Spicka, J.I. ; Herron, D. S. ; Mondalek, P. M., . Lung corrections are essential in clinical trials. — p. 117. — EN: Int. j. radiation oncology phys., 9, suppl. 1, 1983.
- 64) Page, V. ; Gardner, A. ; Karzmark, C. J., . Patient Dosimetry in the Electron Treatment of Large Superficial Lesions. — p. 635-641. — EN: Radiology, 94, March, 1970.
- 65) Phillips, T. L. ; Fu, K. K., . Acute and late effects of multimodal therapy on normal tissues. — p. 489-494. — EN: Cancer, 40, 1, 1977.

- 66) Podgorsak, E. B. ; Pla, C. ; Pla, M. ; Lefebvre, P. T. ; Heese, R., . Physical aspects of a rotational total skin electron irradiation. — p. 159-168. — EN: Med. Phys., 10, 2, 1983.
- 67) Probert, J. C. ; Parker, B. R. ; Kaplan, H. S., . Growth retardation in children after megavoltage irradiation of the spine. — p. 634-639. — EN: Cancer, 32, 3, 1973.
- 68) Rogoff, E. E. ; Hilaris, B. S. ; Huvos, A. G., . Long-term survival in patients with malignant peritoneal mesothelioma treated with irradiation. — p. 656-664. — EN: Cancer, 32, 3, 1973.
- 69) Rubin, P. ; Nelson, M. D., . Changing concepts of late effects and second malignancies following radiation and/or chemotherapy. — p. 506. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 9, suppl. 1, 1983.
- 70) Shimm, D. S. ; Suit, H. D., . Radiation therapy of epithelioid sarcoma. — p. 1022-1025. — EN: Cancer, 52, 6, 1983.
- 71) Shonka, J. J. ; McGinley, P. H., . Preparation of phantom lung material. — p. 150-153. — EN: Phys. med. biol., 21, 1, 1976.
- 72) Slawson, R. G. ; Salazar, O. M. ; Poussin-Rosillo, H. ; Amin, P. ; Strohl, R., . Once-a-week vs conventional daily radiation treatment for lung cancer : preliminary report of a prospective randomized study. — p. 116. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 9, suppl. 1, 1983.
- 73) Solin, L. J. ; Chu, J. C. H. ; Larsen, R. ; Fowble, B. ; Galvin, J. M. ; Goodman, R. L., . Determination of depth for electron breast boosts. — p. 1915-1919. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 13, 12, 1987.
- 74) Staton, R. ; Holst, R. ; Semler, B. ; George, D. ; Moore, M. ; Wallner, P., . The effect of blocking on electron fields of the mevatron 77. — p. 158-159. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 9, Suppl. 1, 1983.
- 75) Son, Y. H. ; Silverman, H. ; Agostinelli, A. F., . 6 MeV rotational therapy with a midline shield for superficial skin tumors. — p. 139-141. — EN: Radiology, 116.
- 76) Suntharalingam, N., . Dosimetry of electron beams. — p. 11-21. — EN: Orton, C. G. ; Bagne, F.. Practical aspects of electron beam treatment planning. - New York : American Institute of Physics, 1978
- 77) Thatcher, M. ; Mandelzweig, Y. ; Yudelev, M. ; Kuten, A., . X-Ray contamination around regions treated by electron beams. — p. 1833-1834. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 8, Suppl., 1982.
- 78) Ten Haken, R. K., . Effects of prostate movement. — p. 1317-1324. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 20, 6, 1991.
- 79) Tepper, J. E. ; Suit, H. D., . Radiation therapy alone for sarcoma of soft tissue. — p. 475-479. — EN: Cancer, 56, 3, 1985.
- 80) Thames, H. D. ; Withers, H. R. ; Peters, L. J. ; Fletcher, G. H., . Changes in early and late radiation responses with altered dose fractionation : implications for dose-survival relationships. — p. 219-226. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 8, 2, 1982. .
- 81) TMAasilta, P., . Deterioration in lung function following hemithorax irradiation for pleural mesothelioma. — p. 433-438. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 20, 3, 1991.
- 82) Urtasun, R. C., . Does Improved Depth Dose Characteristics and Treatment Planning Correlate With a Gain in Therapeutic Results? Evidence From Past Clinical Experience Using Conventional Radiation Sources. — p. 235-239. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 22, 2, 1992.
- 83) Van Dyk, J. ; Barnett, R. B. ; Cygler, J. E. ; Shragge, P. C., . Commissioning and quality assurance of treatment planning computers.— p. 261-273. — EN: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 26, 2, 1993.
- 84) Verhey, L. J. ; Goitein, M. ; McNulty, P. ; Munzenrider, J. E. ; Suit, H. D., . Precise positioning of patients for radiation therapy. — p. 289-294. — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 8, 2, 1982.
- 85) Weber, J. ; Berge, D. J. van den, . The effective atomic number and the calculation of the composition of phantom materials. — p. 378-383. — EN: Br. j. radiol., 42, may, 1969.
- 86) Wilson, Charles and E.J. Hall . On the advisability of treating all fields at each radiotherapy session. Separata de la revista Radiology- v.98 p. 419 - 24 feb. 1971.
- 87) Withers, H. R. ; Thames, H. D. ; Peters, L. J. ; Fletcher, G. H., . A comparison of acute and late radiation responses. — p. (20). — EN: Int. j. radiation oncology biol. phys., 7, suppl. 1, 1981.