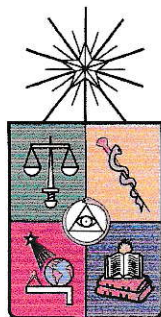


UCH - FC  
MAG - Biof. med.  
L 937  
C. 1



***“Dosimetría física y clínica de haces de electrones para irradiación total de piel.”***

**Tesis**

**Entregada A La  
Universidad De Chile  
En Cumplimiento Parcial De Los Requisitos  
Para Optar Al Grado De**

**Magíster en Biofísica Médica**

**Programa Interfacultades  
Facultad De Ciencias – Facultad de Medicina**

**Por**

**Felipe Lucic Rieloff**

**Fecha 17 Junio del 2010**

**Director de Tesis Dra.: Beatriz Sánchez-Nieto**

**Director Patrocinante Dr. José Roberto Morales**



**FACULTAD DE CIENCIAS  
UNIVERSIDAD DE CHILE**

**INFORME DE APROBACION**

**TESIS DE MAGISTER**

Se informa a la Escuela de Postgrado de la Facultad de Ciencias que la Tesis de Magíster presentada por el candidato.

**Felipe Alberto Lucic Rieloff**

Ha sido aprobada por la comisión de Evaluación de la tesis como requisito para optar al grado de Magíster en Ciencias con mención en Biofísica Médica, en el examen de Defensa de Tesis rendido el día 17 de Junio de 2010.

**Director de Tesis:**  
**Dra. Beatriz Sánchez Nieto**

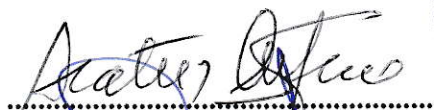
.....  


**Profesor Patrocinante**  
**Dr. José Roberto Morales**

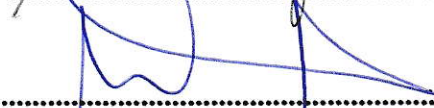
.....  


**Comisión de Evaluación de la Tesis**

**MsS TM Beatriz Alfaro Silva**

.....  


**Dr. Mauricio Canals Lambarri**

.....  




*A mi esposa, Cathy, y a mis hijos, Felipe y Sofía,  
su amor ha sido la fuerza que ha conducido mi trabajo.*

*Felipe Lucic Rieloff.*



### Agradecimientos:

Deseo ofrecer un especial reconocimiento a Clínica Alemana de Santiago por su apoyo.

A los médicos y colegas del Servicio de Radioterapia por la entrega desinteresada de sus conocimientos, motivación y comprensión.

A mi Directora de Tesis, Dra. Beatriz Sánchez-Nieto por su generosidad al brindarme la oportunidad de recurrir a su capacidad y experiencia científica en un marco de confianza y sobre todo paciencia, fundamentales para la concreción de este trabajo.

A todos ellos gracias.





## Índice

	Nº página
<b>1.-Introducción</b>	1
<b>1.1 Marco Teórico</b>	1
1.1.1 Irradiación total de piel con electrones (TSEI)	1
1.1.2 Micosis Fungoide (MF)	4
1.1.3 Aceleradores lineales de uso médico	5
<b>1.2 Especificación de la energía de un haz de electrones</b>	8
1.2.1 Determinación práctica de la energía de un haz de electrones	10
1.2.2 Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia	12
<b>1.3 Técnicas de irradiación total de piel con electrones (TSEI)</b>	14
1.3.1 Producción de grandes campos de electrones	14
1.3.2 Tipos de técnicas de TSEI	16
1.3.2.1 Técnica Traslacional	16
1.3.2.2 Técnica de Stanford	16
1.3.2.3 Técnica rotacional (o McGill)	19
1.3.3 PDD en TSEI	21
<b>1.4 Técnica desarrollada en Clínica Alemana</b>	25
<b>2.- Objetivos</b>	29
2.1 Generales	29
2.2 Específicos	29
<b>3.- Hipótesis de trabajo</b>	30
<b>4.- Materiales y métodos</b>	31
4.1 Caracterización dosimétrica de los haces de electrones: Filtro dispersador.	31
4.2 TSEI: determinación ancho de isodosis y penumbras.	33
4.3 Caracterización de diodos EDD-2	34
4.3.1 Factores de calibración a la distancia de trabajo.	36
4.3.2 Dependencia de la respuesta con la dirección de incidencia del haz a 100cm.	38
4.3.3 Dependencia de la respuesta del diodo con el ángulo de incidencia en condiciones TSEI.	40
4.4 Haz clínico de TSEI: distribución de dosis relativa	42

4.5 Haz clínico de TSEI: optimización de la unión de campos.	43
4.6 PDD resultante de las contribuciones de todos los haces dosimetría fílmica.	46
4.7 Efectos de solapamiento.	48
<b>5.- Resultados y discusión.</b>	<b>50</b>
5.1 Caracterización dosimétrica de los haces de electrones: Filtro dispersador	50
5.2 TSEI: determinación ancho de isodosis y penumbras.	55
5.3 Caracterización de diodos EDD-2	57
5.3.1 Factores de calibración a la distancia de trabajo	57
5.3.2 Dependencia de la respuesta con la dirección de incidencia del haz a 100cm.	59
5.3.3 Dependencia de la respuesta del diodo con el ángulo de incidencia en condiciones TSEI.	62
5.4 Haz clínico de TSEI: distribución de dosis relativa	66
5.5 Haz clínico de TSEI: optimización de la unión de campos	72
5.6 PDD resultante de las contribuciones de todos los haces, dosimetría fílmica.	75
5.7 Efectos de solapamiento	78
<b>6.- Conclusiones</b>	<b>82</b>
<b>7.- Bibliografía</b>	<b>85</b>
<b>8.- Anexos</b>	<b>87</b>



## Listado de Figuras.

**Figura 1.** Geometría en radioterapia estándar. (a) Situación de referencia (dosimetría física). (b) Situación de tratamiento (dosimetría clínica).

**Figura 2.** Geometría en una TSEI. (a) Situación de referencia (dosimetría física). (b) Situación de tratamiento (dosimetría clínica).

**Figura 3.** Paciente que muestra la micosis fungoide en estadio inicial de placa.

**Figura 4.** Paciente con micosis fungoide en etapa avanzada con infiltración de la dermis y linfática.

**Figura 5.** Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso médico.

**Figura 6.** (a) Un haz de electrones con una lámina dispersadora simple y un colimador tubular. (b) La distribución de los electrones dispersados desde la lámina y el colimador. (c) Aplicadores de electrones acelerador GE Saturno 42.

**Figura 7.** Espectros energéticos de los electrones, y sus parámetros: (a) indica la distribución energética del haz de electrones a la salida del acelerador, pero antes de la ventana de salida; (0) indica la distribución en la superficie del medio; y (z) indica la distribución a una profundidad z en el medio.

**Figura 8.** Distribución de la dosis absorbida de un haz de electrones y significado de los parámetros de alcance.  $D_{max}$  es el nivel de dosis absorbida máxima,  $D_x$  es el fondo debido a radiación de frenado,  $R_{90}$  es el alcance terapéutico,  $R_{50}$  la profundidad de hemiabsorción,  $R_p$  el alcance práctico y  $G$  el gradiente de dosis absorbida.

**Figura 9.** Esquema de la técnica de TSEI utilizada en la Universidad de Stanford, CA. Dos campos de electrones con rayos centrales en  $\pm 20^\circ$  de la horizontal son utilizados para producir el campo grande.

**Figura 10.** Cuatro de seis posiciones del paciente para el tratamiento de TSEI con la técnica de Stanford: (a) anterior; (b) posterior; (c) y (d) dos de las cuatro posiciones oblicuas. Corte axial representando las incidencias de un tratamiento de TSEI.

**Figura 11.** Distribución de la isodosis para un campo doble de electrones representado en la Figura 6 que se utiliza en la Universidad de Stanford.

**Figura 12.** Esquema de la técnica rotacional de TSEI desarrollada y utilizada para el tratamiento de radiación corporal total de la piel en 1981 en la universidad de McGill.

**Figura 13.** Perfil de dosis en profundidad sobre el eje central medido en un maniquí antropomórfico en las condiciones de la técnica de Stanford: la línea discontinua es el haz estacionario doble con el haz angulado  $\pm 20^\circ$  desde la horizontal, la línea continua muestra el efecto de la composición de los 12 campos.

**Figura 14.** Perfil de dosis en profundidad (PDD) sobre el eje central de un campo medido en un maniquí de poliestireno cilíndrico para un campo grande de electrones usado con una técnica rotacional de TSEI de la universidad de McGill en Montreal.

**Figura 15.** PDD para haces de electrones estacionarios obtenidos en un maniquí de poliestrieno para varios ángulos de oblicuidad  $\alpha$ : (a) energía de 9 MeV, ancho de campo de 7 cm.; (b) energía de 15 MeV, ancho de campo de 20cm.

**Figura 16.** PDD medidas para varios espesores de L de poliestrieno sobre el lado del maniquí próximo a los TLDs que apuntan desde 10cm representando una curva de PDD estándar y la curva a  $L=0$ . Todos los datos están normalizados a la  $d_{max}$  para la distribución de PDD estándar.

**Figura 17.** Esquema que muestra la técnica de tratamiento desarrollada por el servicio de radioterapia de Clínica Alemana. Desplazando al paciente a lo largo de su eje cráneo-caudal bajo el haz de tratamiento se compone el campo completo (superior e inferior).

**Figura 18.** Incidencias del haz de tratamiento en referencia al cuerpo del paciente, este gira a razón de  $60^\circ$  en cada posición.

**Figura 19.** Cuatro de seis posiciones del paciente para el tratamiento de TSEI con la técnica de Stanford: (a) anterior; (b) posterior; (c) y (d) dos de las cuatro posiciones oblicuas.

**Figura 20.** Esquema de montaje de la obtención de las curvas de dosis en profundidad para las distintas energías y para medición del efecto del filtro dispersor.

**Figura 21.** Sistema de coordenadas para caracterización dosimétrica.

**Figura 22.** Fotografía que muestra el modo del montaje con un maniquí de placas de 20 cm de alto y su regulación a distintas distancias fuente superficie.

**Figura 23.** Montaje de los diodos alrededor de la cámara de ionización Farmer.

**Figura 24.** Detector semiconductor EDD-2, mostrando sus dimensiones e indicando los ejes sobre los cuales son especificados la dependencia direccional.

**Figura 25.** Montaje de los diodos para la prueba de dependencia direccional. (a). Montaje del maniquí a DFS 100 cm. variando el ángulo de incidencia del haz desde  $315^\circ$  a  $45^\circ$  en intervalos de  $15^\circ$ . (b). Posición de los diodos para evaluar la dependencia axial. (c). Posición de los diodos en la posición cráneo-caudal (Tilt).

**Figura 26.** Esquema y fotografía del montaje de la experiencia. Se realizó esta experiencia para la energía de 6 MeV nominal y luego para la energía de 9 MeV con el dispersador de acrílico de 8mm.

**Figura 27.** Montaje de los diodos en la realización del mapa de dosis con el espaciado de 8,5cm.

**Figura 28.** Espaciado de los diodos hacia el límite de campo y medición en el límite y debajo de las planchas de plomo de 3mm de espesor utilizadas como blindaje en la zona de unión de campo.

**Figura 29.** Fotografía del filtro aplanador utilizado para homogeneizar el perfil de dosis longitudinal.

**Figura 30.** Maniquí cuadrado (a) y antropomorfo de placas de acrílico (b), usado para la obtención de las curvas de PDD en las condiciones de mediciones estándar y de tratamiento.

**Figura 31.** Película irradiada en un maniquí antropomorfo con 1 haz de 6 MeV de energía nominal. La dosis se encuentra normalizada en el eje central a la profundidad de la  $D_{max}$ .



**Figura 32.** Película irradiada en un maniquí antropomorfo con 1 haz de 9 MeV de con un dispersador de acrílico de 8mm. La dosis se encuentra normalizada en el eje central a la profundidad de la Dmax.

**Figura 33.** Película irradiada en maniquí antropomorfo con 6 haces de 6 MeV de energía nominal.

**Figura 34.** Película irradiada en maniquí antropomorfo con 6 haces de 9 MeV de energía nominal más un atenuador de acrílico de 8 mm.

**Figura 35.** Películas irradiadas en maniquí antropomorfo con 3 haces de 9 MeV de energía nominal con dispersador de 8mm de acrílico. A.- Película irradiada con campo anterior. B.- Película irradiada con campos oblicuos anteriores.

### Listado de Gráficos.

**Gráfico 1.** Curvas de PDD para haces de electrones de 6, 9, 12 y 15 MeV en condiciones de TSEI.

**Gráfico 2.** Curvas de PDD para haces de electrones de energía nominales de 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de PMMA de 8mm en condiciones de TSEI.

**Gráfico 3.** Curvas de PDD para haces de electrones de energía nominales de 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de PMMA de 12mm en condiciones de TSEI.

**Gráfico 4.** Comparación de curvas de PDD para haces de electrones de 6 MeV sin dispersador, 9 MeV con dispersador de 8 y 12 mm de espesor.

**Gráfico 5.** El grafico se presenta los perfiles de dosis en profundidad. Los perfiles se realizaron para el campo moviendo la cuba de medición y sumando los distintos perfiles para formar el hemicampo.

**Gráfico 6.** La figura muestra las curvas de isodosis realizadas para el haz de 9 MeV con dispersador de 8mm de acrílico.

**Gráfico 7.** Dependencia direccional axial de la medida de los diodos 1 y 7 para un haz de electrones de 6 MeV tasa 400 para 200 UM DFS 100 cm.

**Gráfico 8.** Dependencia direccional axial de la medida de los diodos 1 y 7 medidos para electrones de 9 MeV tasa 400 para 200 UM SSD 100 cm.

**Gráfico 9.** Dependencia direccional longitudinal (Tílt) de la medida de los diodos 1 y 7 para el haz de electrones de 6MeV tasa 400 para 200 UM DFS 100 cm.

**Gráfico 10.** Dependencia direccional longitudinal (Tílt) de la medida de los diodos 1 y 7 para el haz de electrones 9 MeV tasa 400 para 200 UM SSD 100 cm.

**Gráfico 11.** Variación de la dosis medida en un maniquí cilíndrico medido con el grupo de 10 tipos de diodos para un haz de 6 MeV de energía nominal en condiciones de TSEI.

**Gráfico 12.** Variación de la dosis medida en un maniquí cilíndrico medido con el grupo de 10 diodos para un haz de 9 MeV de energía nominal con un dispersador de acrílico de 8 mm en condiciones de TSEI.

**Gráfico 13.** Perfil eje central Saturno 42 electrones de 6 MeV sin atenuador con protección de plomo de 3mm en el borde de campo derecho.

**Gráfico 14.** Perfil de dosis eje central Saturno 42 electrones de 9 MeV con atenuador de 8mm de acrílico con protección de plomo de 3mm en el borde de campo derecho.

**Gráfico 15.** Perfil longitudinal compuesto campo superior e inferior. Técnica TSEI campos adyacentes Saturno 42 electrones 6 MeV sin atenuador de acrílico.

**Gráfico 16.** Perfil longitudinal compuesto campo superior e inferior. Técnica TSEI campos adyacentes Saturno 42 electrones 9 MeV con atenuador de acrílico de 8mm.

**Gráfico 17.** Comparación de perfiles compuestos, 6MeV y 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm. Diferencia porcentual entre ambos perfiles.

**Gráfico 18.** Perfiles longitudinales de dosis para 9 MeV con dispersador de acrílico de 8 mm. Se tomaron con angulaciones simétricas del gantry de 24°, 25°, 26° y 27°.

**Gráfico 19.** Perfil de dosis longitudinal resultante de la composición de dos haces angulados  $\pm 27^\circ$  y de la aplicación de un filtro aplanador adicional, para la energía de 9 MeV con atenuador de 8mm de acrílico.

**Gráfico 20.** Comparación de los perfiles longitudinales de la técnica de campos adyacentes, angulados 27° y angulados 27° mas un filtro aplanador.

**Gráfico 21.** Comparación de curvas PDD entre un campo simple y la resultante de los 6 haces de energía de 6 MeV nominal en un maniquí de acrílico medidos con dosimetría filmica.

**Gráfico 22.** Comparación de curvas PDD entre un campo simple y la resultante de los 6 haces de energía de 9MeV con dispersador en maniquí de acrílico medidos con dosimetría filmica.

**Gráfico 23.** Distribución de dosis en profundidad para campo AP y oblicuos anteriores Prescripción 85% 100cGy para cada campo individual.

## Listado de Tablas.

**Tabla 1.** Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV en condiciones de TSEI, se destacan los parámetros relevantes de cada energía.

**Tabla 2.** Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de 8mm de PMMA en condiciones de TSEI.

**Tabla 3.** Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de 12mm de PMMA en condiciones de TSEI.

**Tabla 4.** Características dosimétricas de las curvas PDD graficadas para 6 MeV sin dispersador y 9 MeV atenuados con un filtro de 8 y 12mm de PMMA en condiciones de TSEI.

**Tabla 5.** La tabla presenta los anchos en centímetros de las curvas de dosis en profundidad medidos en superficie, 5, 10 y 12mm de profundidad, siendo esta última la profundidad de ancho máximo.

**Tabla 6.** Factores de conversión de los diodos EDD-2 para la energía de 6 MeV sin atenuador, medidos a distintas distancias fuente superficie.

**Tabla 7.** Factores de conversión de los diodos EDD-2 para la energía de 9 MeV con dispersador de acrílico de 8mm, medidos a distintas distancias fuente superficie.

**Tabla 8.** Tabla de dosis relativa para la técnica de campos adyacentes realizada para electrones de 6 MeV sin filtro atenuador a una distancia de 209 cm de DFS.

**Tabla 9.** Tabla de dosis relativa para la técnica de campos adyacentes realizada para electrones de 9 MeV con filtro dispersador de 8 mm de acrílico a una distancia de 209 cm de DFS.

### Glosario de términos utilizados

<b>ALE</b>	Acelerador lineal de electrones.
<b>DFS</b>	Distancia fuente superficie, distancia de trabajo desde la fuente emisora de irradiación a la superficie del cuerpo a irradiar.
<b><math>D_x</math> %</b>	Contaminación de la radiación de frenado.
<b><math>D_w</math></b>	Dosis en agua.
<b><math>E_{p,0}</math></b>	Energía más probable en superficie.
<b><math>E_0</math></b>	Energía media en superficie.
<b><math>\bar{E}_z</math></b>	Energía media en el punto de medida, a profundidad z.
<b>G</b>	Gradiente de dosis absorbida, es la pendiente de la PDD de electrones.
<b>Gy o cGy</b>	Grey o centigray, unidad de medida de dosis.
<b><math>K_{PT}</math></b>	Factor de corrección de las medidas por presión y temperatura.
<b>KV</b>	Kilo Voltios.
<b>MeV</b>	Mega electrón Voltios.
<b>MF</b>	Micosis Fungoide.
<b>MHz</b>	Mega hercios.
<b><math>M_u</math></b>	Promedio de las lecturas de una cámara de ionización.
<b><math>N_{D,aire}</math></b>	Factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cámara de ionización.
<b><math>P_{cel}</math></b>	Factor que tiene en cuenta la no equivalencia al agua del electrodo central de la cámara.
<b><math>P_s</math></b>	Factor de corrección que corrige por la merma de eficiencia de colección por recombinación de iones en el volumen de la cavidad.
<b><math>P_u</math></b>	Factor que corrige la perturbación introducida por la cámara de ionización dentro del medio.
<b>PDD</b>	Del inglés, percentage depth dose, porcentaje de dosis en profundidad.
<b>PUVA</b>	Psoralen y ultravioleta A, tratamiento para la micosis fungoide.
<b><math>R_p</math></b>	Rango práctico o alcance práctico.
<b><math>R_{50}</math></b>	Rango 50, profundidad a la que se encuentra el 50% de la curva de dosis absorbida.
<b><math>R_{máx}</math></b>	Rango máximo, extrapolación de la cola de la curva de dosis en profundidad en la cual se reúne con la cola de Bremsstrahlung producida por los electrones.
<b><math>R_{100}</math>, <math>Z_{máx}</math>, <math>D_{máx}</math></b>	Profundidad de dosis máxima.
<b><math>R_{90}</math> y <math>R_{85}</math></b>	Rango 90 y rango 85, son las profundidades más allá de la dosis máxima, en la que la dosis cae a un 90% y un 85% respectivamente de la superficie. Dependiendo de la decisión clínica se denominan rangos terapéuticos.
<b><math>R_q</math></b>	Profundidad donde la tangente a través del punto de inflexión intersecta el nivel de dosis máxima.

<b>RSup. %</b>	Porcentaje de la dosis en la superficie o en la entrada del maniquí.
<b><math>S_{w,a}</math></b>	Razón de poderes de frenado másicos de colisión en agua - aire.
<b>TLD</b>	Dosímetros termoluminiscentes.
<b>TSEI</b>	Del inglés Total Skin Electron Irradiation, irradiación total de piel con electrones.
<b>UM</b>	Unidades de monitor.
<b><math>\Omega\text{cm}</math></b>	Ohm centímetro, medida de resistividad conductiva.

**Resumen:**

**Objetivos:** Optimizar la técnica de irradiación total de piel con electrones (TSEI) desarrollada en la unidad de radioterapia de Clínica Alemana de Santiago.

**Materiales y métodos:** Se utilizaron técnicas de dosimetría absoluta y relativa para determinar la energía del haz óptima, para aumentar la dosis en superficie, así como su homogeneidad. Un grupo de diez diodos fueron caracterizados y luego usados para caracterizar la unión de campos, de la técnica de campos adyacentes y su optimización. Estos serán utilizados para dosimetría in vivo en las sesiones de tratamientos. Las curvas de dosis en profundidad fueron establecidas utilizando dosimetría filmica y relativa en agua para un campo simple y los arreglos de seis haces utilizados en la técnica de TSEI tipo Stanford. Se analizaron la distribución de la dosis y el efecto de la superposición de campos.

**Resultados:** La PDD resultante del arreglo de seis haces dobles de electrones con energía de 6MeV es comparable a un haz simple de energía de 4MeV en condiciones estándar. Un haz de electrones de 9MeV con un filtro dispersador de 8mm de acrílico, se comporta de manera similar a la energía de 6MeV antes citada, pero aumenta la dosis en superficie en un 9%. La técnica de campos adyacentes presenta una heterogeneidad de la dosis de un 32%, resultante en el área de unión de campos y un largo útil de 1,6m. Con el uso de campos angulados de  $\pm 27^\circ$  y un filtro aplanador adicional, la homogeneidad aumentó a  $\pm 15\%$ , mejorando la distribución en la unión de campos y aumentando la dosis hacia los bordes superior e inferior del campo. La variación de las medidas de los diodos disminuye al usar el filtro dispersador y el filtro aplanador adicional en condiciones de TSEI y presenta una menor variación ( $\pm 5\%$ ), comparado a el estándar basal (6MeV sin dispersador). La superposición de campos aporta una contribución de 1:1 en la entrega de la dosis en superficie.

**Conclusiones:** El uso de un filtro dispersador de acrílico con seis incidencias tipo Stanford de haces duales angulados, mejora la homogeneidad de la distribución de dosis y aumenta la dosis en superficie. El uso de los filtros dispersadores y aplanadores disminuye la variabilidad de las medidas de los diodos, permitiendo un seguimiento más preciso de la dosis. La superposición de los campos debe ser considerada en el diseño del fraccionamiento y la dosis prescrita.

**Abstract:**

**Objectives:** Optimize the TESI technique developed at Clínica Alemana.

**Materials and methods:** Absolute and relative dosimetry techniques were used for determining the optimal beam energy, for increasing the dose in surface, as well its homogeneity. A set of ten diodes were characterized and were used for optimizing the fields characteristics and their union, and will be used for in vivo dosimetry of the treatment sessions. Curves of depth dose were established using film dosimetry and relative in water for single electron beam and each of the six beams arrangement used in the Stanford technique of TESI. Analysis of dose distribution and field junctions were performed.

**Results:** The resulting PDD of the six beam arrangement with 6MeV electron beam is comparable to a single 4MeV electron beam in standard conditions. A 9MeV electron beam using a 8mm acrylic foil for scattering, results in a dose in depth distribution similar to the 6MeV electron beam without scattering device, while increasing a 9% the dose in the surface. The adjacent fields technique presents a heterogeneity of dose of 32%, explained by reduction of the dose in the area of field junction and at the edges of the field. With the use of angulated beam arrangement of  $\pm 27^\circ$  with an additional flattening filter, the homogeneity increased to  $\pm 15\%$ , explained both by improvement of the dose in the junction and an increment of the dose at the edges of the field. Diodes measure using the scattering plate with an additional flattening filter during TESI conditions decrease their variation and presents only a minor variation ( $\pm 5\%$ ), compared to basal standard conditions (6MeV without scattering filter).

**Conclusions:** The use of an acrylic scattering foil with the angulated six beams Stanford technique for TESI, improves the homogeneity of dose distribution and increases the dose in the surface. The use of the scattering plate and flattening filter, decrease measure diode variation, allowing accurate in vivo dosimetry during treatment. With these simple and reproducible modifications of the Stanford technique, final homogeneity and dose in the skin can be improved, while permitting accurate monitoring of the treatment. The superposition of field have to considerate in design of fractionation and the prescribe dose.

## **I.- Introducción.**

### **1.1. Marco Teórico**

#### **1.1.1. Irradiación total de piel con electrones (TSEI).**

La irradiación total de piel con electrones (Total Skin Electrón Irradiation: TSEI) es una técnica especial de radioterapia la cual tiene como objetivo **irradiar la piel de todo el cuerpo con una dosis lo más uniforme posible**, minimizando la dosis a los órganos internos <sup>[1-5]</sup>. Se requiere, por lo tanto, de un tipo de radiación que deposite la dosis fundamentalmente en la superficie. Las características de la interacción de los haces de electrones con la materia hacen de éstos, el tipo de radiación indicada para lograr dicho objetivo.

Antes de la década de los 50, se utilizaron alternativas como los rayos X superficiales del orden de 200 a 300 KV, electrones emitidos por generadores Van de Graaf y fuentes emisoras de partículas beta para el tratamiento de TSEI <sup>[4, 5]</sup>.

En la actualidad se emplean haces de electrones (6 a 15MeV) generados por aceleradores lineales de electrones (ALE), diseñados especialmente para tratamiento de radioterapia (ver sección 1.1.3), que de forma estándar se realizan a un metro de la fuente (Figura 1). Sin embargo, las características especiales de la TSEI implican la introducción de modificaciones que permitan la generación de campos mayores a los que se usan en radioterapia estándar (Figura 2).

El objetivo clínico de la TSEI es irradiar de forma uniforme un espesor definido de la piel del paciente. Sin embargo, la irregularidad natural de la anatomía del paciente (por ejemplo superficies cóncavas, convexas, pliegues, etc.) plantean un desafío



complejo desde los puntos de vista técnico y físico. Se trata, en definitiva, de evitar en lo posible zonas de sub o sobre dosis [4-6].

En radioterapia “estándar”, tanto la dosimetría física (caracterización dosimétrica de los haces) como el modelamiento de los parámetros que de ella se obtienen para los cálculos de distribución de dosis sobre cada paciente (dosimetría clínica), siguen protocolos bien establecidos [5,7-10]. Dentro de las incertidumbres (sobre todo para electrones o en interfases con cambios bruscos en la densidad electrónica del medio) que aún plantean los algoritmos de modelación de la distribución de dosis, hay soluciones comerciales, validadas por la comunidad científica, que entregan distribuciones de dosis en el caso en particular de cada paciente [5,11-13]. Sin embargo, en la TSEI, los tamaños de campos exceden el tamaño del paciente (el paciente debe recibir un “baño de electrones”), por lo que cada centro debe desarrollar una técnica particular que se adapte a las condiciones de la sala de tratamiento, del paciente, así como a otros factores centro-dependientes (Figura 2) [3, 5, 6, 14]. Como consecuencia, es necesario realizar una dosimetría física para caracterizar el haz en las condiciones particulares de cada técnica y elaborar protocolos de dosimetría clínica para la planificación de los tratamientos y la estimación de la dosis por cada paciente.

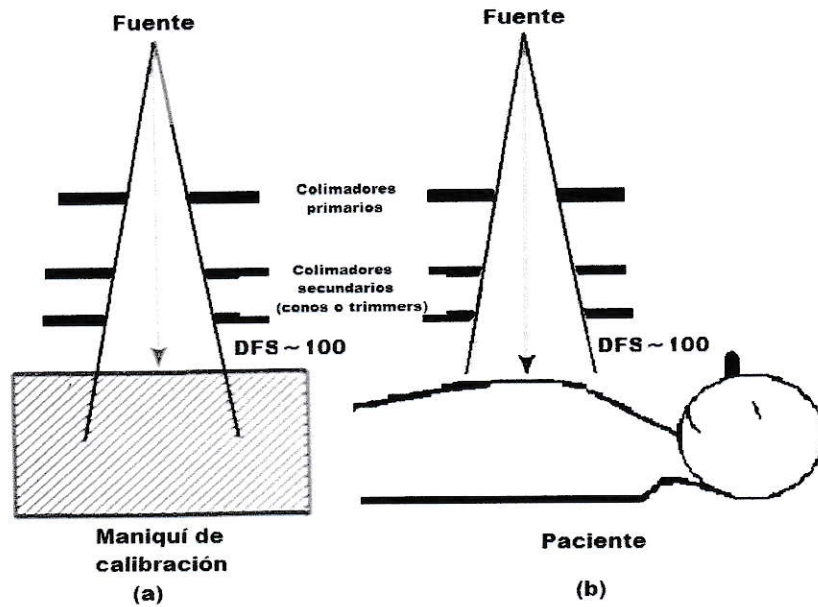


Figura 1.- Geometría en radioterapia estándar. (a) Situación de referencia (dosimetría física). (b) Situación de tratamiento (dosimetría clínica). Las situaciones de dispersión son similares en ambos casos: las dimensiones del campo son inferiores a las del maniquí y el paciente. (DFS: distancia fuente superficie)

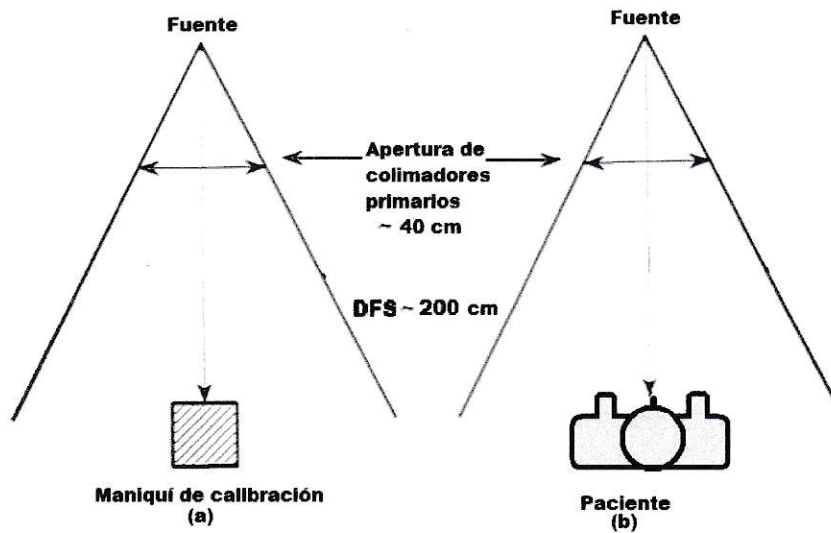


Figura 2. Geometría en una TSEI. (a) Situación de referencia (dosimetría física). (b) Situación de tratamiento (dosimetría clínica). Las condiciones de dispersión son diferentes aunque en ambos casos las dimensiones del campo son superiores a las del maniquí y el paciente.

### 1.1.2 Micosis fungoide.

La Micosis Fungoide (MF) es un linfoma no Hodgkin de bajo grado, de linfocitos T que ataca la piel. Es la enfermedad más frecuente vista dentro de la cantidad de linfomas cutáneos y desórdenes relacionados <sup>[1]</sup>. En el momento del diagnóstico inicial de la MF, más del 80% de los pacientes tienen enfermedad de manchas y placas limitadas a la piel, como se muestra en la Figura 3. Ellos tienen un excelente pronóstico con una sobrevida media entre los 15 y 30 años. El 20% restante de los pacientes muestran tumores en la piel o eritroderma difusa y experimentan una sobrevida media de menos de 10 años, como se muestra en la Figura 4 <sup>[15]</sup>. Todos los pacientes con MF están en riesgo de progresión o transformación a un tumor de células T más agresivo. Los riesgos son significativamente mayores en pacientes que presentan una enfermedad más avanzada. Las terapias comúnmente usadas, incluyen los esteroides tópicos, rayos ultravioletas B, metocloretamina tópica, carmustina, y Psoralen más ultravioleta A (PUVA).

Todas estas terapias han demostrado que producen una regresión de las lesiones; desafortunadamente la duración de la remisión es limitada, y solamente la TSEI ha producido una sobrevida libre de enfermedad continua una vez finalizada la terapia <sup>[15]</sup>. La TSEI por lo tanto juega un importante rol en el tratamiento de la MF y puede ser usada con intención curativa si el paciente es referido a TSEI durante el período inicial cutáneo de la enfermedad <sup>[1]</sup>.



**Figura 3. Paciente que muestra la micosis fungoide en estadio inicial de placa.**



**Figura 4. Paciente con micosis fungoide en etapa avanzada con infiltración de la dermis y linfática. Este paciente muestra la colocación de protecciones intraoculares para permitir irradiar los párpados sin dañar las estructuras oculares más radiosensibles.**

### **1.1.3 Aceleradores lineales de electrones (ALE) de uso médico.**

Los haces de electrones de un ALE (Figura 5) se generan a partir de la emisión termoiónica en un cátodo incandescente. Estos electrones son arrancados por una diferencia de potencial e inyectados de manera pulsada dentro de la guía de onda aceleradora.

La guía de onda aceleradora es una estructura que se encuentra en un alto vacío, en la cual se transfiere energía desde campos de radiofrecuencia, proporcionados por microondas, a los electrones inyectados, a una frecuencia del orden de 3000MHz. Las microondas son suministradas en pulsos cortos, y son proporcionados por dos tipos de dispositivos: un Magnetron o un Klystron.

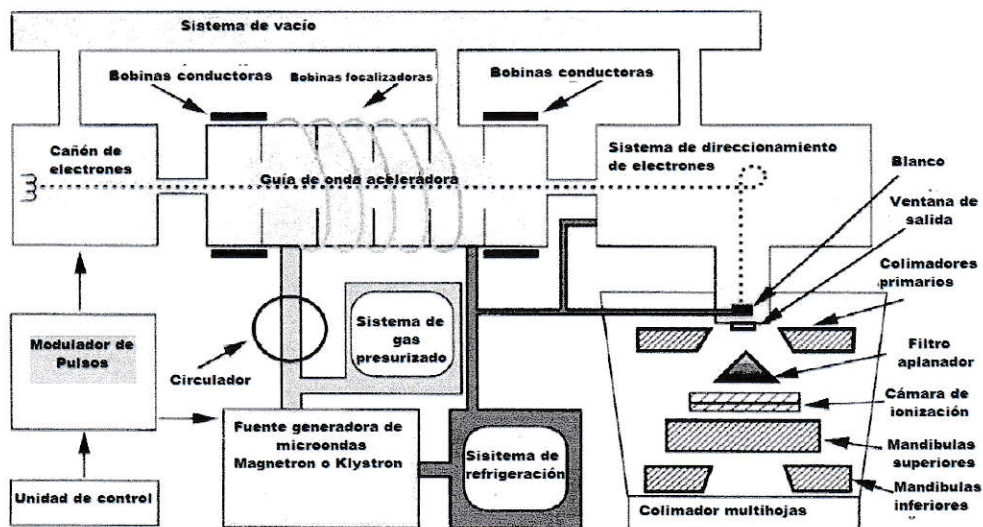
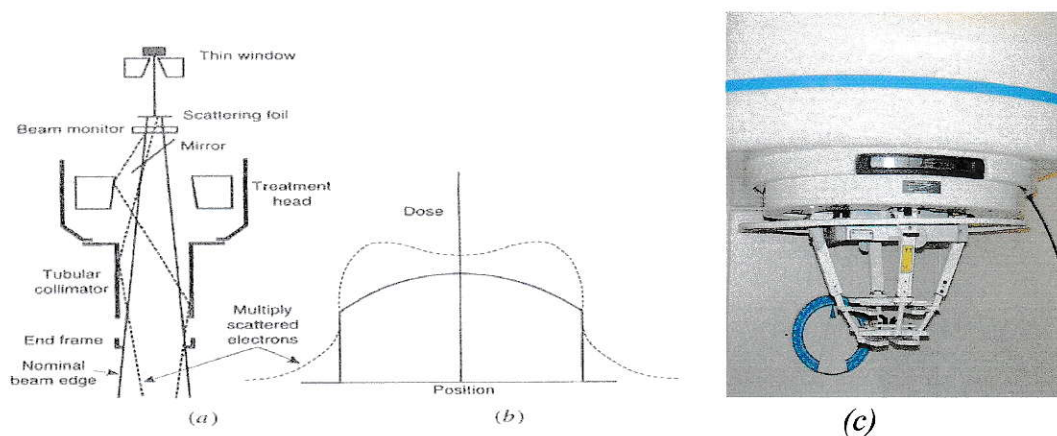


Figura 5. Diagrama esquemático de un acelerador lineal de uso médico. (Tomado de Syllabus on Radiation Oncology Physics, IAEA 2003).

La energía que un electrón adquiere desde un campo de frecuencia de microondas depende de la amplitud del campo eléctrico del pulso inyectado. Los electrones acelerados tienden a diverger, parcialmente por la repulsión columbiana mutua pero principalmente porque los campos eléctricos en la estructura de la guía tienen un componente radial. Para esto es que existen, alrededor de la guía aceleradora, una serie de bobinas que cumplen la función de focalizar y conducir los paquetes de electrones que viajan dentro de la guía. Una vez que los electrones egresan desde la guía aceleradora son re-dirigidos hacia la ventana de salida del ALE, mediante las

bobinas de direccionamiento (Bending Magnet). Cuando la máquina es requerida como un generador de fotones el haz de electrones es dirigido sobre un blanco de rayos X donde es detenido con la emisión de rayos X de frenado o Bremsstrahlung <sup>[16]</sup>.

La forma en que un ALE genera un haz de electrones clínicamente útil es interponiendo una laminilla metálica dispersora muy delgada (para minimizar la contaminación con fotones por radiación de frenado) a la salida de la ventana del sistema de direccionamiento. De esta forma el haz de electrones que inicialmente es del espesor de un lápiz, se transforma en un campo, de área determinada, sobre la superficie del paciente. Sin embargo, los electrones sufren una gran cantidad de colisiones (interacciones coulombianas con los núcleos de los átomos) en el aire que atraviesa desde la salida de la lámina dispersadora hasta la superficie del paciente. Para disponer de un haz con límites bien definidos (por ejemplo menor penumbra), es imprescindible el empleo de un sistema de colimación que debe finalizar lo más cerca posible de la superficie de tratamiento, como se muestra en la Figura 6 <sup>[16]</sup>.



**Figura 6. (a) Un haz de electrones con una lámina dispersadora simple y un colimador tubular. (b) La distribución de los electrones dispersados desde la lámina y el colimador. (c) Aplicadores de electrones acelerador GE Saturno 42 <sup>[16]</sup>. (Tomado de Linear Accelerators for Radiation Therapy, Greene 1997)**

## 1.2 Especificación de la energía de un haz de electrones.

La importancia de la determinación de la energía de un haz de electrones o de fotones estriba, fundamentalmente, en las dependencias energéticas de algunos parámetros dosimétricos (poderes de frenado, factores de perturbación, etc.) necesarios para la determinación de la dosis absorbida en cualquier punto del medio material sometido a la radiación.

Cuando un haz de electrones atraviesa los diferentes materiales existentes entre la ventana de vacío del acelerador y la superficie del medio irradiado, sufre pérdidas de energía que desplazan el espectro hacia energías inferiores, al mismo tiempo que fluctuaciones en las citadas pérdidas ensanchan el espectro. Algo análogo sucede cuando el haz penetra en el medio. La figura 7 esquematiza estos efectos. En consecuencia, los parámetros energéticos de la distribución, citados anteriormente, serán distintos según se trate del haz inicial (Fig. 7.a) en la superficie del maniquí o del paciente (Fig. 7.0), o del haz a una profundidad  $z$  en el interior del medio irradiado (Fig. 7.z).

La especificación de la energía de los electrones para propósitos clínicos prácticos no requiere el conocimiento exacto del haz (i.e. espectro energético y distribuciones angulares) a cualquier profundidad en el medio, pero las distribuciones de dosis absorbida y otros datos del haz sólo son significativos si se especifican claramente ciertos parámetros. En este trabajo se seguirán las recomendaciones de los informes Técnicos 277 y 381 de la IAEA [7, 8]. Según dichos protocolos, en tratamientos de radioterapia con haces de electrones, sólo es necesario la determinación de la energía

más probable en superficie ( $E_{p,0}$ ) así como de las energías medias  $\bar{E}_0$  y  $\bar{E}_z$  en la superficie del maniquí y en el punto de medida de dosis (profundidad  $z$ ), respectivamente.

No es el objetivo de este trabajo el realizar una descripción exhaustiva de los fundamentos y procedimientos seguidos para el cálculo de dosis absorbida. Se presentarán los conceptos y expresiones según las recomendaciones de los protocolos internacionales anteriormente citados.

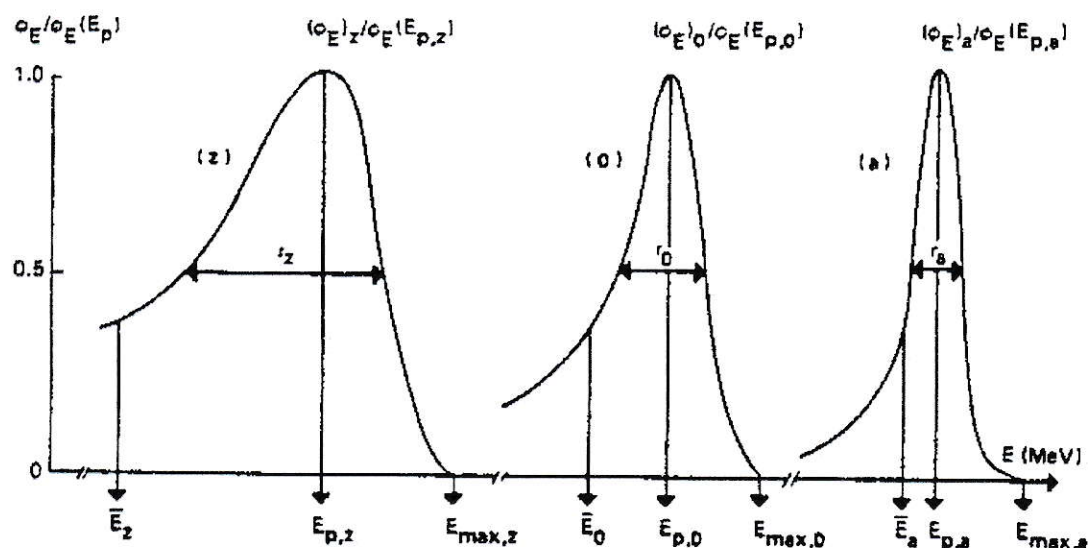


Figura 7. Espectros energéticos de los electrones, y sus parámetros: (a) indica la distribución energética del haz de electrones a la salida del acelerador, pero antes de la ventana de salida; (0) indica la distribución en la superficie del medio; y (z) indica la distribución a una profundidad  $z$  en el medio (De IAEA protocolo 277, 1990 [7])

La determinación de  $E_{p,0}$  y  $\bar{E}_0$  se basa en el empleo de relaciones empíricas entre la energía y ciertos parámetros de alcance (ver sección 1.2.1) que caracterizan la penetración del haz en diversos materiales. A partir de  $\bar{E}_0$  también es posible determinar  $\bar{E}_z$  a cualquier profundidad en el medio.



### 1.2.1 Determinación práctica de la energía de un haz de electrones.

Los parámetros de alcance (o rangos) se definen a partir de la distribución de dosis absorbida en profundidad (PDD por sus siglas en inglés “Percentage Depth Dose”) según se indica en la figura 8. De especial relevancia (pues de ellos se derivan, como se verá a continuación, los parámetros necesarios para el cálculo de dosis absorbida) son el alcance o rango práctico  $R_p$ , y la profundidad de hemiabsorción,  $R_{50}$ .

**Alcance o rango práctico ( $R_p$ )** se define como la profundidad donde la tangente a la porción recta del tramo descendente de la curva, corta a la prolongación del fondo de radiación de frenado.

**Profundidad de hemiabsorción ( $R_{50}$ )** se define como la profundidad a la que se encuentra el nivel de 50% de la curva de dosis absorbida.

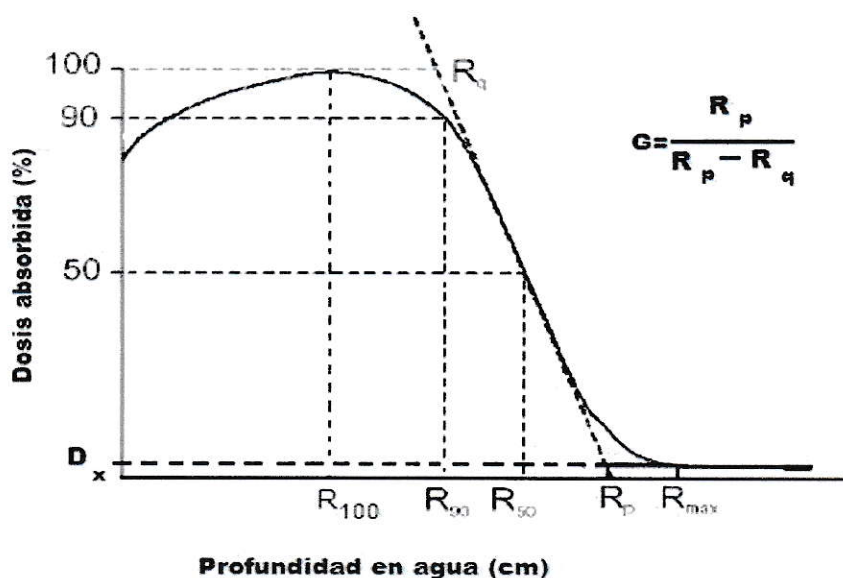


Figura 8. Distribución de la dosis absorbida de un haz de electrones y significado de los parámetros de alcance.  $D_{max}$  es el nivel de dosis absorbida máxima,  $D_x$  es el fondo debido a radiación de frenado,  $R_{90}$  es el alcance terapéutico,  $R_{50}$  la profundidad de hemiabsorción,  $R_p$  el alcance práctico y  $G$  el gradiente de dosis absorbida.

Otros parámetros de importancia que caracterizan a las curvas de PDD son los siguientes:

**Rango máximo ( $R_{m\acute{a}x}$ ):** es definido como la extrapolación de la cola de la curva de dosis en profundidad en la cual se reúne con la cola de Bremsstrahlung producida por los electrones, esta es la mayor penetración de los electrones en el medio absorbente; como se observa en la Fig. 8. La  $R_{m\acute{a}x}$  tiene la desventaja de que no es un punto de medida fácil de definir.

**Las profundidades de  $R_{90}$ ,  $R_{85}$ :** se definen como las profundidades más allá de la profundidad de la dosis máxima  $R_{100}$  ( $Z_{m\acute{a}x}$  o  $D_{m\acute{a}x}$ ), que corresponden a los porcentajes del 90% y 85% respectivamente. Dependiendo de la elección clínica, el  $R_{90}$  o  $R_{85}$  también se le denomina rango terapéutico.

**La profundidad  $R_q$ :** es definida como la profundidad donde la tangente a través del punto de inflexión intersecta el nivel de dosis máxima.

**Porcentaje de dosis en superficie (RSup. %):** Corresponde al porcentaje de la dosis en la superficie o en la entrada del maniquí.

**Contaminación de la radiación de frenado (Bremsstrahlung) [ $D_x$  %]:** es la extrapolación de la cola de la curva de dosis en profundidad respecto a la dosis máxima en un medio irradiado y que se produce en el cabezal del ALE, el aire entre el cabezal - paciente y en el maniquí mismo de medida.

Las relaciones empíricas energía-alcance que se dan más adelante son válidas estrictamente para haces anchos y paralelos de electrones, incidentes perpendicularmente sobre un maniquí semi-infinito de agua.

a) Determinación de energía más probable en superficie ( $E_{p,0}$ )

$E_{p,0}$  se encuentra relacionada empíricamente con el  $R_p$  medido en agua a través de la siguiente relación:

$$E_{p,0} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2 \quad [\text{Ec. 1}]$$

b) Determinación de la energía promedio en superficie ( $\bar{E}_0$ )

Es posible determinar este parámetro a partir de la siguiente expresión:

$$\bar{E}_0 [\text{MeV}] = 0.656 + 2.059(R_{50}) + 0.022(R_{50})^2 \quad [\text{Ec. 2}]$$

Donde  $R_{50}$  corresponde a la profundidad de hemiabsorción medida sobre una PDD. Existen así mismo expresiones similares en función de parámetros determinados a partir de curvas de ionización en profundidad y no de dosis absorbida.

c) Determinación de  $\bar{E}_z$

Está tabulado en función de la profundidad de referencia  $Z$ ,  $R_p$  y  $\bar{E}_0$

### 1.2.2 Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia.

La formulación general para determinar la dosis absorbida en un punto en agua, a partir de medidas realizadas con una cámara de ionización calibrada a partir de un patrón secundario (i.e. factor  $N_{D,aire}$ ) es, de acuerdo a los protocolos mencionados [7,8]:

$$D_w = M_u * K_{PT} * N_{D,aire} * S_{w,aire} * P_u * P_{cel} * P_s \quad [\text{Ec. 3}]$$

Donde:

$M_u$  es el promedio de las lecturas de la cámara de ionización.

$K_{P,T}$  corrige por el hecho de que las condiciones ambientales (presión y temperatura) en el momento de la medida pueden diferir de las de calibración y se calcula a partir de la siguiente expresión:

$$K_{PT} = P_0/P * ((T + 273,2)/T_0 + 273,2)) \quad [\text{Ec. 4}]$$

Donde P(mbar) y T(°C) son la presión y temperatura ambientes durante el proceso de medida y  $P_0$  y  $T_0$  son los valores de referencia (generalmente 1013mbar y 20°C) indicados en el certificado de calibración.

$N_{D,aire}$  es el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cámara de ionización (en Gy/C por ejemplo), establecido para unas condiciones climáticas de 1013 mbar y 293,2 °F. Dicho factor es característico del sistema de medida (cámara y electrómetro) y es otorgado por un Laboratorio de Calibración Dosimétrica acreditado (por el Laboratorio de Metrología de radiaciones ionizantes de la Comisión Chilena de Energía Nuclear en nuestro caso).

$S_{w,a}$  es la razón de poderes de frenado máxicos de colisión agua (donde se determina la dosis) / aire (donde se deposita la dosis). Está tabulado en función de la profundidad de referencia y de la  $E_0$ .

$P_u$  factor que corrige la perturbación introducida por la cámara (fundamentalmente la cavidad y la pared). Su determinación es función, en general, del tipo de radiación, de la energía en el punto de medida ( $\bar{E}_z$ ), de las dimensiones de la cámara y del material de la pared.

$P_{cel}$  factor que tiene en cuenta la no equivalencia al agua del electrodo central de la cámara (para cámaras de ionización tipo farmer –ver más adelante en material-, del tipo

usado en este trabajo, se considera distinto de 1 sólo cuando es de aluminio y 1 si es de grafito) <sup>[8]</sup>.

$P_s$ , factor de corrección que corrige por la merma de eficiencia de colección por recombinación de iones en el volumen de la cavidad. Los protocolos internacionales sugieren un método sencillo de determinación denominado de “las dos tensiones” <sup>[7]</sup>. Básicamente consiste en realizar medidas a la tensión de trabajo y un submúltiplo de ésta y aplicar una expresión experimental.

### **1.3.- Técnicas de irradiación total de piel con electrones (TSEI).**

#### **1.3.1. Producción de grandes campos de electrones.**

En el caso de la TSEI, los tamaños de campo requeridos para incluir todo el cuerpo del paciente hacen impracticable un sistema de colimación similar al que se emplea en terapia con electrones a distancia estándar. Esto, unido al hecho de que para lograr campos grandes hay que situar al paciente más alejado de la fuente (incrementando aún más el número de dispersiones), respecto a un haz clínico, con una penumbra ancha, que es necesario caracterizar dicha penumbra puede tener una contribución importante a la dosis final que recibe el paciente.

Por ejemplo, Holt y Perry <sup>[17]</sup> han medido que el haz de electrones después de atravesar 400cm de aire presenta una distribución de intensidad gaussiana con un ancho máximo a media altura de ~100cm. Si bien es cierto que esto puede satisfacer el requerimiento de ancho para un campo de TSEI, el largo necesario para cubrir al paciente de pies a cabeza sólo puede ser obtenido con el uso de dispersadores especialmente diseñados.

Algunas instituciones colocan como dispersador adicional, un panel de acrílico de 0,5 a 1cm de espesor con un tamaño aproximado de 1 x 2 m<sup>2</sup>. El panel se coloca a una cierta distancia del paciente (~20cm) para acercar la zona de equilibrio electrónico a la superficie de la piel (la profundidad del máximo disminuye). [2-4, 17, 18]. El uso del panel mejora la homogeneidad de la dosis, particularmente sobre las superficies oblicuas del cuerpo y además puede servir como superficie donde colocar sistemas de detección como cámaras de ionización. Dichas cámaras pueden ser usadas para monitorizar la dosis absoluta entregada a un tratamiento y la planicidad del campo.

La mejoría de la homogeneidad de la dosis se debe a las múltiples dispersiones debido a la interacción Columbianas entre los electrones incidentes y los núcleos del filtro adicional. Como resultado, los electrones adquieren una componente de velocidad y un desplazamiento transversal distinto a su dirección original.

Los filtros dispersadores adicionales, que son puestos en la cercanía del paciente, son de bajo número atómico y de espesor reducido para no aumentar la radiación de frenado. El espesor de este filtro debe ser optimizado de forma que se logre la dispersión deseada sin disminuir drásticamente la fluencia. [4, 14]

### **1.3.2 Tipos de técnicas de irradiación total de piel con electrones (TSEI).**

La forma particular en que cada institución ha resuelto el problema de la generación de un campo lo suficientemente grande y homogéneo con que irradiar al paciente, es muy variada.

#### **1.3.2.1. Técnica traslacional**

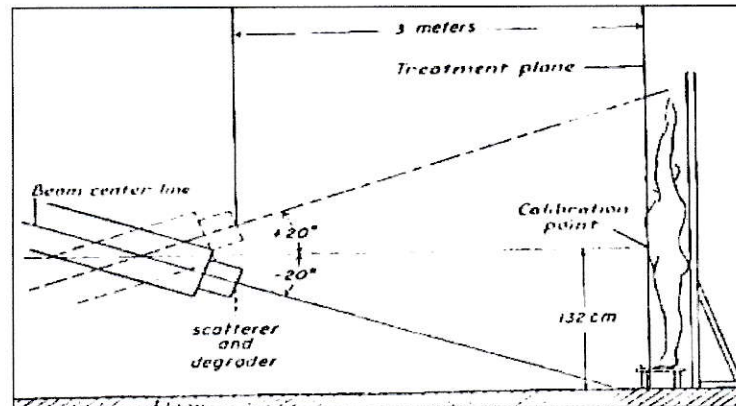
Es la técnica en la que el paciente se traslada en una camilla motorizada a lo largo de su eje sagital, el haz de electrones es suficientemente ancho como para cubrir las dimensiones transversales del paciente. Esta técnica se basaba en el uso de generadores de Van de Graaf, que generaban electrones de energías del rango de 1,5 a 4,5MeV pero con tamaños de campos reducidos. Con la llegada de los ALE a comienzos de los años 60 se dejaron de utilizar por tener la posibilidad de generar campos mayores. William et al <sup>[19]</sup> describieron la técnica traslacional adaptada para los ALE, donde no se utiliza ningún aditamento y los colimadores tienen una apertura de 45cm de ancho a una distancia de 118cm sobre el paciente. El paciente es tratado primero por anterior y luego por posterior. La uniformidad de dosis se logra mediante traslaciones calculadas que optimizan el solapamiento de los perfiles del haz en la dirección de la traslación <sup>[4]</sup>.

#### **1.3.2.2 Técnica de Stanford**

Esta técnica fue desarrollada en la década del 60 en la Universidad de Stanford, (California) por Karzmark y cols. <sup>[2, 3]</sup> y modificada luego en la década del 70 por Page y cols. <sup>[20]</sup>.

En la técnica original, los filtros dispersadores estándar del equipo eran removidos y el haz de electrones, de una energía menor a 10MeV, luego de salir desde la

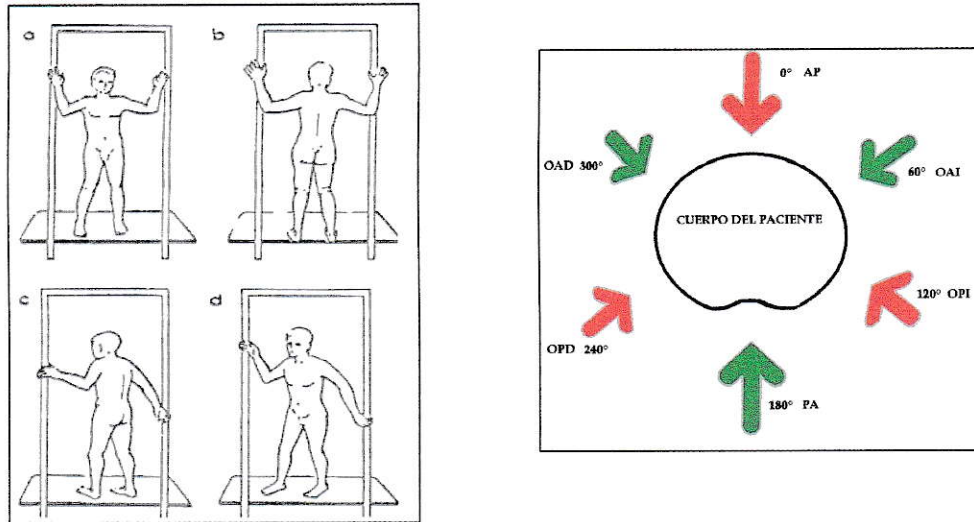
guía de onda, era dispersado por una lámina de aluminio de 1mm de espesor, más un dispersador de 12mm de madera prensada puesta a la salida de los colimadores, la madera prensada era puesta como un degradador para limitar la penetración del haz, a la profundidad decidida por los médicos tratantes. El paciente se colocaba a una distancia de 300cm; esto para disminuir la contaminación de fotones dentro del haz de radiación.



**Figura 9.** Esquema de la técnica de TSEI utilizada en la Universidad de Stanford, CA. Dos campos de electrones con rayos centrales en  $\pm 20^\circ$  de la horizontal son utilizados para producir el campo grande <sup>[2, 3]</sup>.

Las principales características de la técnica de TSEI tipo Stanford son las siguientes: (1) utilizar un ALE con montaje isocéntrico para generar un campo grande de electrones; (2) utilizar una distancia fuente piel extendida (sobre 3 metros), por lo que se requiere disponer de un bunker amplio ; (3) utilizar campos de electrones dobles con los ejes centrales angulados a  $\pm 20^\circ$  desde la horizontal como muestra la Figura 9 y (4) utilizar seis posiciones del paciente, que permanece de pie, relativo a cada uno de los campos de TSEI (anterior, posterior y cuatro oblicuos laterales), como muestra la Figura 10 (12 haces en total).





**Figura 10.** Cuatro de seis posiciones del paciente para el tratamiento de TSEI con la técnica de Stanford: (a) anterior; (b) posterior; (c) y (d) dos de las cuatro posiciones oblicuas. Corte axial representando las incidencias de un tratamiento de TSEI.

La figura 11 representa una distribución de isodosis medida a la profundidad de dosis máxima ( $d_{max}$ ) (3,4mm), en un maniquí de poliestireno, para la técnica de TSEI utilizada en la Universidad de Stanford. La distribución esta normalizada para dos puntos sobre el eje vertical a  $\pm 60$  cm. del eje central. El haz que resulta es uniforme entre  $\pm 5\%$  para las dimensiones de interés del paciente [2-5].

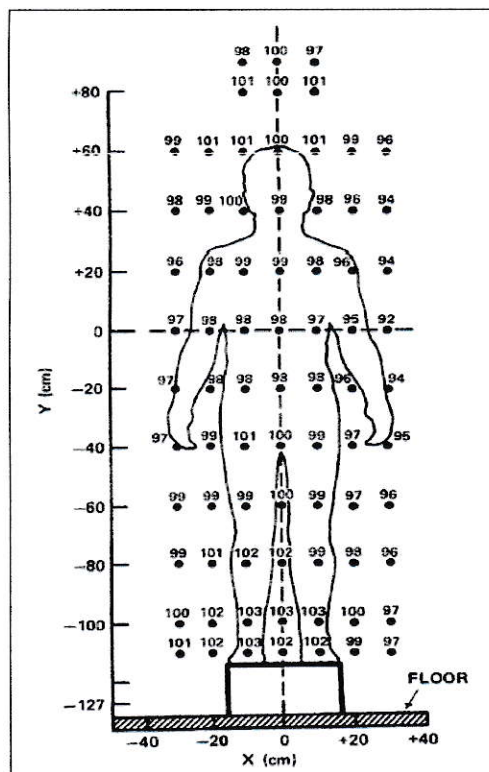


Figura 11. Distribución de la isodosis para un campo doble de electrones representado en la Figura 6 que se utiliza en la Universidad de Stanford. Las dosis fueron medidas a  $d_{max}$  ( $0.34 \text{ g/cm}^2$ ) en un maniquí de poliestireno y fue normalizado a 60cm por encima y por debajo del centro del campo. <sup>[4]</sup>

La técnica de Stanford modificada, que no requiere intervenir el equipo, es la técnica más utilizada en muchas instituciones que ofrecen el tratamiento.

En Clínica Alemana se ha venido haciendo uso de una técnica de Stanford modificada como se explica en el apartado 1.4.

### 1.3.2.3- Técnica de TSEI rotacional (o Mc Gill):

La técnica fue desarrollada en la década de los 80 en la Universidad Mc Gill en Montreal por Podgorsak y cols. <sup>[21]</sup>. Esta técnica está en uso clínico y al último reporte publicado en el año 1999 se habían tratado sobre 100 pacientes. <sup>[23]</sup> Los aspectos clínicos de la técnica han sido descritos por Kim et al <sup>[18]</sup>.

La técnica rotacional utiliza un ALE convencional, a una distancia fuente piel nominal del orden de 285cm., y una plataforma rotatoria la que proporciona una rotación del paciente en posición vertical (~5 revoluciones por minuto).

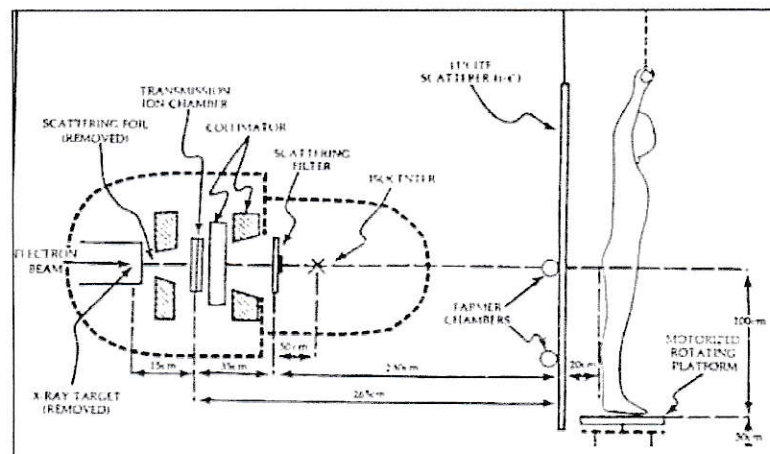
Como se muestra esquemáticamente en la Figura 12, el gantry del ALE es rotado a 90° para producir un haz con el eje central a 130 cm. desde el suelo y el paciente se encuentra de pie sobre la plataforma giratoria. Esta técnica usa el máximo tamaño de campo disponible y rotado 45° para aprovechar la diagonal del haz. Se emplea un haz de 6MeV, pero se retira la lámina dispersadora estándar del equipo, de manera que el haz que emerge de la guía de onda incida sobre la cámara de ionización y ésta sirva como dispersador primario. Se monta sobre la bandeja porta-accesorios un filtro dispersador de fabricación propia para aplanar y dispersar el haz de electrones. Por último se agrega un panel de acrílico (lucita) de 6mm a una distancia de 265cm desde la cámara de ionización del ALE como un dispersador adicional y degradador de la energía de los electrones. Con este sistema se logra un tamaño de campo de 120 x 240 cm<sup>2</sup>. El haz de electrones que al salir de la guía aceleradora poseía una energía nominal de 6MeV, luego de atravesar la cámara de ionización, el filtro dispersador, el aire y el panel de **lucita**<sup>1</sup>, incide sobre el paciente con una energía de ~3,5MeV [4, 5, 18].

La técnica rotacional puede reducir el tiempo de posicionamiento, la duración del tratamiento y simplificar las uniones de campos, como también compensar algunos movimientos involuntarios de los pacientes, pero los problemas de auto-blindaje de los brazos y piernas no se mejora significativamente.

---

<sup>1</sup> Lucita, Plexiglas, Perspex, Acrilita, Altuglas, R-Cast ,nombres comerciales del polimetil metacrilato(PMMA) (C<sub>5</sub>O<sub>2</sub>H<sub>8</sub>)<sub>n</sub>, de nombre común acrílico, densidad 1.19g/cm<sup>3</sup>.

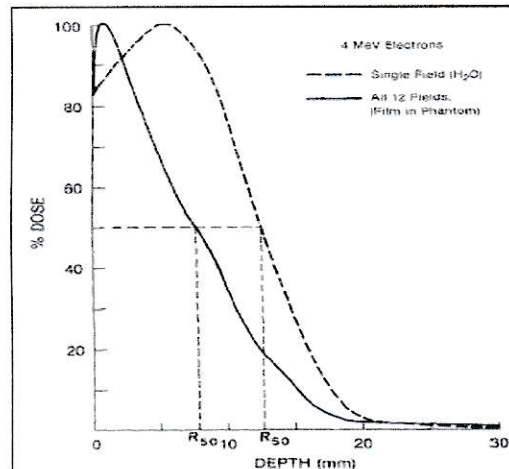
Otra desventaja es la complejidad técnica de la plataforma giratoria motorizada, como también el riesgo que implica la intervención del equipo para remover los filtros dispersadores propios de él. De forma adicional hay que considerar la situación clínica del paciente que debe permanecer inmóvil sobre la estructura durante todo el tiempo de tratamiento.



**Figura 12.** Esquema de la técnica rotacional de TSEI desarrollada y utilizada para el tratamiento de radiación corporal total de la piel en 1981 en la universidad de McGill; Montreal por Podgorsak et al. [4, 5, 18]

### 1.3.3 PPD en TSEI.

Los espectros energéticos de un haz de electrones estándar y en condiciones de TSEI son muy distintos. Como consecuencia, el depósito de dosis en profundidad en uno y otro caso, debieran presentar diferencias, en particular es de esperar una superficialización de la dosis. Es necesario por tanto determinar la curva PDD bajo las condiciones de cada técnica en particular.



**Figura 13. Perfil de dosis en profundidad sobre el eje central medido en un maniquí antropomórfico en las condiciones de la técnica de Stanford: la línea discontinua es el haz estacionario doble con el haz angulado  $\pm 20^\circ$  desde la horizontal, la línea continua muestra el efecto de la composición de los 12 campos. [4]**

En la Figura 13 se han graficado dos curvas de PDD, una para el haz estacionario doble (angulaciones de  $\pm 20^\circ$ , línea discontinua) y la otra que es la resultante de la composición varios haces incidentes alrededor del maniquí. Se observa la superficialización de la dosis producto de la composición de haces. Resultados similares se han obtenido para la técnica rotacional de Mc Gill. La figura 14 representa las PDD con y sin dispersador de acrílico (6mm a 20cm del paciente) para una haz estacionario y la resultante del tratamiento.

Al comparar las dos curvas discontinuas de la figura 14, que representan la comparación de un haz estacionario, se observa claramente el efecto del dispersador de acrílico en la penetración del haz de electrones. La figura 14 también muestra que, al usar la técnica rotacional, también, a pesar de los cambios en la penetración en la superficie de la piel, debido a la rotación con un campo grande de electrones, se aprecian cambios en el rango práctico del haz, y aumenta al doble la cola de la contaminación de

rayos X de la curva de dosis en profundidad, cuando se usa un filtro de Lucita [5].

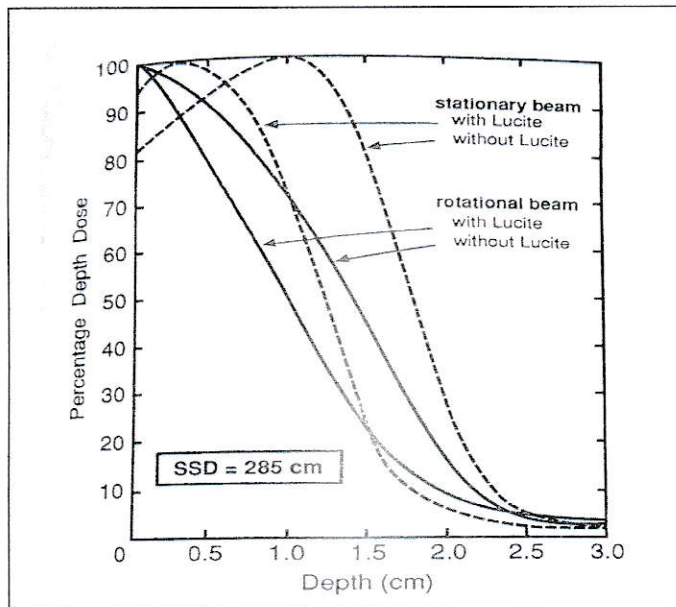


Figura 14. Perfil de dosis en profundidad (PDD) sobre el eje central de un campo medido en un maniquí de poliestireno cilíndrico para un campo grande de electrones usado con una técnica rotacional de TSEI de la universidad de Mc Gill en Montreal [5].

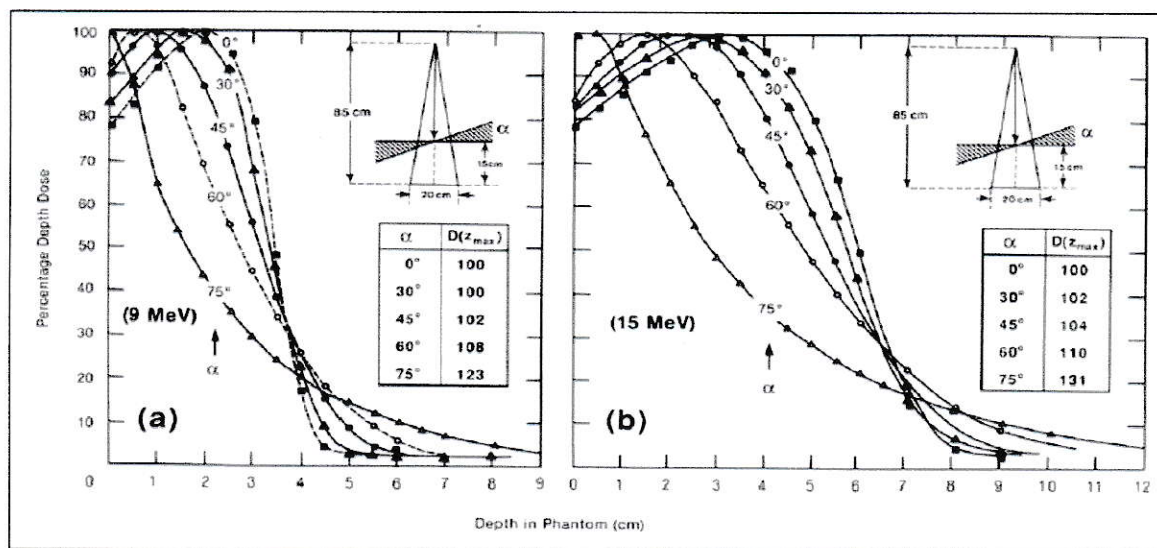


Figura 15. PDD para haces de electrones estacionarios obtenidos en un maniquí de poliestireno para varios ángulos de oblicuidad  $\alpha$ : (a) energía de 9MeV, ancho de campo de 7 cm.; (b) energía de 15MeV, ancho de campo de 20cm.

Los recuadros muestran la geometría del posicionamiento experimental y la dosis a la  $d_{max}$  para varios ángulos a una dosis relativa a la  $d_{max}$  para  $\alpha = 0$  [23].

El depósito de dosis en profundidad de los haces clínicos de TSEI está fuertemente influenciado por la incidencia oblicua y tangencial de los electrones entrantes dentro de las zonas curvas del cuerpo del paciente. La figura 15 refleja dicho efecto para varias energías de electrones y diversos tamaños de campo.

Con el aumento en  $\alpha$  la dosis en superficie aumenta, la profundidad al máximo ( $D_{\max}$ ) disminuye. Y la dosis absoluta a la profundidad  $Z_{\max}$  aumenta con  $\alpha$ . La tabla inserta entrega la dosis a  $Z_{\max}$  para cada ángulo relativo a la dosis a  $Z_{\max}$  para  $\alpha = 0$ .

La incidencia tangencial de los electrones sobre la superficie también afecta la curva de dosis en profundidad <sup>[4, 5]</sup>. La Figura 16 muestra los resultados de las medidas de dosis en profundidad medidas con TLDs en un maniquí de poliestireno para varios espesores laterales que van desde  $L = 0$  a  $L = 10\text{cm}$ , Todas las curvas están normalizadas a la  $D_{\max}$  de la curva estándar ( $L=10$ ), el espesor de dispersor lateral  $L$  efectivamente afecta la medida de dosis; pero deja de ser importante para  $L \geq 5\text{mm}$ . La Figura 15 y 16 permite cuantificar el efecto que la incidencia oblicua y tangencial del haz de electrones causará mediante la modificación en la penetración del haz (rango práctico del haz de electrones).

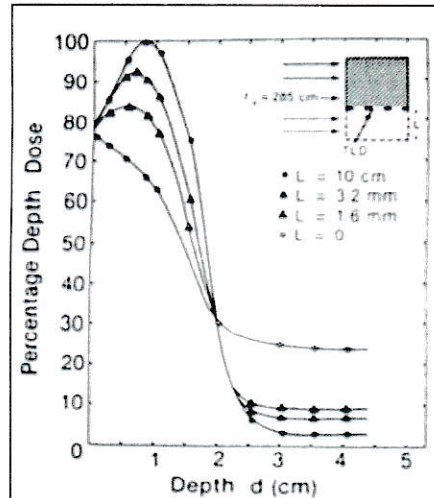


Figura 16. PDD medidas para varios espesores de  $L$  de poliestireno sobre el lado del maniquí próximo a los TLDs que apuntan desde 10cm representando una curva de PDD estándar y la curva a  $L=0$ . Todos los datos están normalizados a la  $d_{max}$  para la distribución de PDD estándar.

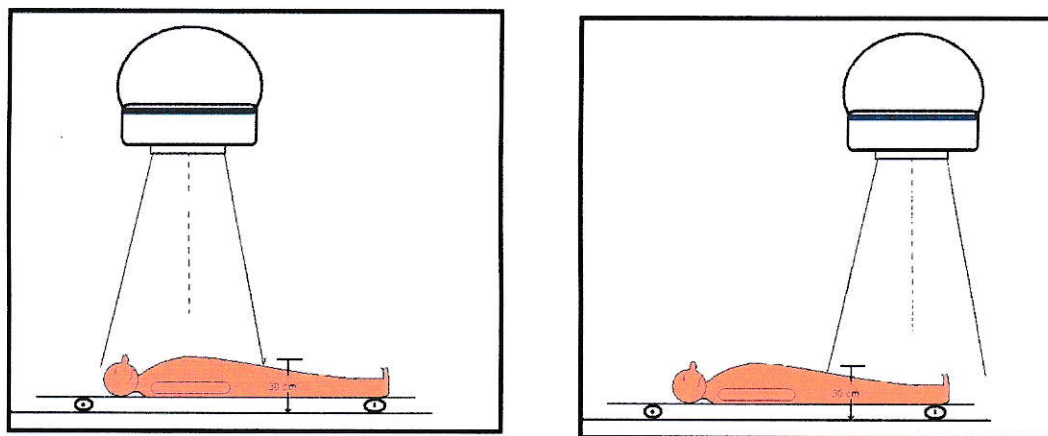
#### 1.4 Técnica desarrollada en Clínica Alemana (CA).

El equipo de tratamiento en el servicio de radioterapia de CA en la que se desarrolló la técnica, es un General Electric modelo Saturno 42, el que posee la capacidad de producir fotones de 6 y 20 MV, como así también electrones de energías nominales de 6, 9, 12, 15, 18 y 21MeV.

La técnica desarrollada inicialmente por CA consiste en el uso de un haz de electrones de energía de 6MeV dirigido sobre el paciente que se encuentra recostado sobre una camilla en el suelo a una distancia del orden de 2 metros de distancia fuente piel, con un tamaño de campo de 80 x 80 cm a esa distancia de tratamiento (ver Figura17).

Se utiliza una plataforma de madera de 200 x 100cm con ruedas y una colchoneta, para recostar al paciente y aplicarle el tratamiento en la zona superior (craneal) e inferior (caudal), formando así el campo de tratamiento resultante, con campos adyacentes para cubrir el cuerpo completo.



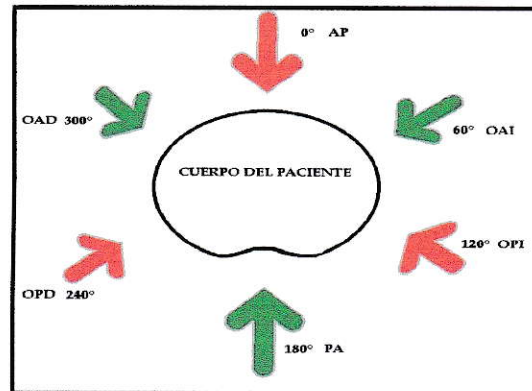


**Figura 17.** Esquema que muestra la técnica de tratamiento desarrollada por el servicio de radioterapia de Clínica Alemana. Desplazando al paciente a lo largo de su eje cráneo-caudal bajo el haz de tratamiento se compone el campo completo (superior e inferior).

Para evitar la superposición de los campos, se marca la proyección del haz luminoso (que simula el haz de radiación) sobre la piel y se protege con una plancha de plomo la zona de unión de campos, moviendo esta unión de campos en cada sesión de tratamiento.

La dosificación es de 2,5Gy por día prescrita a la profundidad terapéutica de 85%. Se irradia una incidencia por día siguiendo la secuencia AP, OPI, OPD, OAI, PA, OAD (ver figura 18). La dosis total prescrita es de 30Gy a cuerpo completo. Se entrega una dosis adicional a zonas con compromiso clínico así como a las zonas infradosificadas por la posición del paciente durante el tratamiento. Las manos, pies y cabeza se protegen cuando se llega a una dosis de 20 Gy a cuerpo completo. Para irradiar los párpados y proteger los ojos, se colocan protecciones bajo los párpados.

La técnica de tratamiento de CA es, en definitiva, una técnica de Stanford modificada mediante el uso de dos haces estacionarios adyacentes y 6 posiciones fijas del paciente con una rotación de 60° entre ellas (figura 18).

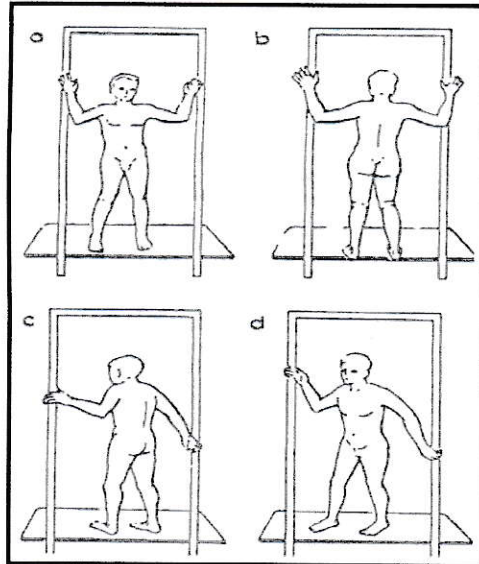


**Figura 18. Incidencias del haz de tratamiento en referencia al cuerpo del paciente, este gira a razón de 60° en cada posición.**

El tratamiento se planifica colocando al paciente en las distintas posiciones a irradiar (anterior, posterior, oblicuos anteriores derecho e izquierdo y oblicuos posteriores derecho e izquierdo). Dado que el campo no es lo suficientemente grande para abarcar todo el cuerpo, se divide en zonas superior e inferior (dependiendo de la altura del paciente el límite de los campos superior e inferior varía, usualmente el superior incluye de cabeza a pelvis y el inferior de muslos a tobillos. Se miden los espesores del cuerpo en las distintas zonas anatómicas a tratar (cabeza, tórax, abdomen, pelvis, muslos, rodillas y tobillos). Se calcula un promedio de los espesores de las distintas zonas anatómicas en cada campo y para cada posición.

Para cada una de las zonas se determina el número de unidades de monitor ( $UM^2$ ) necesarias para administrar la dosis de radiación prescrita. La dosis es entregada a una tasa de 400UM/min de manera de disminuir el tiempo de aplicación del tratamiento

<sup>2</sup> UM: unidad de monitor, es la cantidad de radiación medida por la cámara de ionización primaria del acelerador lineal de electrones. Usualmente el ajuste de las ganancias de cámaras es tal que una unidad de monitor corresponda a una dosis de 1 cGy entregada en un maniquí de agua en condiciones de referencia.



**Figura 19. Cuatro de seis posiciones del paciente para el tratamiento de TSEI con la técnica de Stanford: (a) anterior; (b) posterior; (c) y (d) dos de las cuatro posiciones oblicuas.**

El objetivo de este trabajo es realizar una dosimetría exhaustiva que explore otras energías y configuraciones con el objetivo de optimizar la técnica existente en CA.

## **2. Objetivos.**

### **2. 1. Generales.**

- Optimización de la técnica de irradiación total de piel con haces de electrones en Clínica Alemana.

### **2. 2. Específicos.**

1. Determinar el haz estacionario óptimo para la implementación de la técnica de TSEI.
2. Caracterizar la respuesta de diodos semiconductores EDD-2.
  - 2.1 Dosimetría física del haz de tratamiento.
  - 2.2 Dosimetría *in vivo*.
3. Determinar el haz clínico óptimo compatible con las condiciones disponibles en CAS.
  - 3.1 Caracterización de técnica con campos adyacentes.
  - 3.2 Optimización del haz clínico para el uso en TSEI.
4. Cuantificar el factor de solapamiento (relación de la dosis en el máximo como consecuencia de la superposición de todos los haces respecto a la de un solo haz).

### **3. Hipótesis de trabajo.**

1. Es posible mejorar la técnica actual de TSEI en CA, basada en la optimización de los parámetros físicos que determinan la fluencia del haz clínico de electrones a la profundidad de tratamiento.
2. Es posible optimizar el haz estacionario en función de la energía nominal del haz y el uso de filtro dispersor adicional.
3. La caracterización de la respuesta de diodos semiconductores, permitirá establecer un sistema de dosimetría física, capaz de generar un mapa de distribución de dosis relativa del haz clínico a lo largo de todo el paciente, incluyendo la zona de unión de campos así como la penumbra del haz.
4. La distribución de dosis relativa generada con el conjunto de diodos semiconductores permitirá la optimización de la técnica, fundamentalmente en cuanto a la homogeneización en la zona de unión de campos.
5. El depósito de dosis en profundidad de un haz clínico de TSEI, es un efecto combinado de las distintas incidencias de haces estacionarios y debería ser tomado en cuenta en el diseño clínico del tratamiento.

## **4.-Materiales y Métodos**

### **4.1 Caracterización dosimétrica de los haces de electrones. Filtro dispersador.**

El haz de electrones queda caracterizado dosimetricamente mediante su PDD. La medida de esta dosis en profundidad se realizó con y sin filtro dispersor para todas las energías de electrones disponibles.

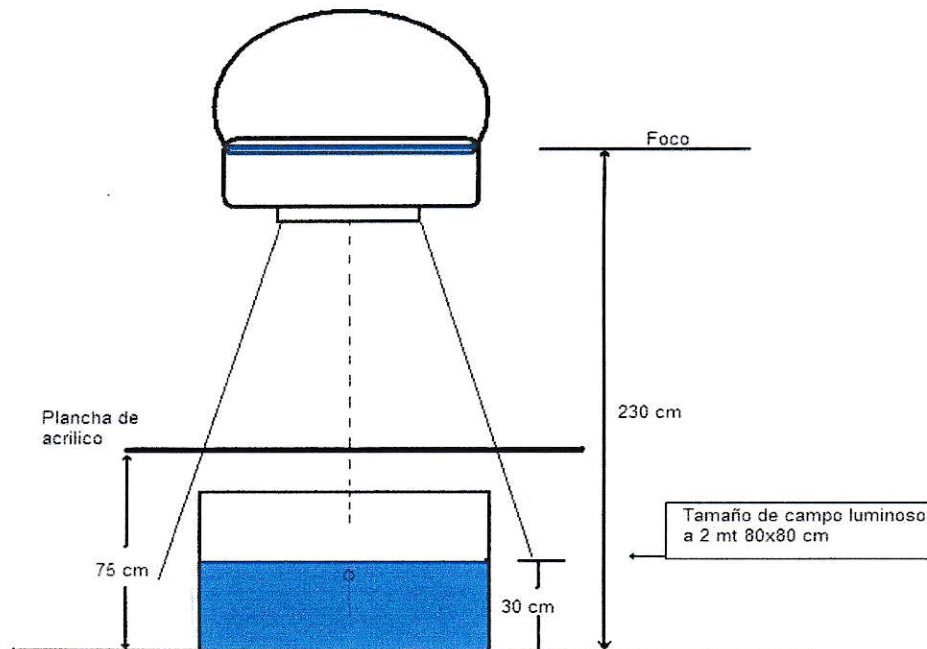
#### ***Materiales:***

- Sistema de dosimetría Scanditronic–Wellhöfer con los siguientes componentes: una cuba de agua de 48 (largo) x 48 (ancho) x 41 (alto) cm con un sistema de servos y motores que permiten mover una cámara de ionización en los 3 ejes del espacio. Unidad de control y software Omnipro para ingreso y salida de datos.
- 2 planchas de acrílico de 120 (ancho) x 180 (largo) cm con espesores de 8 y 12mm usadas como filtros dispersadores
- Cámara de ionización tipo Farmer marca Scanditronix-Wellhöfer modelo IC-65.

#### ***Metodología:***

Se posicionó la cuba en condiciones similares a las de la técnica de TSEI en CA: DFS = 200cm y 30cm de agua (representativo del espesor de un paciente, figura 20). Se midieron las PDD sobre el eje del haz para las energías nominales de 6, 9, 12 y 15MeV con y sin filtro dispersor.

Se determinaron  $R_p$ ,  $R_{50}$ ,  $R_{85}$ ,  $R_{90}$  y  $R_{100}$ , así como la energía media en superficie  $E_{p,0}$  (apartado 1.2.1) para cada una de las situaciones. Las medidas con filtro se realizaron colocando éste a 155cm de la fuente (ver figura 20)



**Figura 20. Esquema de montaje de la obtención de las curvas de dosis en profundidad para las distintas energías y para medición del efecto del filtro dispersor.**

Un primer criterio para la optimización de la técnica fue la elección de la PDD que cumpliera con los siguientes requisitos: una dosis en superficie ( $R_{sup}$ ) similar a la entregada en la profundidad terapéutica, mismo alcance terapéutico ( $R_{85}$  o  $R_{90}$ ) respecto al haz de 6MeV ya utilizado y no aumentar la contaminación de fotones por radiación de frenado ( $Dx\%$ ).

#### 4.2 TSEI: determinación ancho de isodosis y penumbras.

La configuración óptima que resulte del punto anterior debe ser caracterizada dosimetricamente. El objetivo es medir los perfiles de dosis en profundidad para obtener las curvas de isodosis y cuantificar el ancho útil para tratamiento en el eje transversal así como sus penumbras con un campo simple. Estos datos son útiles para definir la posición del paciente durante la sesión de tratamiento.

La figura 21 establece la relación entre los ejes anatómicos del paciente (Cráneo-caudal, antero-posterior, y lateral) y el sistema de coordenadas cartesianas. Para efecto de tratamiento, el eje longitudinal del paciente se ubica perpendicular al eje de rotación del equipo.

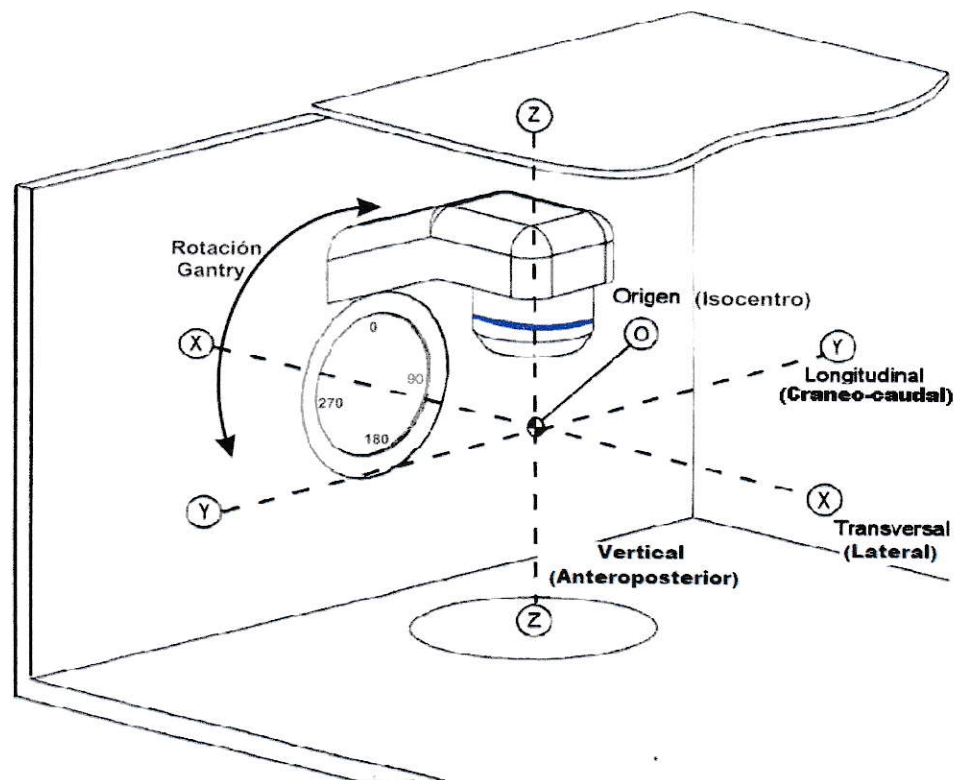


Figura 21. Sistema de coordenadas para caracterización dosimétrica.



Se utilizó el montaje de la figura 20, para realizar barridos en dirección transversal (coordenada X) a profundidades de 0, 12.2, 15, 18.8, 22, 25.9, 30 y 33.6 mm para obtener los perfiles del campo de radiación y crear la matriz de distribución de dosis. Dicha matriz 2D permite reconstruir las isodosis del campo en un plano X Z que incluye el eje del haz de radiación, desde la superficie del maniquí y hasta una profundidad suficiente para abarcar el  $R_p$  de la configuración energía / filtro que se desea caracterizar.

Sin embargo, como la cuba de agua no cubre completamente el campo de radiación en dirección transversal, se realizaron tres conjuntos de medidas con el eje de la cuba sobre  $X=0$ ,  $X=15$  y  $X=39,6$ cm. La suma de los perfiles medidos en las 3 posiciones genera el perfil del campo completo y las isodosis del campo de tratamiento.

### **4.3 Caracterización de diodos EDD-2.**

La dosimetría con haces de electrones es en general más complicada que con los haces de fotones, debido al comportamiento físico de las múltiples dispersiones de los electrones cuando estos interaccionan con los colimadores, blindajes, etc. En la práctica de la dosimetría in vivo, es importante distinguir entre los efectos debidos a las características no ideales del detector y los efectos debidos a los fenómenos físicos puros.

Los detectores semiconductores usados fueron un grupo de 10 diodos de silicio tipo-p EDD-2 conectado a un electrómetro DPD-10, ambos de Scanditronix. De acuerdo con las especificaciones, este diodo está diseñado principalmente para el

monitoreo de la dosis de los pacientes durante el tratamiento con haces de electrones y su diseño considera un espesor delgado en la dirección del haz de manera de minimizar la perturbación del detector en el haz. El EDD-2 tiene un espesor de volumen sensible eficaz de  $60\mu\text{m}$  y un espesor total de 2mm en el punto de medida. La resistividad del detector es  $0.2 \Omega\text{cm}$ .

El detector consta de un sándwich de dos chips de silicio, uno de los cuales está conectado con el electrómetro, para aproximarse a una configuración uniforme que minimice la dependencia direccional. La razón para conectar un solo chip es una medida de seguridad. Si ambos chips estuvieran inicialmente conectados, y el cable de conexión de un chip se desconectara, el resultado sería una reducción en la señal de aproximadamente a la mitad. Esto podría pasar inadvertido en la medición clínica. Sin embargo, si solo un chip es conectado y el cable se desconecta, el resultado es una pérdida completa de la señal del detector.

Las especificaciones del diodo establecen que la "medida de agua equivalente en profundidad está a 2mm en la dirección frontal"; es decir el diodo tiene 2mm de agua equivalente de contribución sobre su superficie frontal.

La recomendación en uso de diodos semiconductores es establecer, en primer lugar, un factor de calibración del diodo que relaciones la lectura de dosis absoluta, bajo las condiciones de referencia y, en segundo lugar, evaluar factores de corrección por dependencia con la energía, ángulo de incidencia de la radiación y temperatura.

Por el hecho de no contar con el equipamiento necesario para evaluar la dependencia de la sensibilidad con la temperatura se hizo uso del comportamiento lineal

descrito por el fabricante. Específicamente, el factor de corrección por temperatura es de 0.4 %  $\pm$  0.1 % por grado centígrado.

#### 4.3.1 Factores de calibración a la distancia de trabajo.

La sensibilidad (respuesta a la dosis) de cada diodo, depende de sus condiciones particulares de fabricación (forma, tamaño, nivel de dopamiento del cristal, espesor de la cubierta de build up, etc.).

Se define el factor de calibración de un diodo como:

$$F(c) = \frac{Dosis}{L_{diodo}}$$

Donde *Dosis* es la medida de dosis en cGy a la profundidad del máximo bajo la posición del diodo y  $L_{diodo}$  es la lectura del diodo en unidades arbitrarias. El factor de calibración así definido relaciona la medida del diodo con la dosis a la profundidad de la dosis máxima ( $R_{100}$ ). [22, 23]

El objetivo es obtener el factor de calibración bajo las condiciones de trabajo, para las energías en estudio, es decir, para 6MeV sin acrílico y la configuración de haz estacionario óptima que se obtenga según el punto 4.1.

#### ***Materiales:***

- Maniquí de placas de acrílico de 30 x 30 x 20cm con un alojamiento para la cámara de ionización.
- Cámara de ionización tipo Farmer marca Scanditronix Wellhofer modelo IC-65.
- Electrómetro NE modelo 2570/1.
- Termómetro digital Victoreen modelo 07-402.

- Barómetro digital marca Druck Limited modelo 1048/95-10.
- Plataforma móvil para el desplazamiento vertical del maniquí de placas.
- Grupo de 10 diodos EDD-2 conectado a un electrómetro DPD-10 ambos de Scanditronix.

### ***Metodología:***

Se posicionó el maniquí de placas montado sobre la plataforma móvil, con el centro del alojamiento de la cámara en el eje central del haz. Se realizaron medidas a una DFS de 200cm. Se midió la dosis con una cámara Farmer a la profundidad de  $D_{\max}$  con las energías de 6MeV sin acrílico y 9MeV con un dispersador de acrílico de 8mm espesor (Figura 22).

Las medidas de dosis con la cámara se realizaron sin la presencia de los diodos siguiendo el protocolo de medición de dosis 277 y 381 de la IAEA (**Ver Anexo I**); de manera de no perturbar la fluencia del haz con los diodos. Una vez realizada la medida de dosis se procedió a colocar los diodos a una distancia radial de 3 cm alrededor de la cámara; como muestra la Figura 23, se realizaron 5 medidas, para ambas energías en cuestión, para así relacionar la dosis recibida a la profundidad de dosis máxima con la lectura de cada diodo.

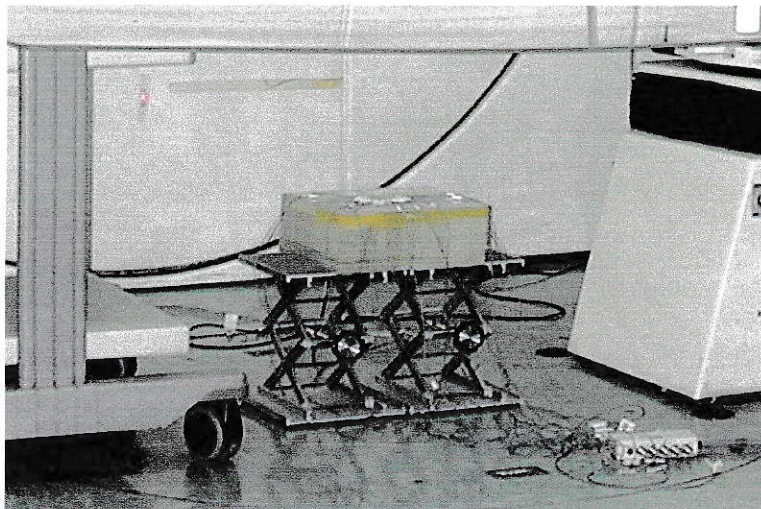


Figura 22. Fotografía que muestra el modo del montaje con un maniquí de placas de 20 cm de alto y su regulación a la DFS de trabajo.

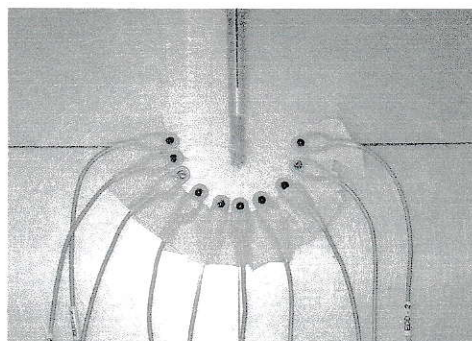
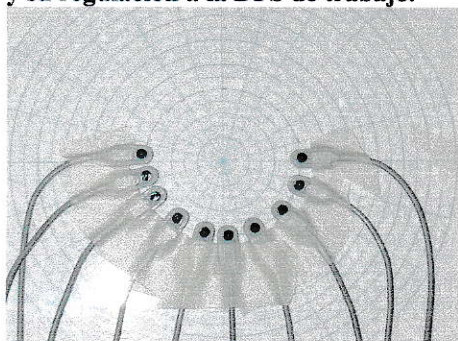


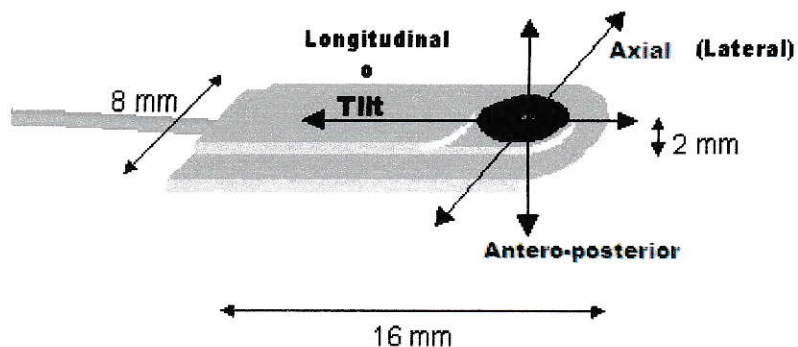
Figura 23. Montaje de los diodos alrededor de la cámara de ionización Farmer.

#### 4.3.2.- Dependencia de la respuesta con la dirección de incidencia del haz a 100cm.

Las especificaciones técnicas de los diodos EDD-2 especifican tres formas direccionales de dependencia de la sensibilidad, que son las variaciones máximas de respuesta, antero-posterior <2%, en el eje axial <2% y 3% para ángulos a lo largo del eje cráneo-caudal (Tilt), sobre  $\pm 45^\circ$  (Figura 24).<sup>[23]</sup>

O sea,

$$\text{Variación de la sensibilidad respecto a la medida a } 0^\circ \left\{ \begin{array}{l} \bullet \text{ ángulo } < 45^\circ \rightarrow \Delta_{axial} < 2\% \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \rightarrow \Delta_{Tilt} < 3\% \\ \bullet \text{ ángulo } > 45^\circ \rightarrow \Delta \cdot \text{es} \cdot \text{mayor} \end{array} \right.$$



**Figura 24.** Detector semiconductor EDD-2, mostrando sus dimensiones e indicando los ejes sobre los cuales son especificados la dependencia direccional.

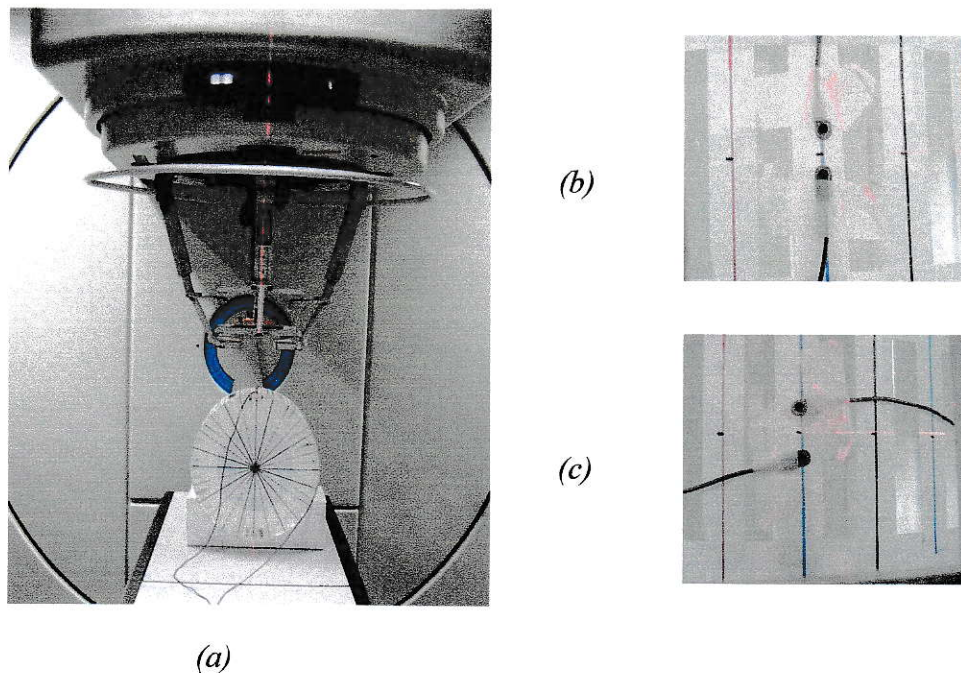
***Materiales:***

- Maniquí cilíndrico de 32 cm de diámetro.
- Un par de diodos EDD-2 con el electrómetro DPD10 de Scanditronix.

***Metodología:***

La prueba de variación de sensibilidad con el ángulo de incidencia del haz se realizó a un par de diodos escogidos al azar. Como método se utilizó el descrito por Eveling et al <sup>[23]</sup>. Los diodos fueron puestos a una DFS de 100cm sobre un maniquí cilíndrico de acrílico de 32cm de diámetro, como se muestra en la Figura 25 (a), realizando 5 medidas en cada posición. Se midió la variación de la respuesta con el ángulo de gantry para un campo de 10 X 10 cm<sup>2</sup>, con el eje longitudinal del diodo, perpendicular al eje de rotación del gantry (Figura 25 (b)), y luego con el eje longitudinal paralelo al eje de rotación del gantry (Figura 25 (c)). De esta forma se determinará la dependencia con el ángulo de incidencia en el eje axial y longitudinal (“Tilt”).

Las medidas fueron realizadas cada 15°, de 315° a 45°, para la energía de 6 y 9MeV sin dispersador con una tasa de 400 UM / min y expresadas de forma relativa a la respuesta a 0°.



**Figura 25. Montaje de los diodos para la prueba de dependencia direccional. (a). Montaje del maniquí a DFS 100 cm. variando el ángulo de incidencia del haz desde 315° a 45° en intervalos de 15°. (b). Posición de los diodos para evaluar la dependencia axial. (c). Posición de los diodos en la posición cráneo-caudal (Tilt).**

#### **4.3.3.- Dependencia de la respuesta del diodo con el ángulo de incidencia en condiciones de TSEI.**

El objetivo es cuantificar la dependencia de la respuesta de los diodos con el ángulo de incidencia del haz en condiciones de TSEI, para esto utilizamos:

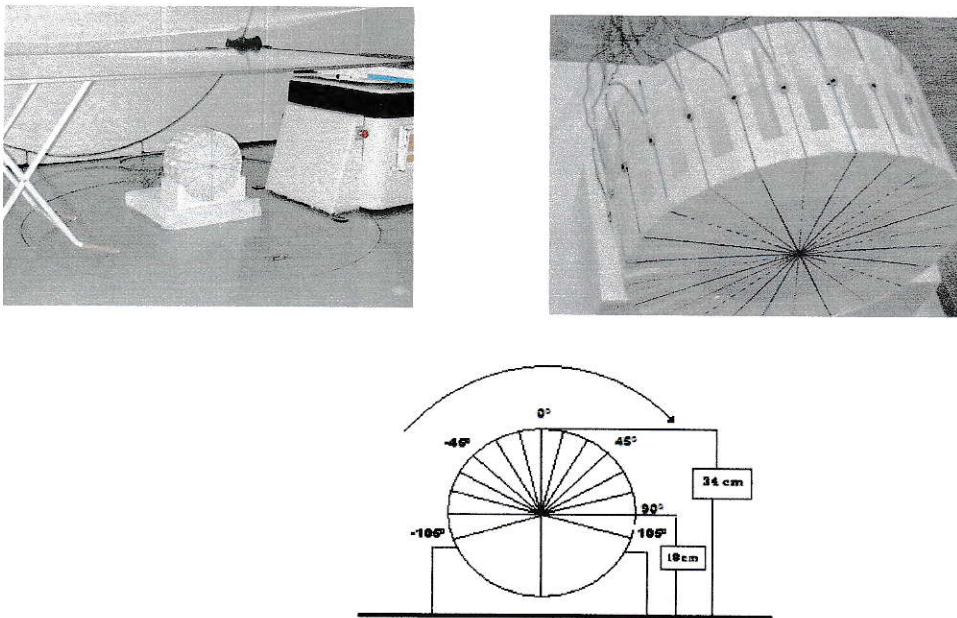
##### ***Materiales:***

- Maniquí cilíndrico de 32 cm de diámetro.
- Grupo de 10 diodos EDD-2.

- Electrómetro DPD10 de Scanditronix.
- Filtro dispersador de acrílico de 120 (ancho) x 180 (largo) cm con espesor de 8mm.

### **Metodología:**

Para simular una condición de dosimetría *in vivo* se procedió a colocar un maniquí de acrílico de 32 cm a una distancia de 196 cm DFS. Luego se procedió a colocar cada 15° cada uno de los diodos desde -105° a +105°. Las medidas fueron hechas para la energía de 6 MeV sin dispersador y a la configuración de haz estacionario óptima que se obtenga según el punto 4.1. Se realizaron tres medidas en cada posición para cada uno de los diodos y luego se aplicaron los factores de conversión determinados en el punto 4.3 para luego normalizar las mediciones referenciando estas a la medida de 0° (Figura 26). [24]



**Figura 26.** Esquema y fotografía del montaje de la experiencia. Se realizó esta experiencia para la energía de 6 MeV nominal y luego para la energía de 9 MeV con el dispersador de acrílico de 8 mm.



#### **4.4.- Haz clínico de TSEI: distribución de dosis relativa.**

Con los factores de calibración ya determinados, se procedió a confeccionar un mapa de distribución de la dosis relativa en un plano para el campo de TSEI de la técnica de CA (i.e. con superposición de campos superior e inferior), para la energía de 6MeV y la resultante de la experiencia 4.1.

##### ***Materiales:***

- Plataforma de madera móvil.
- Plancha de acrílico de 180 x 120 cm y de espesor 12 mm, como material dispersador para la delimitación del plano de medida.
- Planchas de plomo de 3mm para el blindaje de las zonas de unión de campo.
- Grupo de 10 diodos EDD-2 con el electrómetro DPD 10 de Scanditronix con sus factores de calibración de dosis.

##### ***Metodología:***

Los diodos fueron colocados con un espaciamiento variable a lo largo del eje Y (figura 21) sobre una plancha de acrílico a una DFS de 209cm. Se emplearon 8cm adicionales de material retrodispersor (acrílico) (Figura 27 y 28).

Las medidas se iniciaron 17cm por sobre el límite luminoso superior del haz y se realizaron cada 8cm. Cuando estuvimos a 8,5cm del centro del haz, las medidas se realizaron cada 1,5cm hasta llegar al centro, donde se protege con una protección de plomo de 3mm de espesor. Se realizaron medidas debajo de la protección de plomo en el mismo espaciado hasta 8,5cm pasada la zona de unión de campos, como se aprecia en la Figura 28.

Compararemos ambos perfiles resultantes, estableciendo que ambos perfiles son similares cuando su diferencia porcentual no es mayor a  $\pm 5\%$ .

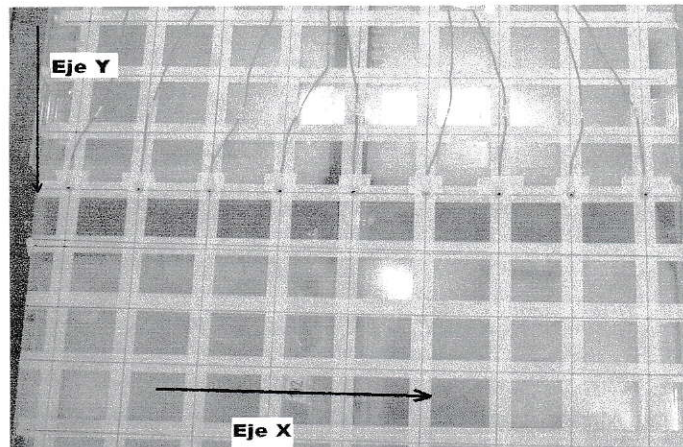


Figura 27. Montaje de los diodos en la realización del mapa de dosis con el espaciado de 8,5 cm.

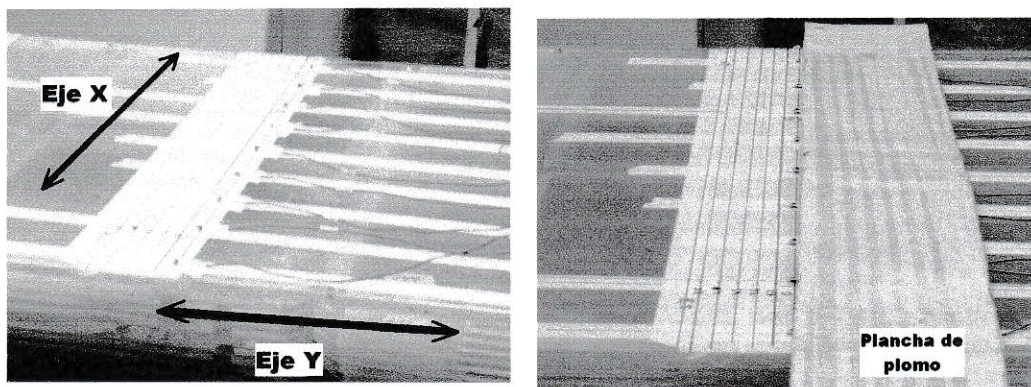


Figura 28. Espaciado de los diodos hacia el límite de campo y medición en el límite y debajo de las planchas de plomo de 3mm de espesor utilizadas como blindaje en la zona de unión de campo.

#### 4.5.- Haz clínico de TSEI: optimización de la unión de campos.

El uso de la superposición de los haces incrementa la uniformidad de la dosis en el plano de tratamiento. Por esta razón, se sugiere eliminar el uso de haces individuales

adyacentes <sup>[4, 6]</sup>, por lo que es necesario encontrar la óptima angulación que permita formar un haz uniforme.

### ***Materiales:***

- Se utilizaron los mismos instrumentos de la confección del mapa de distribución de dosis, salvo las placas de plomo.
- Marco de acrílico para montaje de un filtro aplanador
- Placas radiográficas sin exponer y reveladas (Material Poliéster C<sub>6</sub>H<sub>8</sub>O<sub>4</sub>) de un espesor de 0.15 mm.

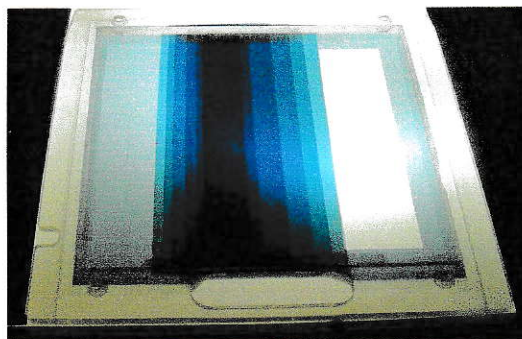
### ***Metodología:***

Se montó el mismo sistema usado en la confección del mapa de dosis, pero con los diodos puestos en sentido longitudinal del campo de irradiación (eje Y).

El objetivo es determinar el ángulo de gantry óptimo de forma que el perfil resultante de la contribución de dos haces angulados simétricamente a ambos lados del eje X, sea lo más homogéneo posible ( $\pm 10\%$ ) a lo largo de una distancia de 2 m. Para eso se colocaron los diez diodos espaciados regularmente dentro de una distancia de 1,8m en el eje Y, se irradió con 200 UM para cada haz angulado, con ángulos simétricos de 18° a 27°, destacando las angulaciones sobre los 24°.

Se trabajó el perfil de dosis obtenido con  $\pm 27^\circ$  de angulación para mejorarlo con la colocación de un filtro aplanador adicional fabricado con las placas radiográficas sin exponer y procesadas (proceso en el cual se elimina la emulsión fotosensible quedando sólo el soporte de la película que está compuesto de Poliéster) que se colocó a la salida

del haz en la caja porta-accesorios (figura 29). Se eligieron las placas de poliéster por poseer un bajo Z (menor probabilidad de producir radiación de frenado), por su fino espesor y su disponibilidad.



**Figura 29.** Fotografía del filtro aplanador utilizado para homogeneizar el perfil de dosis longitudinal. Notar que el máximo espesor del filtro no se encuentra en el centro, debido a que va a colocarse a la salida de un haz angulado

La forma en que se fabricó este filtro fue colocando un marco de acrílico que se montó en la bandeja porta accesorios adosándose en ella una placa de poliéster, para luego marcar la proyección del campo luminoso en ella, que corresponde a un campo de  $23,2 \times 23,2 \text{ cm}^2$ . De forma de lograr un filtro escalonado se dispusieron las placas en el siguiente orden:

<b>N° de placa</b>	<b>Ancho de la placa (cm)</b>	<b>Distancia desde el borde de campo(cm)</b>	<b>Espesor de Poliéster (mm)</b>
<b>1</b>	<b>Soporte</b>	<b>0</b>	<b>0.15</b>
<b>2</b>	<b>15</b>	<b>2,4</b>	<b>0.30</b>
<b>3</b>	<b>13</b>	<b>3,15</b>	<b>0.45</b>
<b>4</b>	<b>11</b>	<b>3,8</b>	<b>0.60</b>
<b>5</b>	<b>8,15</b>	<b>4,9</b>	<b>0.75</b>
<b>6</b>	<b>5</b>	<b>5,8</b>	<b>0.90</b>
<b>7</b>	<b>3,5</b>	<b>6,4</b>	<b>1.05</b>

En la zona que corresponde hacia el borde (superior o inferior del campo) se dejó abierta de manera de no disminuir el flujo de electrones hacia los bordes superior e inferior (Figura 29).

#### **4.6.- PDD resultante de las contribuciones de todos los haces dosimetría filmica.**

##### ***Materiales:***

- Maniquí de placas cuadrado y antropomorfo de acrílico (figura 30).
- Películas Kodak EDR-2 de rango extendido.
- Sistema de revelado de películas Kodak X-Omat 1000.
- Sistema de dosimetría filmica que consta de un lector de placas marca Vidar y programa de análisis dosimétrico RIT 113 V4.

##### ***Metodología:***

De manera de fijar y mantener las condiciones de trabajo de la reveladora, se diseñó un sistema periódico de limpieza y mantención de la reveladora, basado en lo recomendado por Papp <sup>[25]</sup> y las recomendaciones de los fabricantes, debido que un buen proceso de revelado es fundamental en la constancia de los resultados obtenidos de una dosimetría con películas radiológicas <sup>[13]</sup>.

Se procedió a establecer los parámetros de funcionamiento de la reveladora, midiendo durante 4 semanas la temperatura, el número de placas reveladas y una curva sensitométrica realizada con un sensitómetro marca Victoreen, modelo 07-417 y un densitómetro marca Victoreen modelo 07-443 con tiras de prueba de películas Kodak T Mat-G, por ser de menor costo y de fácil manejo.

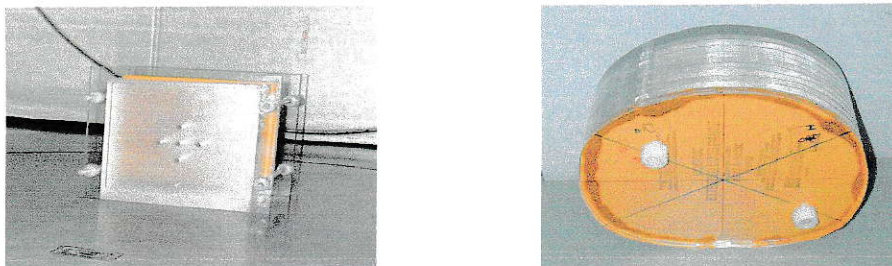
Por este seguimiento se determinó que las variaciones de las curvas sensitométricas se debían a la manera en que se preparaban los químicos de revelado

(preparación manual de las mezclas) y a la tasa de recambio de los químicos (estos se renuevan cada vez que una placa es revelada), por lo que se realizó las gestiones para la instalación de un mezclador automático de líquidos y se recomendó como procedimiento que cuando se procesen el material radiográfico para dosimetría con películas se pasen al menos 5 cinco películas usadas, antes de revelar las películas con fines dosimétricos (de forma que estas se revelen con químicos frescos).

Para la obtención de las PDD de las energías en estudio se montó la película EDR-2 en el maniquí cuadrado de 30 x 30 cm y se procedió a irradiar en las mismas condiciones que en el montaje de la experiencia realizada en el punto 4.2, con 200 UM para las dos energías en estudio.

Para irradiar el maniquí antropomorfo y mantener constante la dosis entregada por cada incidencia del haz, se realizó una dosimetría absoluta a las distancias fuente superficie en las distintas posiciones adoptadas por el paciente en una situación normal de tratamiento. Determinando de esta manera la dosis absoluta por cada haz y prescribiendo 1 Gy a la profundidad del 85% de la curva PDD

Luego se procedió a leer las placas radiográficas con el escáner de placas y analizar con el programa de dosimetría filmica RIT 113 V4; para obtener las curvas de distribución de dosis en profundidad en el maniquí cuadrado (que representa la condición estándar de irradiación) y en el maniquí antropomorfo irradiado por las 6 posiciones del esquema de tratamiento (AP, OPD, OPI, PA, OAI y OAD).



**Figura 30. Maniquí cuadrado y antropomorfo de placas de acrílico, usado para la obtención de las curvas de PDD en las condiciones de mediciones estándar y de tratamiento.**

#### **4.7.- Efectos de solapamiento.**

El factor de solapamiento (relación de la dosis en el máximo como consecuencia de la superposición de todos los haces respecto a la de un solo haz), se determinará mediante dosimetría filmica, irradiando el maniquí antropomorfo con la energía en estudio, 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm.

##### ***Materiales:***

- Maniquí de placas antropomorfo de acrílico.
- Películas Kodak EDR-2 de rango extendido.
- Sistema de revelado de películas Kodak X-Omat 1000.
- Sistema de dosimetría filmica que consta de un lector de placas marca Vidar y programa de análisis dosimétrico RIT 113 V4.

##### ***Metodología:***

Para esto se utilizaron los datos de la dosimetría absoluta de la experiencia 4.6 y se calcularon las UM necesarias para irradiar con una dosis de 1Gy a la profundidad del 85%.

Luego se irradió una placa en la posición AP, con la dosis prescrita y luego otra placa con los dos campos oblicuos.

Se escanearon las placas en escáner Vidar, para procesarlas en el programa de análisis RIT 113 V4. Se leyó la PDD en la placa irradiada en AP en la dirección vertical a  $0^\circ$  y en la placa irradiada con los oblicuos anteriores en la misma coordenada de la PDD en AP, para luego sumar ambas PDDs y analizar la superposición de los campos en la formación de la PDD compuesta.



## 5.- Resultados y discusión.

### 5.1 Caracterización dosimétrica de los haces de electrones: Filtro dispersador.

La caracterización de los haces de electrones sin filtros, se presentan en el Gráfico 1, y en la tabla resumen 1:

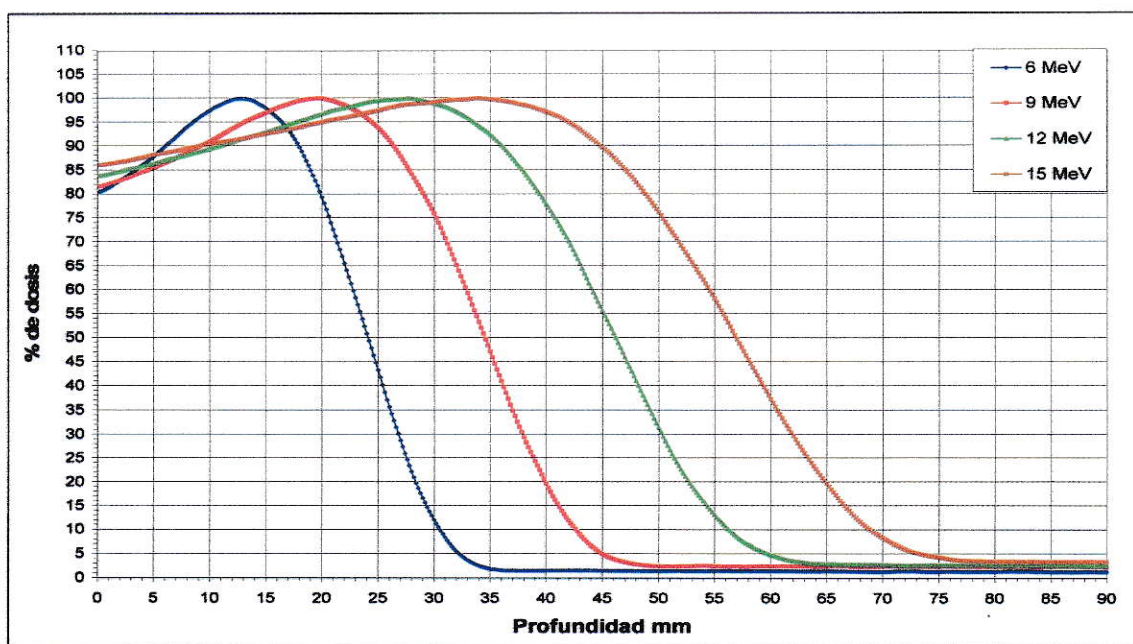


Gráfico 1. Curvas de PDD para haces de electrones de 6, 9, 12 y 15 MeV en condiciones de TSEI

Energía nominal	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
R100 (mm)	12.5	19.7	26.6	32.5
R50 (mm)	24.0	35.3	45.4	57.7
Rp (mm)	30.4	43.4	55.1	69.0
Rq (mm)	17.5	26.9	35.2	45.9
R90 (mm)	17.7	27.0	35.1	45.6
R85 (mm)	18.9	28.5	36.9	47.8
R Sup (0.4mm) %	80.9	82.2	83.8	86.7
D x %	0.8	1.2	1.4	1.7
G	2.35	2.63	2.77	2.99
Ep0 (MeV)	6.26	8.87	11.21	13.99
E0 (MeV)	5.60	8.23	10.57	13.44

Tabla 1. Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV en condiciones de TSEI, se destacan los parámetros relevantes de cada energía.

Del Gráfico y tabla 1 se observa que se cumple que a menor energía, la dosis en superficie disminuye. Como consecuencia del aumento de energía es que aumenta la profundidad de la dosis máxima, el gradiente de dosis, y la contaminación por radiación de frenado.

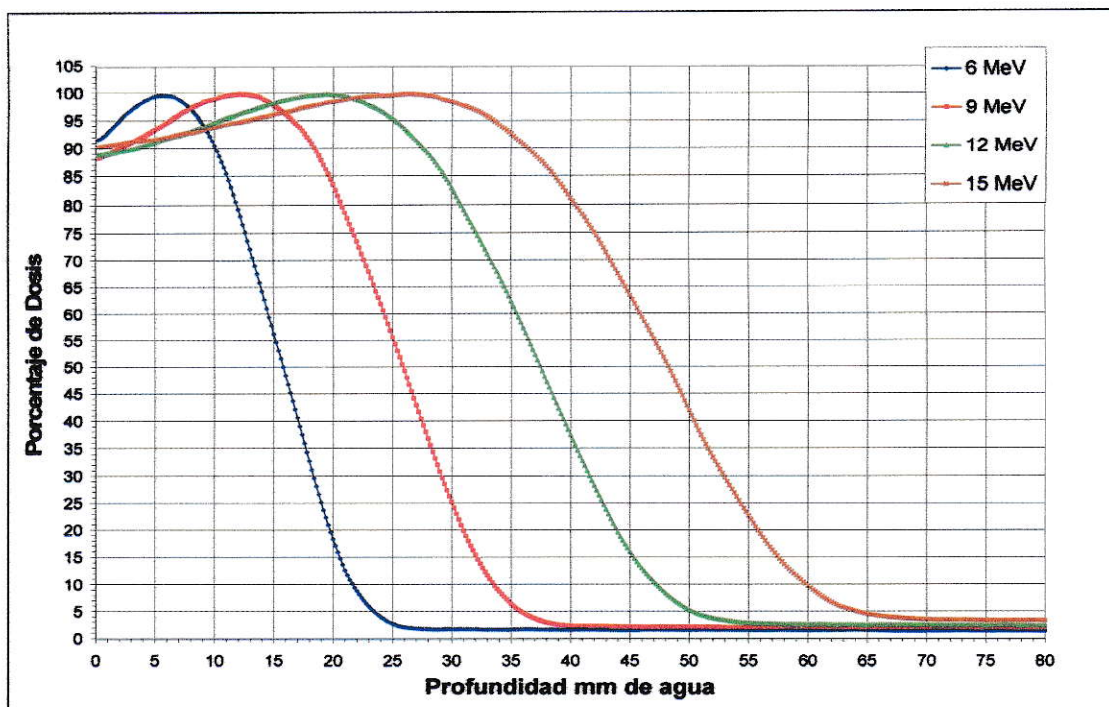
Así, si nuestro objetivo es aumentar la dosis en superficie, una opción es aumentar la energía, tratando de limitar la dosis en profundidad. Esto se puede lograr utilizando los filtros dispersadores.

En los gráficos y tablas 2 y 3 se presentan las curvas PDD para las mismas energías nominales interponiendo filtros dispersadores de 8 y 12mm, respectivamente.

En general se observa que, para cada energía, el introducir el filtro dispersor (y a medida que aumenta el espesor de este) se produce un incremento considerable en la dosis en superficie acompañado de una disminución del rango terapéutico, así como, un leve aumento en la contaminación por Bremsstrahlung.

Se pretende determinar el haz estacionario óptimo en comparación con el de 6MeV sin acrílico, es decir, encontrar una configuración (i.e. energía y espesor de filtro dispersor) que no modifique considerablemente la  $E_{p0}$  (y por lo tanto, el rango terapéutico), pero con incremento de la dosis en superficie.

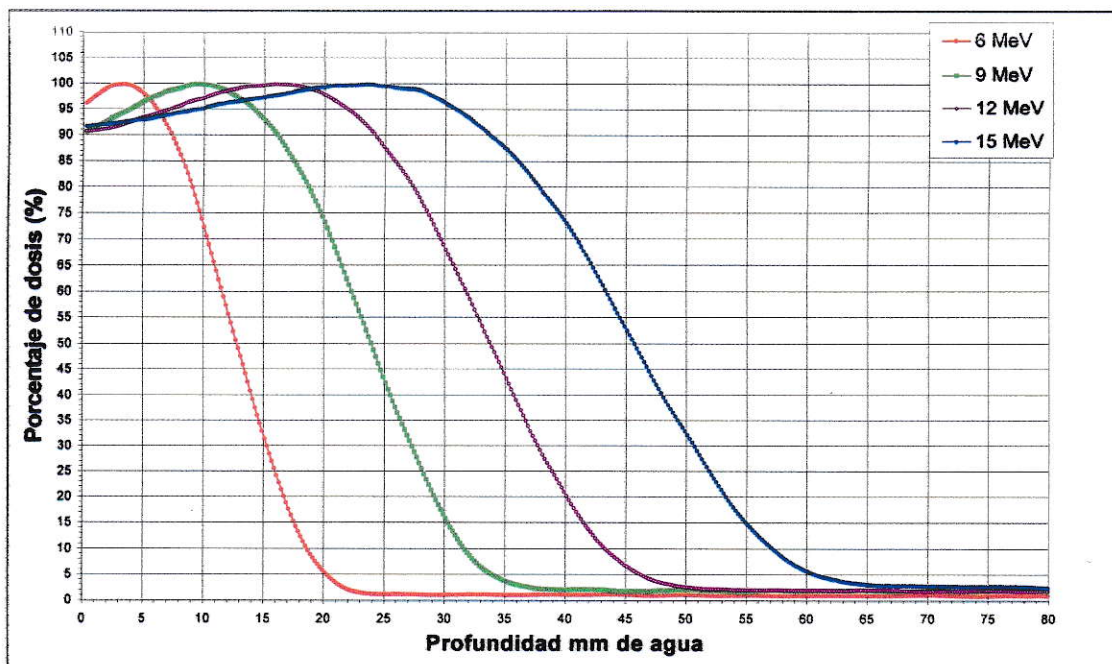
La energía de 9MeV parece ser la más apropiada pues tanto 12MeV como 15MeV implican un incremento considerable del rango terapéutico con respecto al haz de 6MeV sin acrílico.  $(R_{85}(6\text{MeV})_{0\text{mm}} = 18.9\text{mm}$



**Gráfico 2. Curvas de PDD para haces de electrones de energía nominal de 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de PMMA de 8mm en condiciones de TSEI**

Energía nominal más dispersador de acrílico de 8mm	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
R100 (mm.)	5.8	12.2	19.4	26.4
R50 (mm)	15.9	25.9	37.5	48.2
Rp (mm)	22.0	33.6	47.2	59.0
Rq (mm)	9.4	18.0	27.5	36.7
R90 (mm)	10.2	18.5	27.7	36.4
R85 (mm)	11.1	19.7	29.4	38.7
R Sup (0.4mm) %	91.3	88.4	89.1	90.5
D x %	1.4	1.5	1.8	2.4
G	1.74	2.15	2.39	2.65
Ep0 (MeV)	4.59	6.90	9.61	11.90
E0 (MeV)	3.69	6.03	8.73	12.24

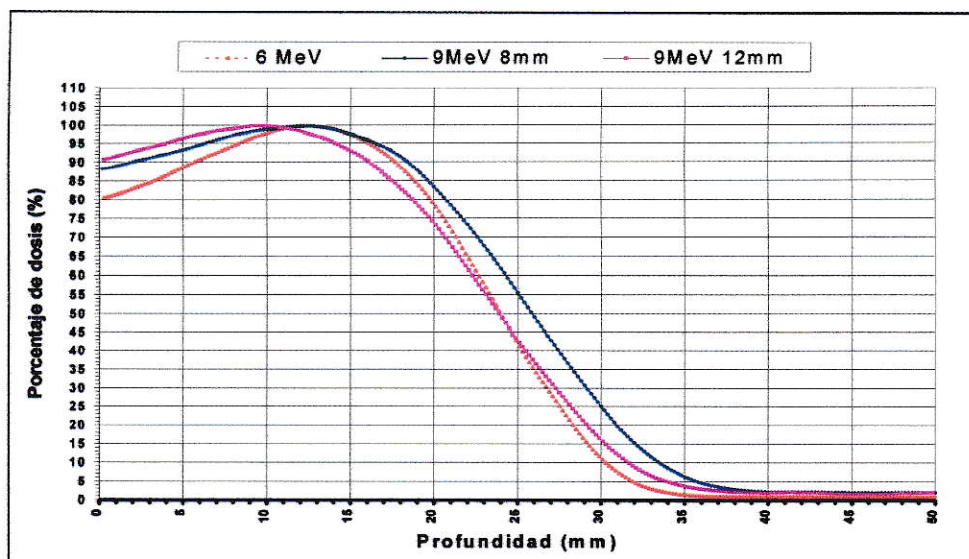
**Tabla 2. Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de 8 mm de PMMA en condiciones de TSEI**



**Gráfico 3. Curvas de PDD para haces de electrones de energía nominales de 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de PMMA de 12 mm en condiciones de TSEI**

Energía nominal más dispersador de acrílico de 12mm	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
R100 (mm)	3.3	9.5	15.9	23.7
R50 (mm)	12.8	23.9	33.8	45.7
Rp (mm)	18.8	31.7	43.3	56.9
Rq (mm)	6.8	15.9	24.0	34.2
R90 (mm)	7.4	16.2	24.2	33.8
R85 (mm)	8.4	17.5	25.9	36.1
R Sup (0.4mm) %	96.5	90.9	90.9	91.4
D x %	1.4	1.2	1.3	1.6
G	1.74	2.01	2.24	2.50
Ep0 (MeV)	3.94	6.52	8.84	11.57
E0 (MeV)	2.98	5.58	7.87	10.65

**Tabla 3. Características dosimétricas relevantes de las curvas PDD para 6, 9, 12 y 15 MeV atenuados con un filtro de 12 mm de PMMA en condiciones de TSEI**



**Gráfico 4. Comparación de curvas de PDD para haces de electrones de 6 MeV sin dispersador, 9 MeV con dispersador de 8 y 12 mm de espesor.**

	6 MeV Nominal	9 MeV con 8mm PMMA	9 MeV con 12mm PMMA
R100 (mm)	12.5	12.2	9.5
R50 (mm)	24.0	25.9	23.9
Rp (mm)	30.4	33.6	31.7
Rq (mm)	17.5	18.0	15.9
R90 (mm)	17.7	18.5	16.2
R85 (mm)	18.9	19.7	17.5
R Sup (0.4mm) %	80.9	88.4	90.9
D x %	0.8	1.5	1.2
G	2.35	2.15	2.01
Ep0 (MeV)	6.26	6.90	6.52
E0 (MeV)	5.60	6.03	5.58

**Tabla 4. Características dosimétricas de las curvas PDD graficadas para 6 MeV sin dispersador y 9 MeV atenuados con un filtro de 8 y 12 mm de PMMA en condiciones de TSEI.**

El gráfico y tabla 4, reflejan que el haz estacionario de 9MeV con filtro dispersor de 8mm implica una profundización de < 1mm en el R85, respecto del haz de 6MeV sin filtro, pero con un incremento relativo de 9% en la dosis en superficie. Con el acrílico de 12mm la R85 está 1,4mm hacia la superficie mientras que con 8mm la diferencia es solo 0,8mm respecto al haz de 6MeV nominal. Esta configuración mantiene, además,

una contaminación por radiación de frenado baja (lo recomendado es que esté cercana al 1% para minimizar secuelas hematológicas, en un campo estacionario).

Esto nos hace aceptar parcialmente la hipótesis N° 1, que nos indica que los filtros dispersadores aumentan la dosis hacia la superficie.

El empleo de un filtro de 8mm en vez de 12mm significa una menor reducción en la intensidad del haz primario y por lo tanto implica un menor número de UM para un mismo depósito de dosis en el tejido.

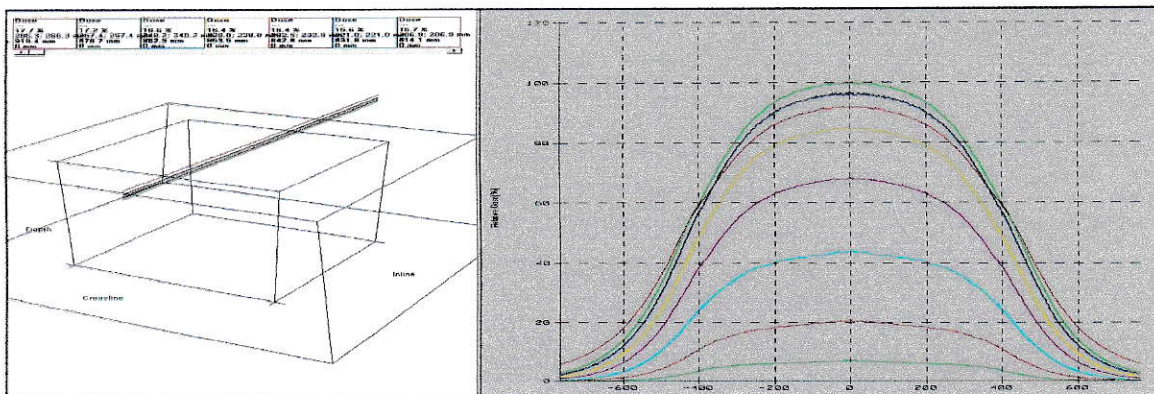
Por todo lo anterior, el haz estacionario de 9MeV con dispersador de 8mm parece ser el que dosimetricamente mejor se ajusta a los requerimientos clínicos.

Una vez elegido el haz de 9MeV se caracterizó dosimetricamente para producir un campo apropiado de tratamiento para TSEI y se comparará con el haz nominal de 6MeV para establecer sus diferencias con la técnica inicial de CA.

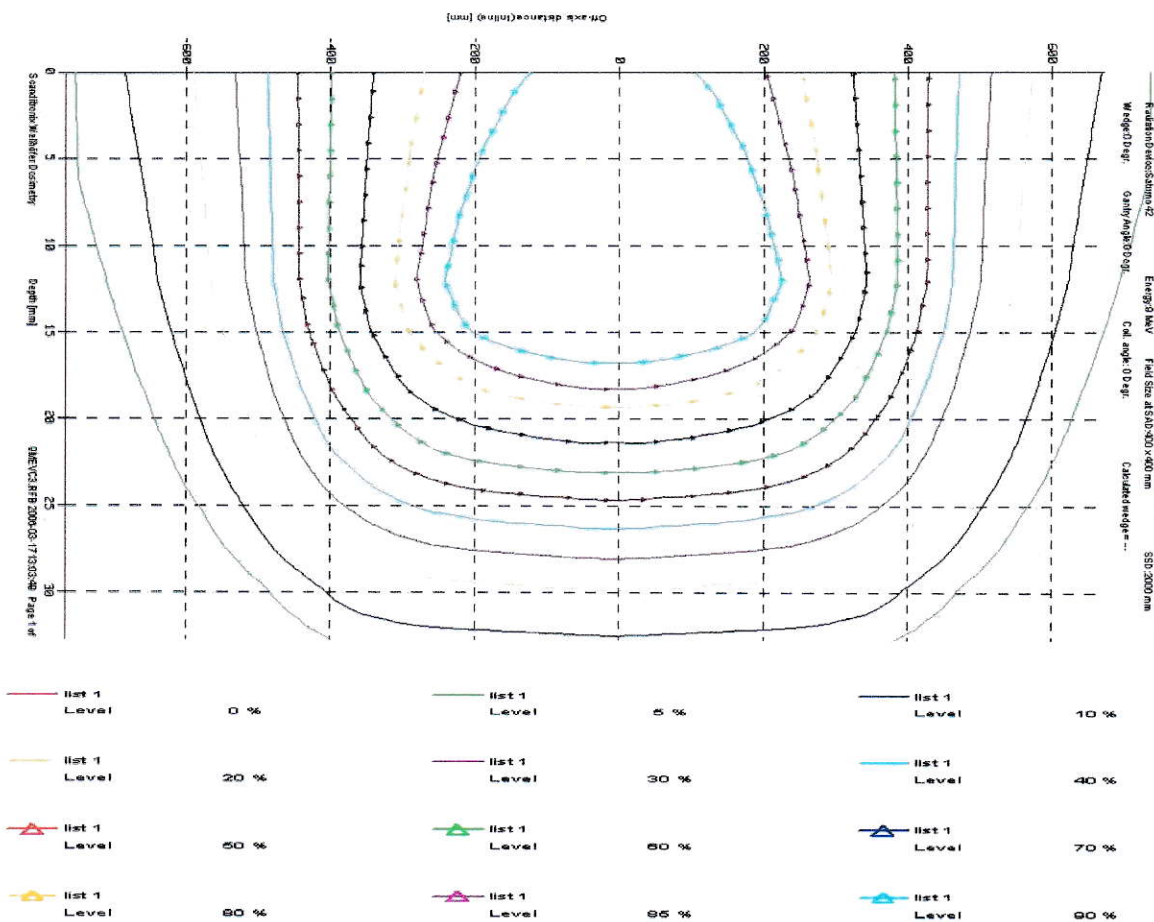
## **5.2 TSEI: determinación ancho de isodosis y penumbras.**

Se realizaron los perfiles de dosis en profundidad (metodología descrita en la sección 4.2) para la configuración escogida que fue de 9MeV con un dispersador de acrílico de 8mm (Grafico 5).

En el Gráfico 6 se observan las líneas de isodosis generadas con los perfiles adquiridos. Se midió el ancho de la isodosis, a distintas profundidades, ya que dicho parámetro determina el ancho clínico (o útil) del haz en dirección transversa (ver tabla 5).



**Gráfico 5.** El grafico se presenta los perfiles de dosis en profundidad. Los perfiles se realizaron para el campo moviendo la cuba de medición y sumando los distintos perfiles para formar el hemicampo.



**Gráfico 6.** La figura muestra las curvas de isodosis realizadas para el haz de 9 MeV con dispersador de 8 mm de acrílico.

% dosis	Profundidad desde la superficie			
	0 mm	5 mm	10 mm	12mm
90	35,8	40,0	44,8	46,0
85	42,1	48,7	52,8	53,7
80	52,2	56,4	59,4	60,0
70	66,3	68,1	69,3	69,8
60	77,6	77,9	78,2	78,5
50	86,9	86,6	86,6	86,6
40	94,9	94,3	93,7	93,4
30	103,9	102,7	101,8	101,2
20	115,8	113,7	112,2	110,7
10	134,9	130,7	127,2	125,4

Tabla 5. La tabla presenta los anchos en centímetros de las curvas de dosis en profundidad medidos en superficie, 5, 10 y 12 mm de profundidad, siendo esta última la profundidad de ancho máximo.

El ancho de la isodosis del 85% a 12mm de profundidad, resultó ser de 53,7cm, dicha medida es suficiente para tratar a un individuo de talla grande (la isodosis lograría cubrir satisfactoriamente el ancho de su tronco). El ancho de la isodosis del 50% a 12mm es de 86,6cm. A 50cm desde el centro del campo se tiene un 30% de la dosis prescrita a la profundidad de 12mm, por lo que debe ser considerado en el caso de necesitar proteger algunas estructuras que puedan encontrarse a dicha distancia.

El ancho del campo para la energía lograda con 9MeV y dispersador de 8mm de acrílico es satisfactorio para el tratamiento de TSEI.

### 5.3 Caracterización de diodos EDD-2.

#### 5.3.1 Factores de calibración a la distancia de trabajo.

Como se mencionó en el punto 4.3.1, se determinaron los factores de calibración de los diodos EDD-2 para las energías trabajo de 6MeV sin dispersor y 9MeV con dispersador de 8mm de acrílico, los resultados de estas mediciones son presentados a continuación en las tablas 6 y 7.



La tabla 6 presenta los factores de calibración expresados en dosis v/s unidades arbitrarias (cGy/UA) para la energía de 6MeV sin atenuador. La temperatura de calibración fue de 23,4 °C.

Nº diodo	Promedio lectura diodos	Desviación Estándar	Factor de calibración
1	35,7	0,0	1,555
2	36,1	0,1	1,541
3	35,5	0,1	1,563
4	36,3	0,0	1,531
5	37,1	0,1	1,499
6	37,9	0,0	1,465
7	34,6	0,0	1,607
8	36,5	0,0	1,521
9	35,4	0,1	1,569
10	37,5	0,1	1,482

**Tabla 6. Factores de conversión de los diodos EDD-2 para la energía de 6 MeV sin atenuador, medidos a 200cm de DFS. La temperatura media de calibración fue de 23.3°C.**

La tabla 7 presenta los factores de sensibilidad expresados en dosis v/s unidades arbitrarias (cGy/UA) para la energía de 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm.

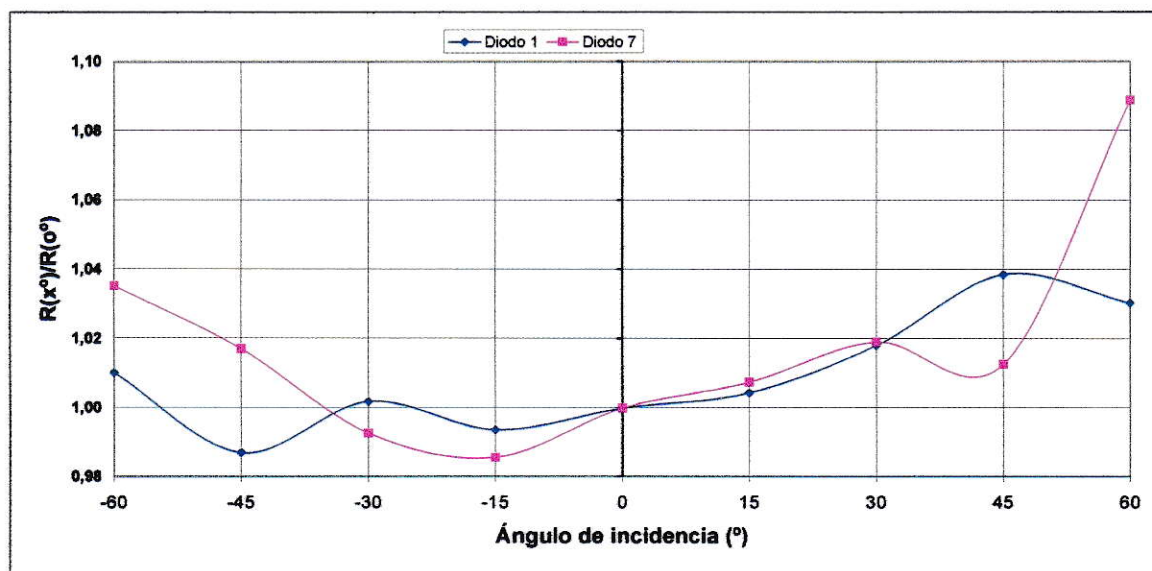
Se evidencia la dependencia energética de la respuesta de los diodos a las distintas energías, pues para un mismo diodo el factor es distinto al estar expuesto a un espectro distinto de energía.

Nº diodo	Promedio lectura diodos	Desviación Estándar	Factor de calibración
1	74,9	0,1	1,404
2	74,9	0,1	1,405
3	74,4	0,2	1,415
4	75,6	0,1	1,392
5	77,4	0,2	1,359
6	80,2	0,1	1,311
7	72,7	0,1	1,447
8	76,5	0,2	1,375
9	74,2	0,1	1,418
10	78,6	0,1	1,338

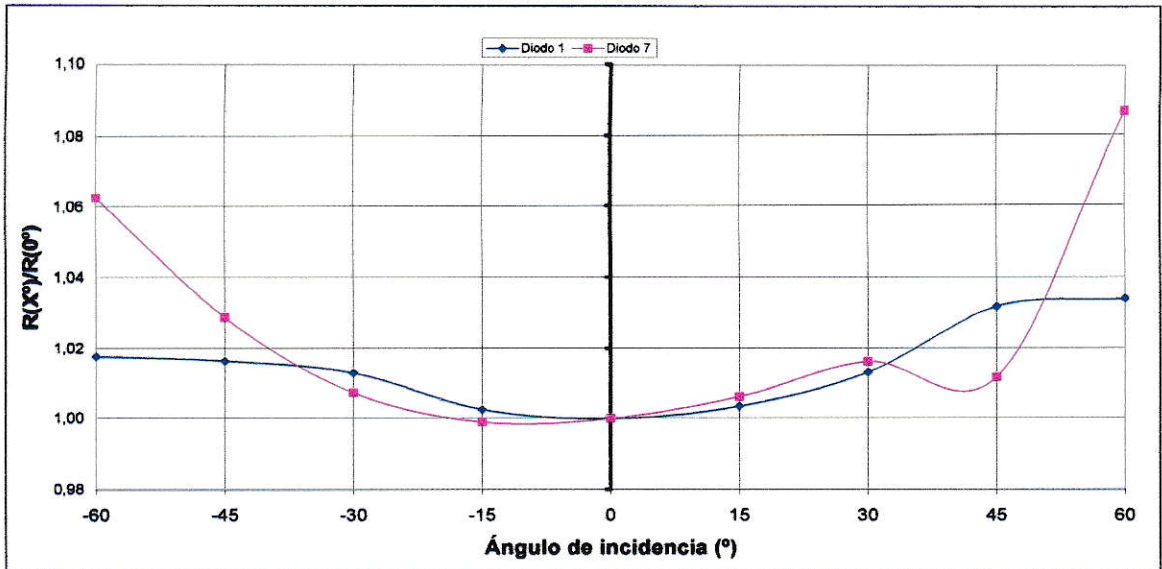
**Tabla 7. Factores de conversión de los diodos EDD-2 para la energía de 9 MeV con dispersador de acrílico de 8 mm, medidos a 200cm de DFS. La temperatura media de calibración fue de 22.3°C.**

### 5.3.2 Dependencia de la respuesta con la dirección de incidencia del haz a 100cm.

A continuación se presentan los resultados de las pruebas de la dependencia direccional en el eje axial para la energía de 6MeV y 9MeV (Gráficos 7 y 8).

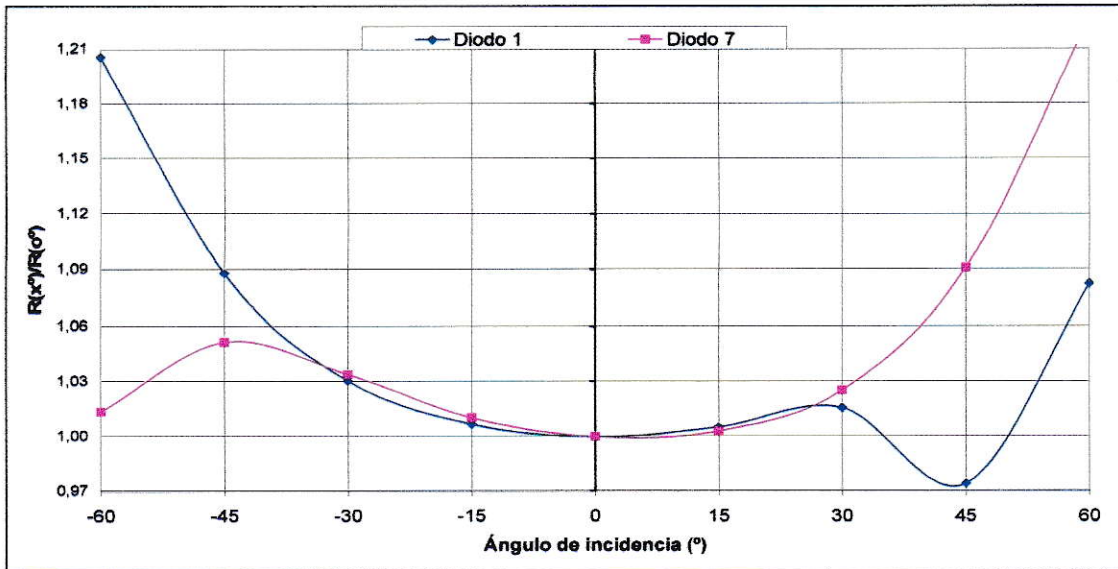


**Gráfico 7. Dependencia direccional axial de la medida de los diodos 1 y 7 para un haz de electrones de 6 MeV tasa 400 para 200 UM DFS 100 cm.**

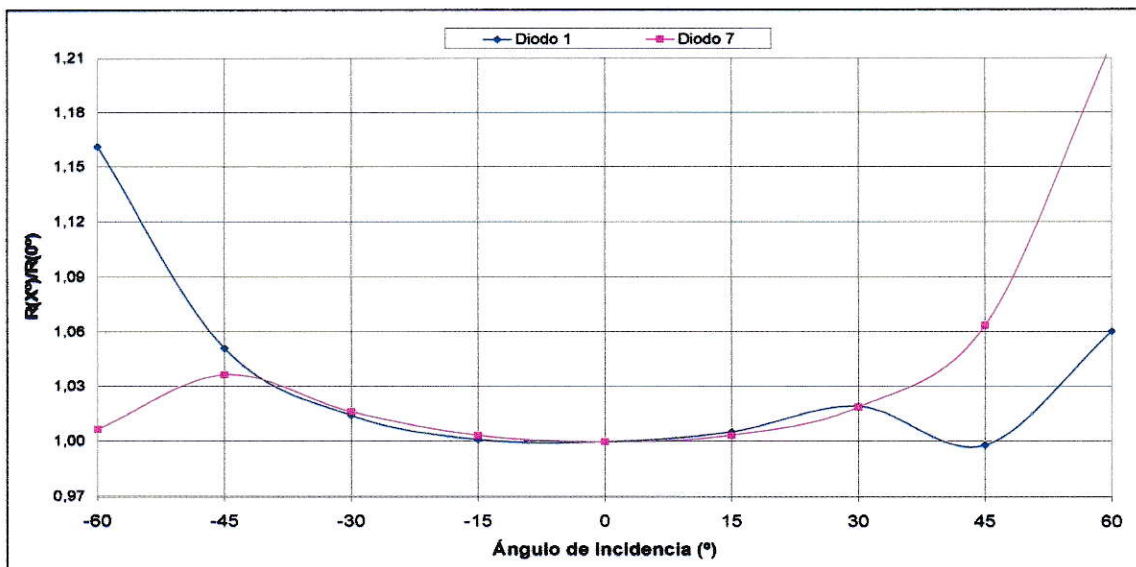


**Gráfico 8. Dependencia direccional axial de la medida de los diodos 1 y 7 medidos para electrones de 9MeV tasa 400 para 200 UM SSD 100 cm**

Se puede observar que los diodos cumplen con la especificación del fabricante, porque presentan una variación de un 2% en el sentido axial por debajo de 45°. Se observa también que al acercarse a los ángulos límites de  $\pm 45^\circ$ , las variaciones de sensibilidad se encuentran al límite de las especificaciones del fabricante, y a ángulos mayores las sensibilidades varían de forma asimétrica a ambos lados del gráfico, eso debido a las diferencias en la fabricación de cada diodo. Leves diferencias en su fabricación, evidencian diferencias en la dispersión del material involucrado y variaciones en la sensibilidad de la medida de cada diodo, sobre todo a bajas energías donde los efectos de la dispersión lateral son mayores.



**Gráfico 9.** Dependencia direccional longitudinal (Tilt) de la medida de los diodos 1 y 7 para el haz de electrones de 6MeV tasa 400 para 200 UM DFS 100 cm.



**Gráfico 10.** Dependencia direccional longitudinal (Tilt) de la medida de los diodos 1 y 7 para el haz de electrones 9 MeV tasa 400 para 200 UM DFS 100 cm.

Se presentan los resultados de las pruebas de la dependencia direccional en el eje longitudinal (o Tilt) para la energía de 6MeV y 9MeV (Gráficos 9 y 10).

En el caso de la variación de las medidas en el sentido longitudinal (o Tilt) los diodos sometidos a prueba muestran una sensibilidad dentro de un rango de un 3% en

ángulos inferiores a  $30^\circ$ . Para ángulos mayores de  $30^\circ$  las variaciones aumentan entre un 3 a 15%, esto a la las diferencias de fabricación

Los diodos EDD-2 muestran una significativa dependencia angular, particularmente a los haces de electrones de baja energía. A ángulos de incidencias mayores que  $0^\circ$ , el camino recorrido por el haz a través del detector aumenta comparado con el camino recorrido a  $0^\circ$ , por lo tanto, se puede esperar un aumento en las lecturas obtenidas.

La dependencia angular de la respuesta del diodo puede causar problemas en el uso clínico. No es trivial tratar de aplicar un factor de corrección por la angulación, porque se necesitaría conocer el ángulo de incidencia para aplicar dicho factor, más aún si se utiliza una serie de filtros adicionales que cambian los ángulos de trayectoria del haz incidente (los electrones emergentes poseen la energía menor y una trayectoria con un ángulo distinto al haz incidente). Para el caso específico de la TSEI, el estudio anterior tiene por objeto cuantificar el efecto, aunque en la aplicación clínica se obvie la aplicación del factor.

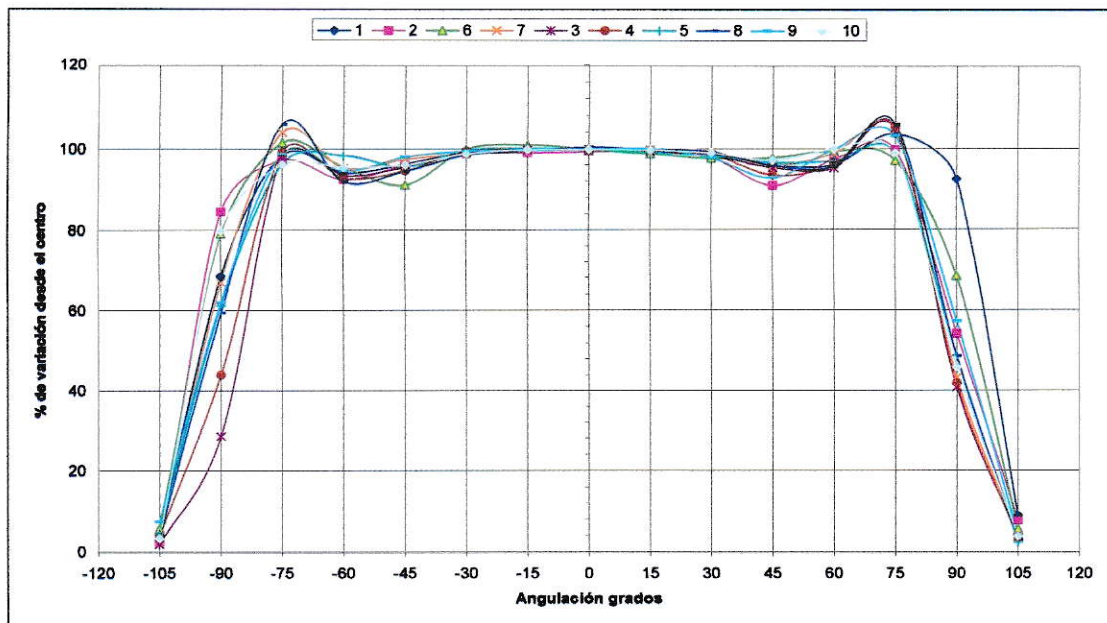
### **5.3.3 Dependencia de la respuesta del diodo con el ángulo de incidencia en condiciones TSEI.**

El gráfico 11 muestra la variación medida para la energía de 6 MeV nominal. Los diodos que se encuentran dentro del rango de  $\pm 30^\circ$  poseen una variación de menos de un 2%, lo que es consistente con resultados de la experiencia 5.3.2. Dentro de los rangos de los ángulos  $\pm 45^\circ$  a  $60^\circ$  existe un aumento de la dispersión de las medidas que

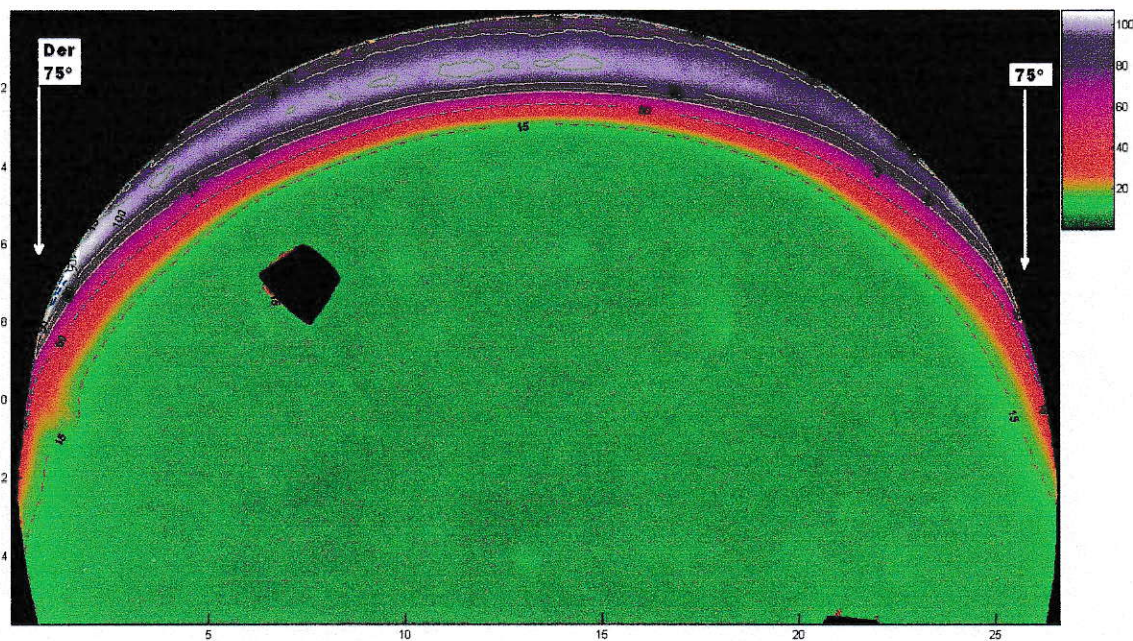
se debe al efecto de la angulación del diodo respecto a la dirección de incidencia de haz, esta variación es de más de un 5 a 10% en las medidas.

Se observa un aumento de la dosis medida en la angulación de  $\pm 75^\circ$  la que es consistente en los 10 diodos. Esto se debe al aumento de la dosis en superficie, debido al efecto del ángulo de incidencia del haz con el material irradiado y la disminución del material que dispersa los electrones que interaccionan dentro del maniquí. Ahora existe una mezcla de efectos sobre la sensibilidad, porque por un lado existe un aumento de la dosis, como mencionamos anteriormente, y existe además el efecto de la dispersión de las medidas por el ángulo de incidencia del haz incidente. En la Figura 31 se observa la película irradiada en el maniquí antropomorfo con la energía de 6MeV sin dispersador, donde se evidencia un aumento de la dosis en superficie en las zona correspondiente a  $\pm 75^\circ$ , lo que es concordante con el aumento de la lectura del diodo. La isodosis del 100% que se muestra de color verde, en la zona de  $\pm 75^\circ$  se aprecia como una pequeña zona cerca de la superficie, sobre todo al lado derecho de la figura, donde además se aprecia al lado derecho una línea de isodosis de 105% de color azul.

En la angulación de  $\pm 90^\circ$  la dosis disminuye por efecto de la distancia. También se observa una mayor dispersión en las medidas de los diferentes diodos, esto debido al ángulo del diodo referente a la incidencia del haz. Es recomendable, por tanto, no colocar los diodos en esta angulaciones, cuando se realice una dosimetría in vivo con esta energía, debido a la alta dispersión en las medidas.



**Gráfico 11.** Variación de la dosis medida en un maniquí cilíndrico medido con el grupo de 10 tipos de diodos para un haz de 6 MeV de energía nominal en condiciones de TSEI.



**Figura 31.** Película irradiada en un maniquí antropomorfo con 1 haz de 6 MeV de energía nominal. La dosis se encuentra normalizada en el eje central a la profundidad de la Dmax. La isodosis del 100% es de color verde.

El gráfico 12 muestra los resultados obtenidos con la energía de 9 MeV con el dispersor de acrílico de 8 mm. A diferencia del gráfico 13 se nota que la variación de

las medidas en cada ángulo fue menor, alrededor de un 5% en cada posición, incluso en la angulación de  $\pm 90^\circ$  donde se aprecia una disminución en la dispersión de las medidas.

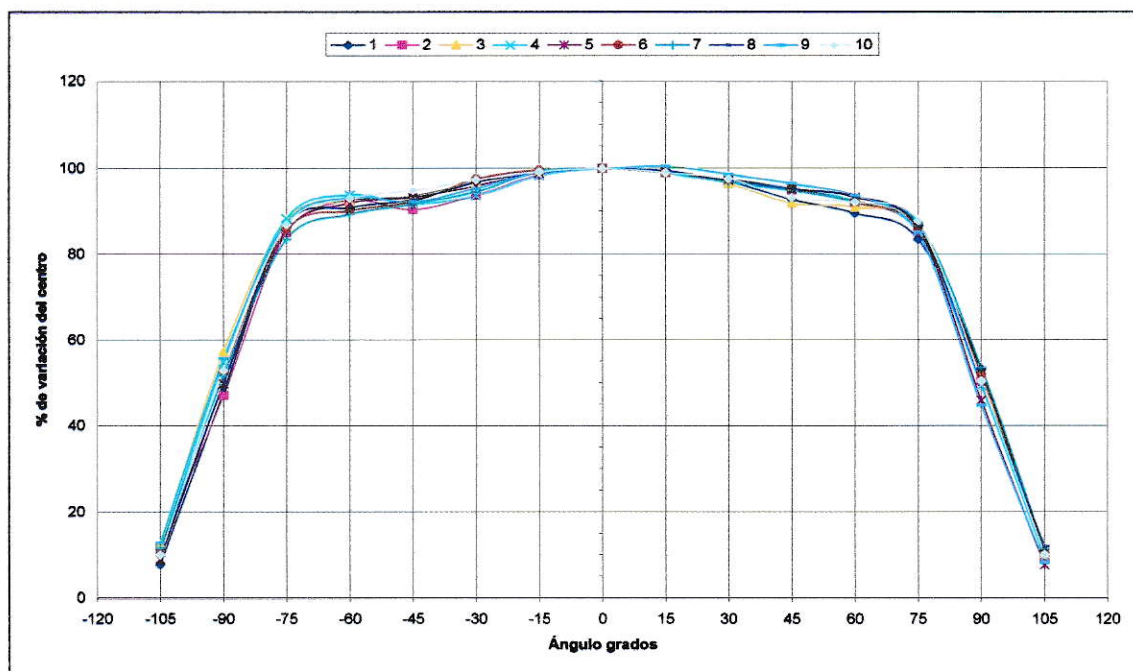


Gráfico 12. Variación de la dosis medida en un maniquí cilíndrico medido con el grupo de 10 diodos para un haz de 9MeV de energía nominal con un dispersador de acrílico de 8 mm en condiciones de TSEI.

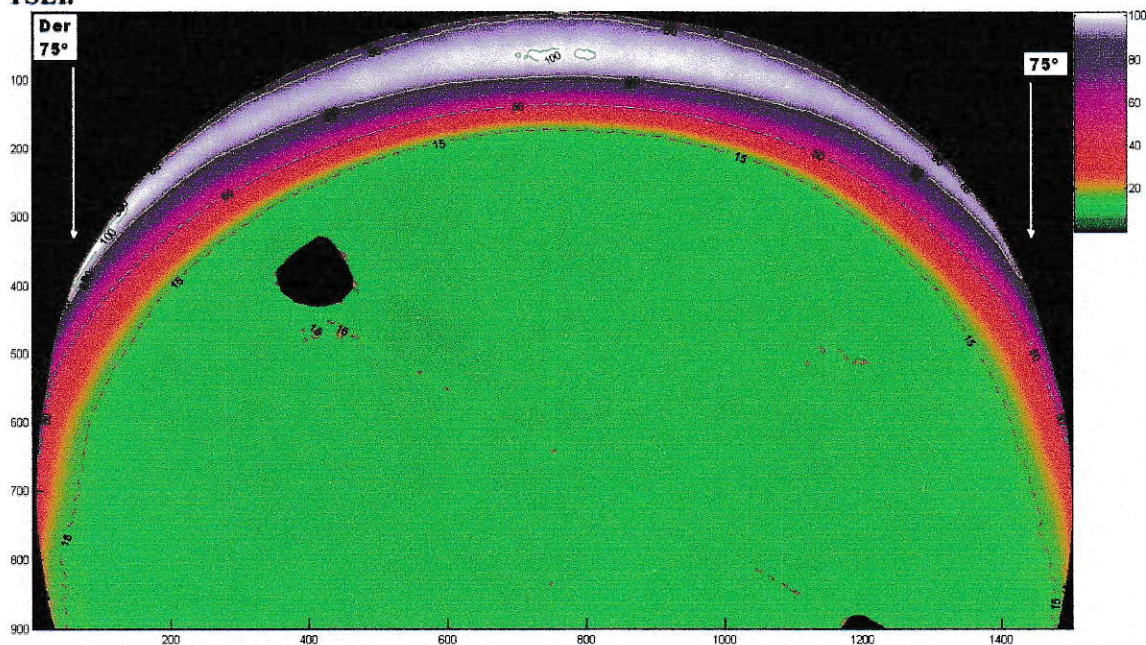


Figura 32.- Película irradiada en un maniquí antropomorfo con 1 haz de 9MeV de con un dispersador de acrílico de 8mm. La dosis se encuentra normalizada en el eje central a la profundidad de la Dmax.



El efecto del filtro dispersor, aparte de disminuir la energía del haz nominal, cambia la trayectoria del haz incidente, lo que se manifiesta en una disminución de la dispersión de las medidas de dosis realizadas. Con el haz dispersado los diodos reciben una mayor cantidad de electrones con ángulo de dirección que se encuentra dentro del rango de ángulos útiles de medida del diodo ( $\pm 30^\circ$  axial y  $\pm 45^\circ$  longitudinal).

En la angulación de  $\pm 75^\circ$  se repite el aumento de la dosis medida, pero con una menor dosis que la medida en la energía de 6MeV nominal, lo que se debe a una disminución de la dispersión lateral de los electrones, porque el haz primario, cambia su trayectoria al pasar por el filtro dispersor, produciendo distintos ángulos del haz primario. En la figura 32, apenas se evidencia la isodosis del 100%, de color verde, en las zonas de  $\pm 75^\circ$  y la isodosis del 105% no se presenta como en la figura 31.

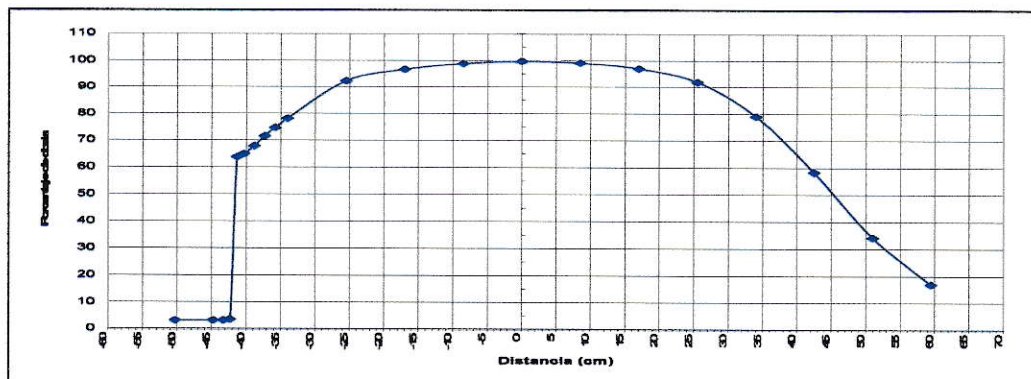
El uso del filtro dispersador ayuda a disminuir la variación en las medidas realizadas con diodos, porque disminuye el efecto de la angulación de los diodos respecto al haz incidente. También ayuda a homogenizar la dosis porque disminuye el efecto de dispersión lateral de los electrones hacia los bordes del cuerpo irradiado (angulación de  $\pm 75^\circ$ ).

#### **5.4 Haz clínico de TSEI: distribución de dosis relativa.**

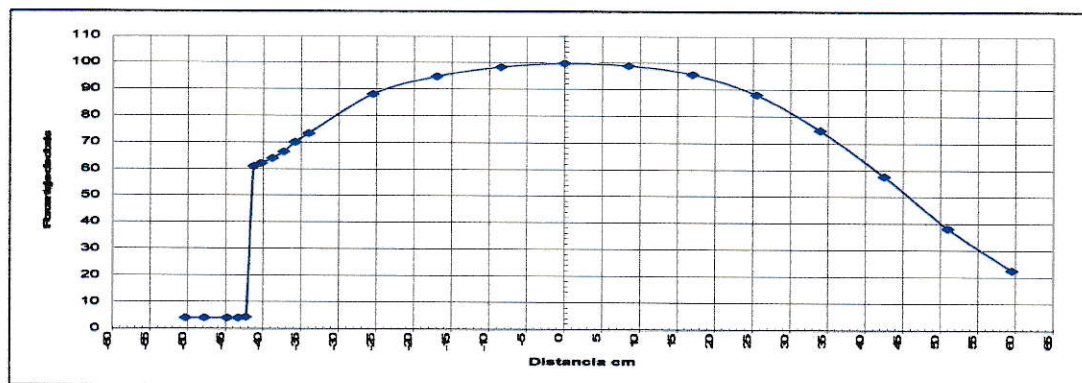
Teniendo en cuenta los resultados de los factores anteriormente expuestos se determinó la dosis relativa de un haz clínico de TSEI. Los gráficos 13 y 14, muestran los hemiperfiles medidos para las energías en estudio. Los perfiles se encuentran normalizados en el eje central de cada campo.

Se observa que bajo las protecciones de plomo la dosis disminuye a un 3,4% para la energía de 6MeV y de 4,3% para la energía de 9MeV con dispersador de acrílico.

Una vez obtenido el perfil de distribución del hemicampo, que incluyó la zona del campo protegida, se generó el perfil del campo compuesto superior-inferior, asumiendo la simetría del hemicampo.

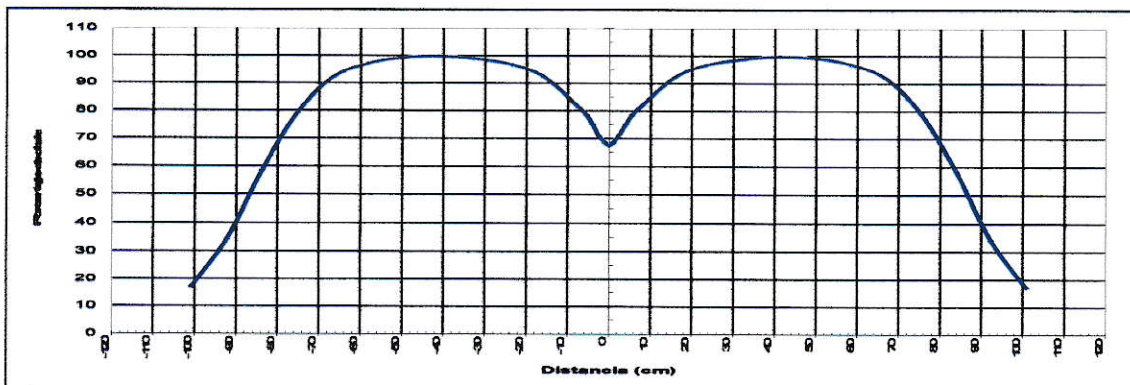


**Gráfico 13.** Perfil eje central Saturno 42 electrones de 6 MeV sin atenuador con protección de plomo de 3 mm en el borde de campo derecho. La medida se realizó sobre el eje Y (cráneo- caudal) del plano de coordenadas (figura 21).

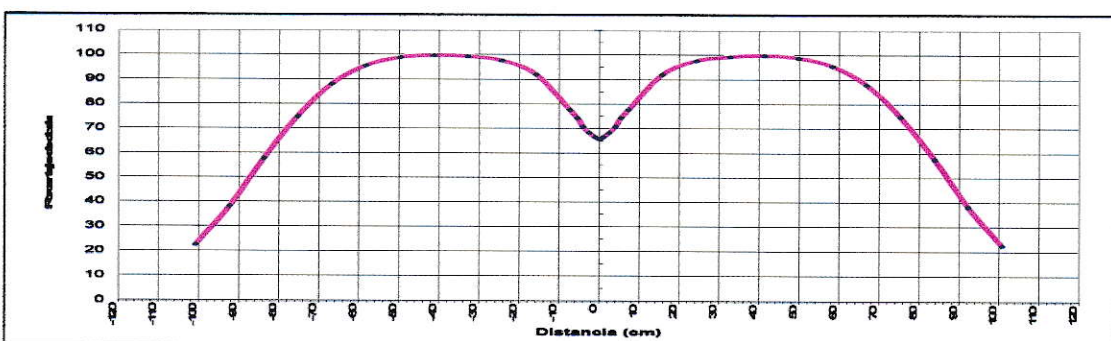


**Gráfico 14.** Perfil de dosis eje central Saturno 42 electrones de 9 MeV con atenuador de 8 mm de acrílico con protección de plomo de 3 mm en el borde de campo derecho. La medida se realizó sobre el eje Y (cráneo- caudal) del plano de coordenadas (figura 21).

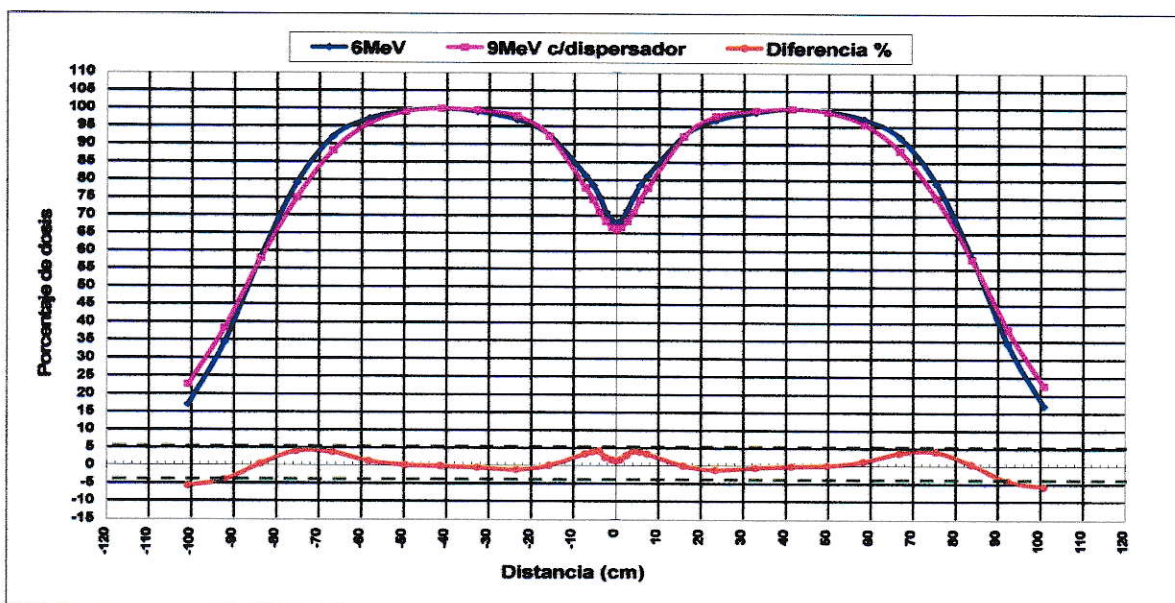
Los resultados del haz clínico de 6MeV sin acrílico y 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm se presentan en los gráficos 15 y 16. Estos perfiles fueron normalizados en el centro de cada campo.



**Gráfico 15.** Perfil longitudinal compuesto campo superior e inferior. Técnica TSEI campos adyacentes Saturno 42 electrones 6 MeV sin atenuador de acrílico.



**Gráfico 16.** Perfil longitudinal compuesto campo superior e inferior. Técnica TSEI campos adyacentes Saturno 42 electrones 9 MeV con atenuador de acrílico de 8mm



**Gráfico 17.** Comparación de perfiles compuestos, 6MeV y 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm. Diferencia porcentual entre ambos perfiles.

Se muestra en el gráfico 17 que los perfiles de dosis resultantes para los campos adyacentes de ambas energías en estudio, no presentan diferencias del rango definido de  $\pm 5\%$  (líneas de color verde), por lo que son similares en su distribución.

Según los gráficos 15 y 16 se aprecia los perfiles correspondientes a las energías de 6MeV sin dispersador y de 9MeV con dispersador donde se evidencia una subdosificación de 32% y 34%, respectivamente. Esta heterogeneidad medida debe ser tomada en cuenta en la implementación clínica de la técnica. Una medida a tomar podría ser la de desplazar en cada sesión la protección en la dirección cráneo-caudal a ambos lados de la zona de unión de campos para disminuir el efecto, lo que se realiza según los que se describió en la técnica de CA.

En el servicio de Radioterapia de CA se han tratado desde el año 1998 hasta el año 2006, 12 pacientes con la técnica de campos adyacentes usando la energía nominal de 6MeV. A pesar de la disminución teórica de la dosis en un 32% para la energía de 6MeV, en la zona de unión de campos, no se evidenciaron recidivas. Una explicación posible es que la dosificación utilizada de 2,5Gy por día, implicaría una dosis de 1,8Gy por sesión en la zona de unión de campos. El posicionamiento diario del paciente implica que la zona de unión de campos no coincida exactamente todos los días, con lo cual la distribución de dosis final, debería ser más homogénea que la subdosis medida para una sesión. Sin embargo, no es óptimo que exista esta variación en la dosis entregada, ya que favorecería a las probabilidades de recidiva.

Se observa además que el largo útil para tratamiento en el eje cráneo-caudal es de 160cm. Este tamaño es insuficiente para cubrir a un paciente de mayor estatura. La solución obvia es añadir un tercer campo, que presenta dificultades operativas

(incremento del tiempo de tratamiento) así como clínicas (falta de homogeneidad en la nueva unión de campos).

Las tablas 8 y 9 presentan los mapas de distribución de dosis de los perfiles de campos adyacentes para 6 MeV sin dispersador y 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm de cada campo individual.

		Eje de coordenada X														
		-51	-42.5	-34.0	-25.5	-17.0	-8.5	0.0	8.5	17.0	25.5	34.0	42.5	51		
Eje de coordenada Y	101	7	10	14	16	17	18	17	17	17	15	14	10	7		
	92	12	20	27	32	34	34	34	35	34	31	27	20	12		
	84	19	33	46	56	59	59	59	60	59	56	47	33	19		
	75	24	44	64	76	79	79	79	81	81	77	64	44	24		
	67	28	53	75	88	92	92	92	94	94	90	75	53	28		
	58	29	55	79	92	97	96	97	99	98	94	79	56	29		
	50	30	55	80	93	98	97	99	97	97	89	77	56	30		
	41	30	56	79	92	98	99	100	100	99	93	79	56	30		
	33	29	56	80	93	97	97	99	100	98	92	80	56	29		
	24	29	56	79	93	94	96	97	97	97	92	79	56	29		
	16	29	54	77	90	94	92	92	93	93	89	77	54	29		
	7	24	46	66	78	77	79	78	79	77	77	66	46	24		
	0	25	42	55	65	66	67	68	68	67	63	55	42	25	Zona de unión de campos	
	-7	24	46	66	78	77	79	78	79	77	77	66	46	24		
	-16	29	54	77	90	94	92	92	93	93	89	77	54	29		
	-24	29	56	79	93	94	96	97	97	97	92	79	56	29		
	-33	29	56	80	93	97	97	99	100	98	92	80	56	29		
	-41	30	56	79	92	98	99	100	100	99	93	79	56	30		
	-50	30	55	80	93	98	97	99	97	97	89	77	56	30		
	-58	29	55	79	92	97	96	97	99	98	94	79	56	29		
	-67	28	53	75	88	92	92	92	94	94	90	75	53	28		
-75	24	44	64	76	79	79	79	81	81	77	64	44	24			
-84	19	33	47	56	59	59	59	60	59	56	47	33	19			
-92	12	20	27	32	34	34	34	35	34	31	27	20	12			
-101	7	10	14	16	17	18	17	17	17	15	14	10	7			

Tabla 8. Tabla de dosis relativa para la técnica de campos adyacentes realizada para electrones de 6MeV sin filtro atenuador a una distancia de 209 cm de DFS. Las celdas en amarillo representan la proyección del haz luminoso. Se ha superpuesto una figura humana para tener una referencia anatómica.

## Eje de coordenada X

	-51	-42.5	-25.5	-17	-8.5	0	8.5	17	25.5	34	42.5	51
101	10	14	21	22	23	23	23	22	21	17	14	10
92	16	23	35	37	38	38	38	37	34	29	23	16
84	21	32	52	57	58	58	57	56	52	44	32	21
75	27	42	69	73	75	75	74	72	68	57	42	27
67	32	50	80	85	88	88	87	85	79	66	50	32
58	33	53	86	92	96	96	95	92	85	71	53	33
50	34	54	88	95	99	99	98	94	87	72	54	34
41	37	60	91	99	101	100	102	99	85	73	55	33
33	34	53	87	94	98	98	97	94	82	63	53	34
24	33	52	85	92	95	95	94	91	79	61	52	33
16	31	49	80	86	83	88	87	85	66	48	49	31
7	28	44	72	76	78	78	77	76	58	50	44	28
0	25	41	62	68	67	66	69	67	61	52	40	24
7	28	44	72	76	78	78	77	76	58	50	44	28
16	31	49	80	86	88	88	87	85	66	48	49	31
24	33	52	85	92	95	95	94	91	79	61	52	33
33	34	53	87	94	98	98	97	94	82	63	53	34
41	37	60	91	99	101	100	102	99	85	73	55	33
50	34	54	88	95	99	99	98	94	87	72	54	34
58	33	53	86	92	96	96	95	92	85	71	53	33
67	32	50	80	85	88	88	87	85	79	66	50	32
75	27	42	69	73	75	75	74	72	68	57	42	27
84	21	32	52	57	58	58	57	56	52	44	32	21
92	16	23	35	37	38	38	38	37	34	29	23	16
101	10	14	21	22	23	23	23	22	21	17	14	10

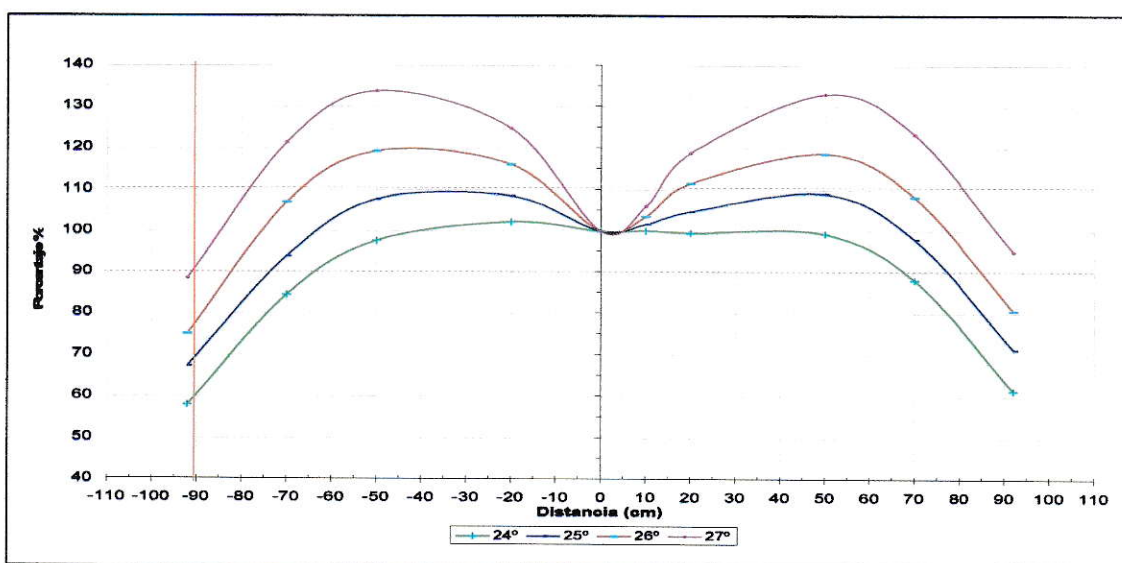
Tabla 9. Tabla de dosis relativa para la técnica de campos adyacentes realizada para electrones de 9 MeV con filtro dispersador de 8 mm de acrílico a una distancia de 209 cm de DFS. Las celdas en amarillo representan la proyección del haz luminoso, mientras que las celdas en color verde representan la distancia desde el eje central en cm del campo.

En la búsqueda de un haz estacionario óptimo para el tratamiento de TSEI, el hecho de cambiar la configuración energía – filtro dispersador (9MeV con dispersador de acrílico de 8mm), no mejora el perfil de dosis existente de 6MeV sin acrílico, ni la longitud abarcada en el eje cráneo- caudal, por lo que es necesario buscar otra alternativa para mejorar estos aspectos de la técnica.

### 5.5.- Haz clínico de TSEI: optimización de la unión de campos.

Es necesario homogenizar la zona de unión de campos y tratar de cubrir una mayor longitud con la menor variación de la dosis, por tal motivo se propuso angular el haz de tratamiento según lo explicado en el punto 4.5.

Para el haz de 9 MeV con el dispersador de 8 mm se obtuvieron los perfiles longitudinales, este haz esta compuesto de dos incidencias con ángulos simétricos. Los perfiles fueron normalizados en el eje central (proyección a 0° del eje del haz).



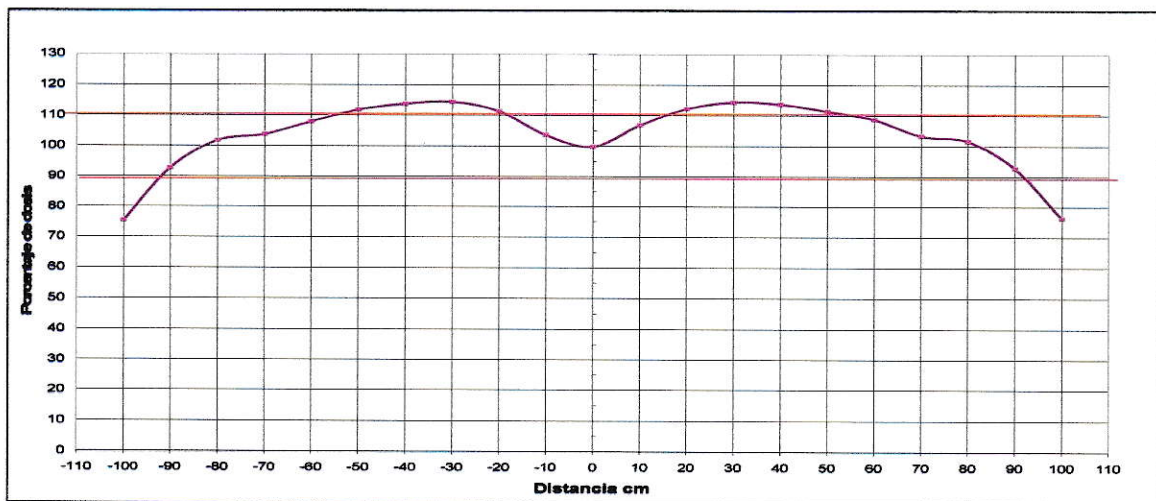
**Gráfico 18.** Perfiles longitudinales de dosis para 9 MeV con dispersador de acrílico de 8 mm. Se tomaron con angulaciones simétricas del gantry de 24°, 25°, 26° y 27°.

Se observa en el gráfico 18 que para ángulo de 24° el perfil de dosis es muy homogéneo pero sólo logra una distancia de 100 cm con una variación menor de un 5% y 120 cm con una variación de 10%. En el límite del campo la dosis cae más de un 40%.

Para ángulos superiores de 24° aumenta la inhomogeneidad la zona central, pero también el valor de la dosis hacia los bordes superior e inferior del campo. Con la

simple aplicación de la angulación de los campos no es suficiente para lograr un perfil longitudinal de mayor longitud y con una menor gradiente.

Para cumplir con la exigencia de un campo útil grande (2m aproximadamente) se eligió como angulación óptima  $27^\circ$ , ya que el problema adicional de la inhomogeneidad central puede solucionarse con el diseño de un filtro aplanador adicional



**Gráfico 19.** Perfil de dosis longitudinal resultante de la composición de dos haces angulados  $\pm 27^\circ$  y de la aplicación de un filtro aplanador adicional, para la energía de 9 MeV con atenuador de 8 mm de acrílico.

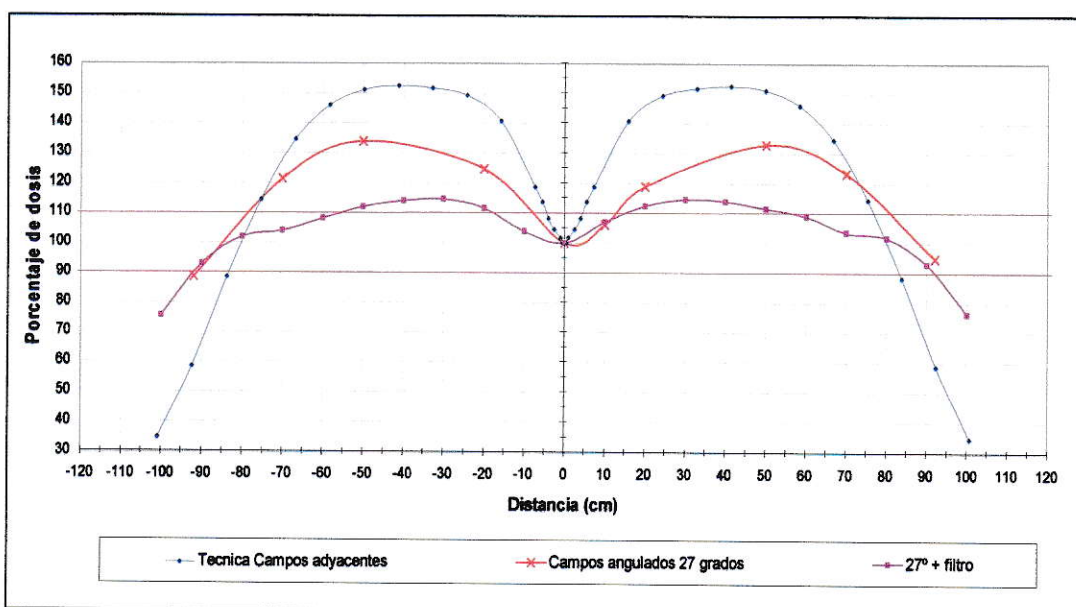
El diseño del filtro aplanador (sección 4.5) debe ser el “negativo” del perfil obtenido con el campo abierto. Se trata, en definitiva, de modular la intensidad del haz de electrones. El resultado de la composición de los dos haces modulados se muestra en el gráfico 19.

La aplicación de un filtro adicional nos permitió disminuir la gradiente de dosis en un 24% desde la técnica de campos adyacentes y aumentar la dosis hacia los límites superior – inferior en un 43%. La distancia cubierta es de 180cm, mientras que la dosis a 200cm cae solo a 76%.



En el gráfico 20 se muestra una comparación de los perfiles con la técnica de campos adyacentes, los campos angulados  $27^\circ$  y los mismos campos angulados  $27^\circ$  con un filtro aplanador adicional.

Este perfil obtenido nos permite tener un mayor grado de libertad en el posicionamiento del paciente y a su vez tratar a pacientes de mayor estatura con una gradiente de dosis menor. Logramos disminuir la gradiente del perfil de dosis, acercándonos a lo publicado por Karzmark y Chen <sup>[3,7]</sup>



**Gráfico 20.** Comparación de los perfiles longitudinales de la técnica de campos adyacentes, angulados  $27^\circ$  y angulados  $27^\circ$  mas un filtro aplanador.

### **5.6.- PDD resultante de las contribuciones de todos los haces, dosimetría filmica.**

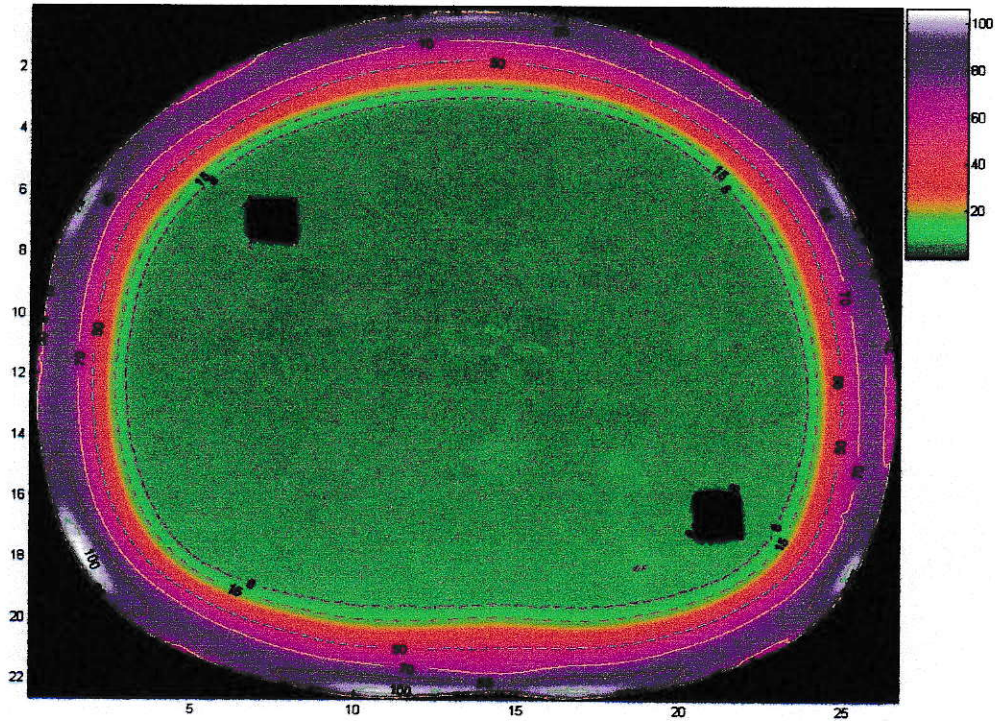
El objetivo es generar una distribución de dosis correspondiente a un tratamiento completo (contribución de los 6 campos) para los haces estacionarios de 6MeV y 9MeV con acrílico.

En las figuras 33 y 34, se presentan los resultados de la dosimetría filmica en ambos casos para la película montada en el maniquí antropomorfo. De esta distribución de dosis se puede determinar la curva de dosis en profundidad resultante para cada energía en estudio. Para ambas energías se evidencia un aumento de la dosis en la zona coincidente con el eje de entrada de los campos, cuando se usa la técnica de seis incidencias de Stanford. Este aumento de la dosis en la entrada de los campos desaparecería en el caso de utilizar la técnica rotacional de Mc Gill <sup>[21]</sup>, ya que en este último la incidencia no se realiza a través de 6 puntos fijos, sino de forma uniforme sobre toda la superficie, conforme a la velocidad de rotación del paciente.

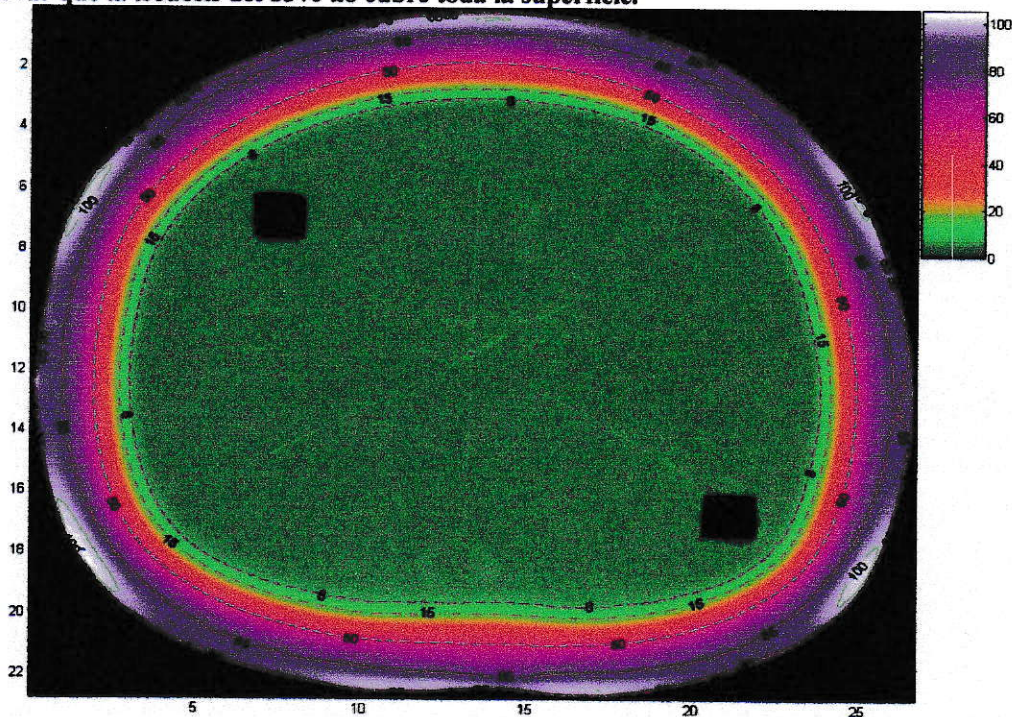
De las figuras 33 y 34, podemos apreciar que la isodosis terapéutica del 85% (línea roja) cubre de forma homogénea la película irradiada con 9MeV con dispersador de 8 mm, no así en la placa irradiada con 6MeV sin dispersador.

Resulta interesante comparar 1) las curvas de rendimiento en profundidad para cada haz estacionario, medidas sobre el eje del haz en el maniquí cuadrado, con 2) la resultante de las seis incidencias del mismo haz, medidas sobre el mismo eje en el maniquí antropomórfico.

El gráfico 21 y 22 muestra ambas curvas para el haz de 6MeV sin dispersador y para el haz de 9MeV con el dispersador de 8mm acrílico.



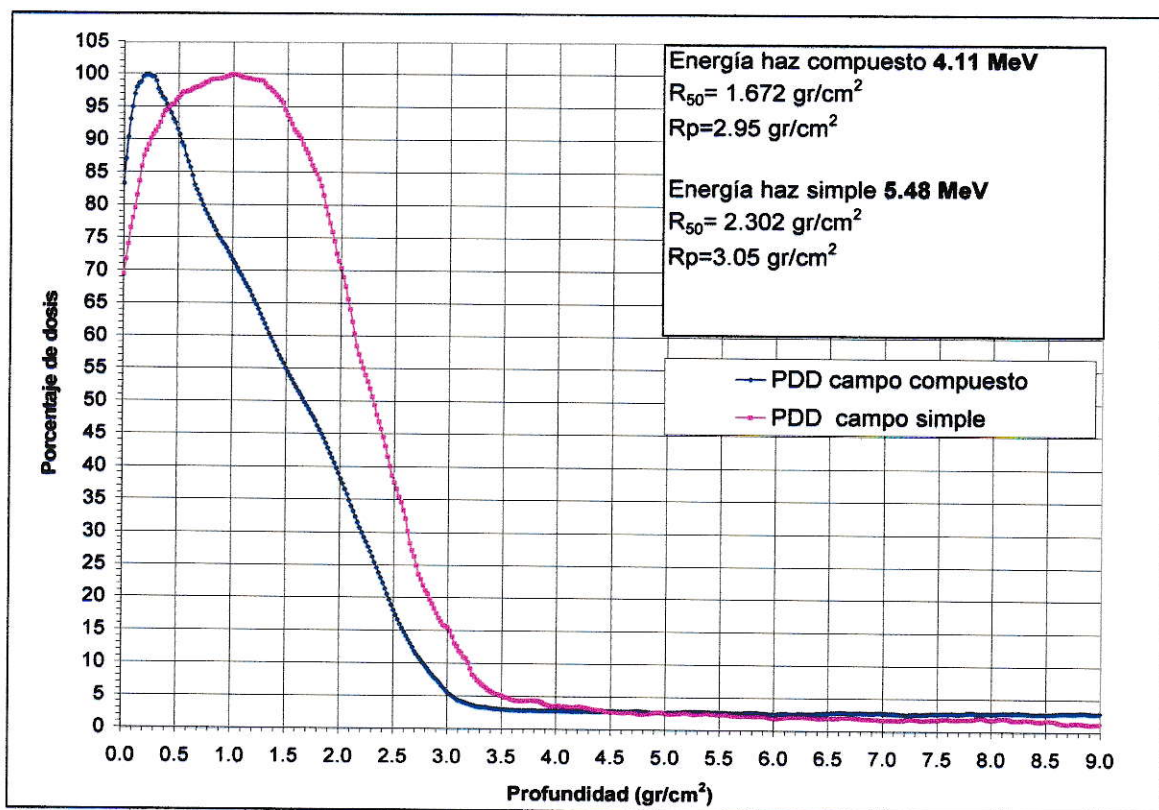
**Figura 33.** Película irradiada en maniquí antropomorfo con 6 haces de 6 MeV sin dispersador. Observar que la isodosis del 85% no cubre toda la superficie.



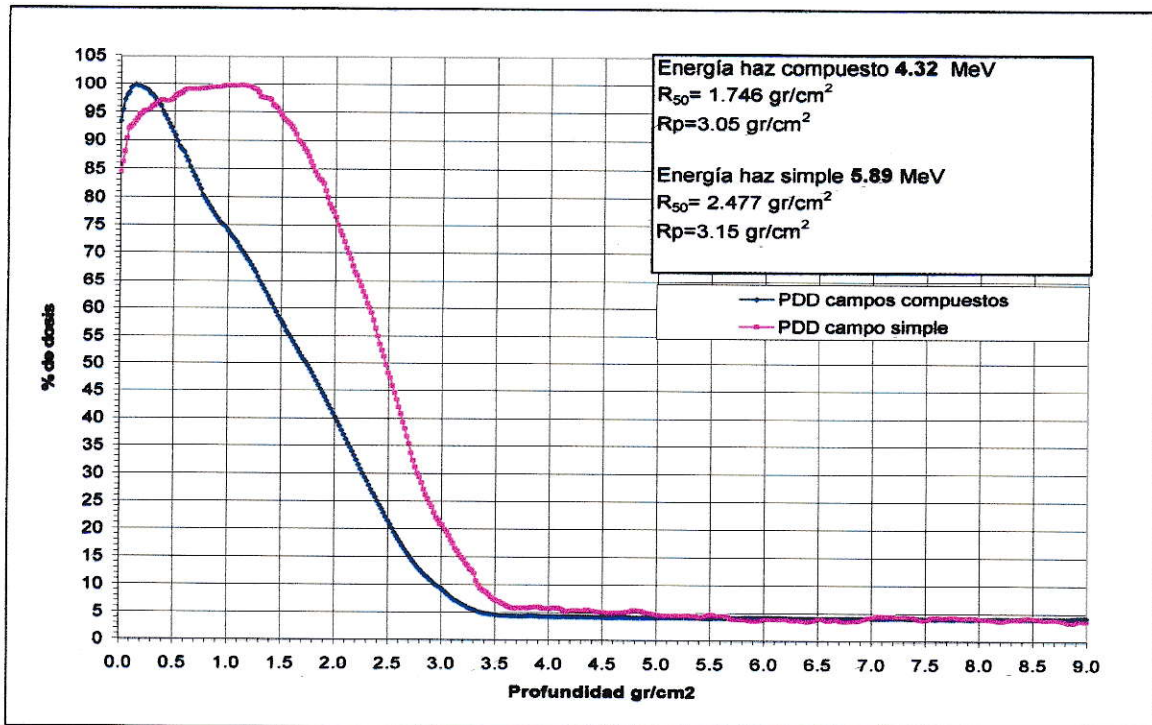
**Figura 34.** Película irradiada en maniquí antropomorfo con 6 haces de 9 MeV de energía nominal más un atenuador de acrílico de 8 mm. La isodosis del 85% cubre de forma más homogénea la superficie del paciente.

La curva de PDD del haz estacionario de la energía de 9MeV con dispersador de acrílico de 8mm es muy similar a la curva de PDD de 6MeV sin dispersador, con la diferencia que para la energía de 9MeV con dispersador la dosis en superficie es un 10% mayor. Esto coincide con resultados obtenidos en punto 5.1.

Se observa también que, para el caso del haz compuesto, la dosis de prescripción para ambas energías se concentra en los primeros 6mm de profundidad. El nivel de contaminación de fotones resulta ser del orden de 4% y 4,2% para la energía de 6MeV y 9MeV con dispersador, respectivamente, lo que los hace aceptable a las recomendaciones de TG 30 de la AAPM, para la distribución de haces compuestos.



**Gráfico 21.** Comparación de curvas PDD entre un campo simple y la resultante de los 6 haces de energía de 6 MeV nominal en un maniquí de acrílico medidos con dosimetría filmica.

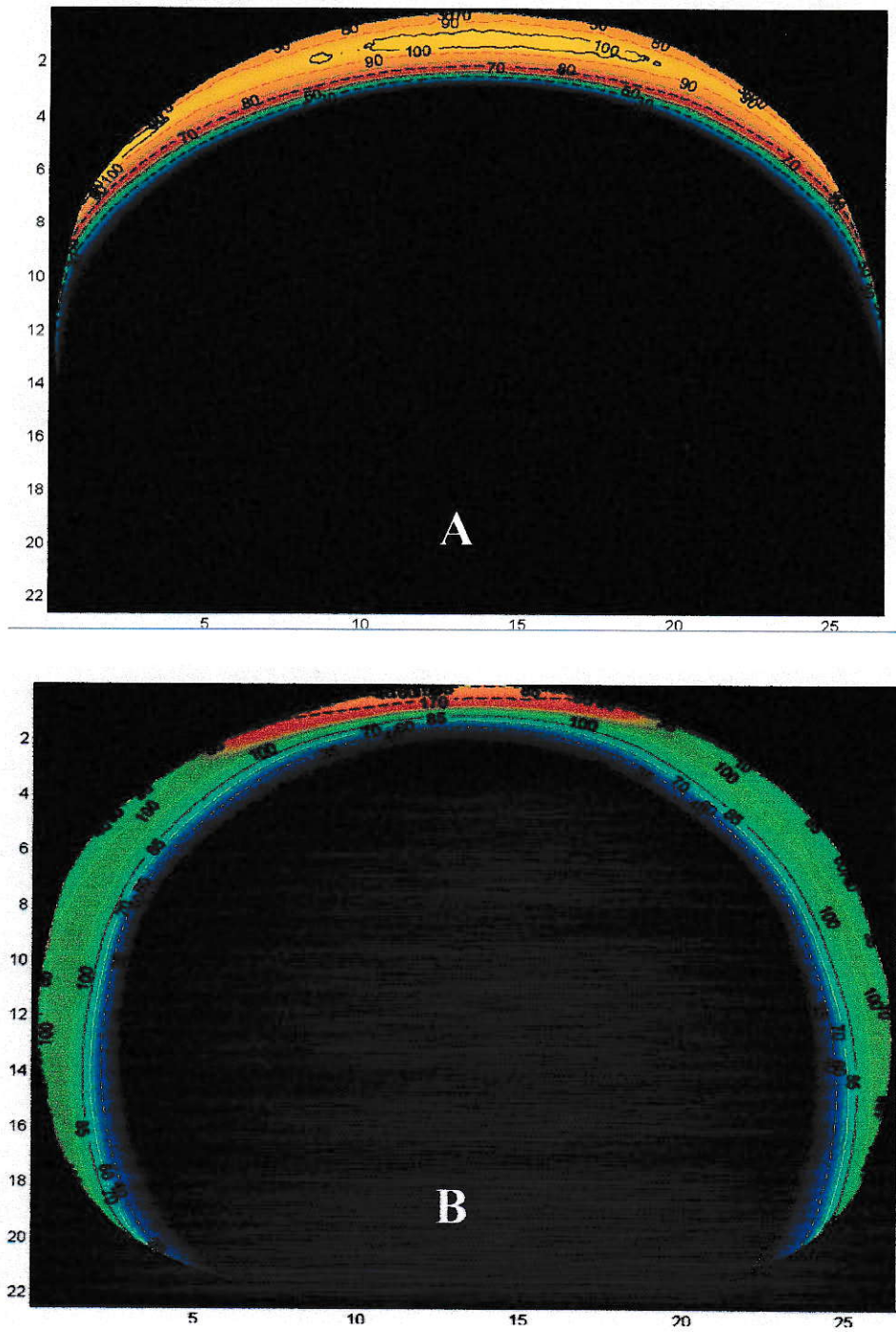


**Gráfico 22.** Comparación de curvas PDD entre un campo simple y la resultante de los 6 haces de energía de 9MeV con dispersador en maniquí de acrílico medidos con dosimetría filmica.

### 5.7.- Efectos de solapamiento.

Se trata de analizar en mayor detalle la contribución a la dosis total sobre un eje debido al campo estacionario con dicha entrada y como consecuencia de los dos campos con incidencia oblicua a ambos lados. Para aislar las contribuciones de ambos efectos se irradió de forma separada el campo anterior (figura 35 A) de los dos oblicuos anteriores (figura 35 B).

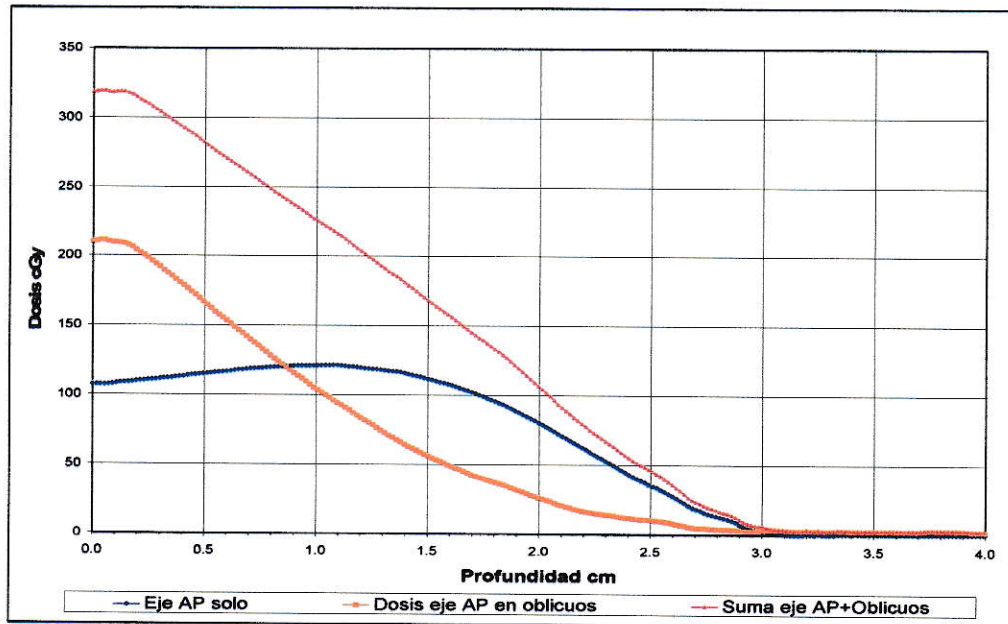
La contribución de cada haz estacionario, normalizada al máximo de su eje, (eje anterior en figura 35 A y oblicuos anteriores en figura 35 B) es 100%. La isodosis sobre el eje anterior tras la irradiación con dos campos oblicuos (figura 35 B) es  $\geq 170\%$ . La escala de la figura no permite revelar mayores detalles, por lo que se extrajeron los perfiles de dosis en profundidad (gráfico23).



**Figura 35. Películas irradiadas en maniquí antropomorfo con 3 haces de 9 MeV de energía nominal con dispersador de 8mm de acrílico. A.- Película irradiada con campo anterior. B.- Película irradiada con campos oblicuos anteriores.**

Efectivamente, el gráfico 23 muestra las distribuciones de dosis en profundidad sobre el eje anterior del maniquí correspondiente a:

1. Irradiación con un campo AP (azul).
2. Irradiación con dos campos oblicuos anteriores (naranja).
3. La superposición total de las dos anteriores (rojo).



**Gráfico 22** Distribución de dosis en profundidad para campo AP y oblicuos anteriores. Prescripción 100cGy a la profundidad del 85% para cada campo individual.

Se observa que a 3mm de profundidad sobre el eje anterior del maniquí hay contribución de los 3 campos en igual proporción. Es decir, tras una irradiación con los tres campos, la dosis a 3 mm de profundidad sería el triple de la dosis prescrita en cada campo individual. Es de esperar que este fenómeno de solapamiento sea incluso mayor en secciones de menor diámetro (brazos, piernas) y explicaría las reacciones tempranas de epitelitis y formación de zonas fibróticas y telangectasias como reacciones tardías.

Este efecto ha de tenerse en consideración al programar las sesiones diarias del paciente.



## 6. Conclusiones.

El objetivo general de este trabajo es la optimización de la técnica de TSEI empleada en CA (basada en el uso de un haz estacionario de electrones de 6MeV). El primer paso es la optimización de dicho haz. Se trata de incrementar la dosis en superficie sin modificar la energía más probable en superficie (relacionada con el rango terapéutico) y sin aumentar la contaminación por radiación de frenado.

La distribución de dosis en profundidad de un haz estacionario 9MeV con acrílico cumple con los requisitos anteriores. En particular, implica un incremento aproximado de la dosis en superficie del 10%. De forma adicional, el uso del material dispersador homogeniza la dosis de entrada en la superficie del paciente.

La caracterización de un conjunto de diodos semiconductores permitió, en primer lugar, poner en marcha un sistema de dosimetría física que reporta distribuciones relativas de dosis en toda el área de tratamiento. Dichas distribuciones permitieron conocer con precisión el ancho de los isodosis y cuantificar las zonas de penumbra y yuxtaposición de campos; parámetros todos ellos fundamentales en la optimización del haz clínico. En segundo lugar, estos mismos diodos perfectamente caracterizados por sus factores de calibración y corrección por diversas dependencias, constituyen un sistema de monitorización *in vivo* de la dosis que recibe el paciente durante el tratamiento. Dicha información permitirá corregir la exposición del paciente (agregar dosis en zonas de infradosificación o proteger zonas de sobredosificación).

El hecho de cambiar la configuración de energía del haz de 6MeV a 9MeV con dispersador, no mejoró ni la homogeneidad del perfil -zona de unión de los campos superior e inferior- ni el largo de éste, en la dirección cráneo-caudal del paciente. La

dosimetría realizada con el sistema de diodos permitió establecer como haz clínico óptimo, el empleo de dos haces angulados  $27^\circ$ , los cuales son modulados en intensidad por un filtro adicional especialmente diseñado que se instaló en el cabezal de la máquina. El resultado fue un haz con longitud útil de tratamiento de 180cm (homogeneidad  $\pm 10\%$  a lo largo del perfil excepto en el centro del campo clínico). En el eje del campo clínico la inhomogeneidad resultó  $< 15\%$ . La configuración anterior de campos supone una mejora notable respecto a la técnica existente en cuanto a homogeneidad se refiere.

Efectivamente, el depósito de dosis en profundidad de un haz clínico de TSEI es un efecto combinado de las distintas incidencias de haces estacionarios. En concreto, se ha medido que en un punto a 3mm de profundidad, la contribución de un haz sobre ese mismo eje es equivalente a la de otro angulado  $60^\circ$ . Es decir la dosis en un punto a 3mm de profundidad, sobre el eje de cualquiera de los 6 campos estacionarios, es el resultado de la contribución, en la misma proporción, del haz estacionario que incide directamente y de los dos que inciden lateralmente a  $60^\circ$ . La conclusión es que los complejos fenómenos de dispersión de electrones, hacen imprescindible la caracterización dosimétrica de la distribución resultante de todas las incidencias. Dicho efecto sería más acusado en estructuras de diámetros más pequeños donde se exagera el efecto tangencial de la incidencia. Las implicancias clínicas son inmediatas en cuanto a la distribución temporal (qué día se administra qué campo) y la dosis prescrita para cada uno. A menudo este efecto no se considera y podría explicar efectos no deseados que se observan en las extremidades de pacientes sometidos a este tipo de técnicas.

Finalmente, la técnica optimizada tiene la ventaja añadida de obviar el uso de protecciones en la zona de unión de campos y evita a los pacientes las molestias ocasionadas por reposicionamiento para la irradiación con los campos superior e inferior. El haz clínico optimizado fue satisfactoriamente implementado en la clínica.

## 7. Bibliografía.

1. Jones G.W., Racinski B.M., Wilson L.D. et al. **“Total skin electron radiation in the management of mycosis fungoides: Consensus of European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) Cutaneous Lymphoma Project Group”**. J. Am. Acad. Dermatol.; 47:364-370 (2002).
2. Karzmark, C. J., Loevinger, R. E. Steel, M. Weissbluth. **“Technique for large field superficial electron therapy.”** Radiol. 74:633-644 (1960).
3. Karzmark, C. J. **“Large field superficial electron therapy with linear accelerators.”** Br. J. Radiol. 40:697-703 (1967).
4. Karzmark, C. J. Anderson J., Buffa A., et al. **“Total skin electron therapy: Technique and dosimetry.”** AAPM Report #23. New York: American Institute of Physics; (1988).
5. Podgorsak E.B., Podgorsak M.B., **“The Modern Technology of Radiation Oncology”**. Jacob Van Dyk, Editor, p. 669-676 (1999).
6. Fraass B.A., Roberson P.L., Glatstein E. **“Whole-skin electron treatment: Patient skin dose distribution.”** Radiol. 146: 811-814 (1983).
7. IAEA Protocol 277, **“Absorbed dose determination in photon and electron beam”** Vienna (1990).
8. IAEA Protocol 381, **“The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An international code of practice for dosimetry”** Vienna (1995).
9. IAEA Protocol 398, **“Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water”**, Vienna (2000).
10. Johns, J.H., Cunningham, J.R. **“The Physics of Radiology”** Ch. Thomas fourth edition (1983)
11. Hogstron, K. R., M. D. Mills, J. A. Meyer, et al. **“Dosimetric evaluation of a pencil-beam algorithm for electrons employing a two-dimensional heterogeneity correction”** Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. 10:561- 569 (1984).
12. Klevenhagen S. **“Physics and dosimetry of therapy electron beams.”** Medical physics publishing (1993).

13. Khan, FM; *"The Physics of Radiation Therapy"*, Third edition, USA Lippincott Williams & Wilkins (2003).
14. Zhe Chen, Alfred G. et al. **"Matching the dosimetry characteristics of dual-field Stanford technique to a customized single-field Stanford technique for a total skin electron therapy."** Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys. Vol.59 N° 3, pp.872-885.(2004).
15. Beriwal S., Brady L., Vonderheid E. "Cutaneous T-cell lymphoma" **"Principles and practice of radiation oncology."** Fourth edition, Perez C., Editors, Lippincott Williams & Wilkins **Chapter 72**, pp 2112- 2124 (2004).
16. Greene D., Williams P.C. **"Linear accelerators for radiation therapy"** Medical Science series. Institute of Physics publishing (1997).
17. Holt, J.G., and D. J. Perry. **"Some physical considerations in whole skin electron beam therapy."** Med. Phys. 9:769-776 (1982).
18. Kim, TH, Pla, C, Pla, M, Podgorsak, EB **"Clinical aspects of a rotational total skin electron irradiation."** Br. J. Radiol. 57: 501-506 (1984).
19. Williams, P.C., Hunter, R.D., Jackson, S.M.: **"Whole body electron therapy in mycosis fungoides a successful translational technique achieved by modification of an established linear accelerator."** Br. J. Radiol. 52:302-307,(1979).
20. Page, V., Gardner, A., Karzmark, C.J.: **"Patient dosimetry in the electron treatment of large superficial lesions."** Radiol. 94:635-641, 1970.1984.
21. Podgorsak, E. B., C. Pla, M. Pla, P. Y. Lefebvre, R. Heese. **"Physical aspect of rotational total skin electron irradiation."** Med. Phys. 10:159-168 (1983).
22. Van Dam J., Marinello G. **"Method for in vivo Dosimetry in external Radiotherapy."** ESTRO booklet N°1. Garant. Leuven Belgium (1994).
23. Eveling J. N., Morgan A. M., Pitchford W. G. **"Commissioning a p-type silicon diode for use in clinical electron beams"**. Med. Phys. Vol 26, Issue 1, pp. 100-107 (1999).
24. R. Alecu, J. J. Feldmeier and M. Alecu, **"Dose perturbations due to in vivo dosimetry with diodes,"** Radiother. Oncol. 42, 289-291 (1997).
25. Papp, Jeffrey. **"Quality management in the imaging sciences"**. 2<sup>nd</sup> edition, Chapter 4 and 5, Mosby, Inc (2002).

## Anexos

1

<b>Determinación de la Dosis Absorbida en Agua para Electrones (Protocolo 381)</b>
--

Fecha: 13/05/2006 Comentarios: E-9 MeV con acrilico 9 mm

<b>1.) Datos Institucionales</b>	
Nombre de la Institución:	Clinica Alemana
Responsable:	FLR

<b>2.) Unidad de Tratamiento y Condiciones de Referencia</b>			
Acelerador:	Saturno 42	Energía:	E 9-MeV
Fantoma:	PMMA	Tasa de dosis nominal:	400
Tamaño de campo:	40x40 (Iso)	R <sub>100</sub> (cm):	1,22
SSD=	200 cm		

<b>3.) Equipo de Medición: electrómetro y cámara</b>			
Mod cámara ionización	Scanditronix Wellhofer IC-66	Material electrodo central:	Al
Mod electrómetro	NE-2570/1	Material pared:	grafito
Radio int cámara, r [mm]:	3,1	Desplazamiento P efec de medida (0.5 r) (mm)=	1,55

<b>4.) Factor de calibración de la cámara ND,air</b>	
K <sub>cel</sub> =	1,0060
K <sub>cel</sub> es igual a 1.006 para cámaras tipo Farmer con un electrodo central de aluminio con un radio de 1mm. Para electrodos de otro material, K <sub>cel</sub> se asume igual a 1.000. Para una discusión de este factor referase al TRS 381 pag 4 y pag 68.El factor N <sub>D,air</sub>	
N <sub>D,air</sub> =	4,26450 cGy/nC

<b>5.) Especificación de la calidad del haz</b>			
R50 (cm)	2,59	Rp (cm)	3,36
Elige el valor de E <sub>0</sub> correspondientes a las condiciones de medida			
DFC=cte	E <sub>0</sub> =	6,035	OmniPro: 6.18 MeV
Curvas de ionización	E <sub>0</sub> =	6,098	
PDD	E <sub>0</sub> =	6,136	
E <sub>0</sub> =	6,136	MeV	

<b>6.) Profundidad de referencia Z<sub>ref</sub></b>	
Elige la profundidad de referencia que corresponde	
E <sub>0</sub> < 5 MeV	R <sub>100</sub>
5 MeV < E <sub>0</sub> < 10 MeV	R <sub>100</sub> ó 1 (lo mayor)
10 MeV < E <sub>0</sub> < 20 MeV	R <sub>100</sub> ó 2 (lo mayor)
20 MeV < E <sub>0</sub> < 50 MeV	R <sub>100</sub> ó 3 (lo mayor)
Zref (cm)	1,22

<b>7.) Energía media del haz a la profundidad de referencia E<sub>z</sub></b>				
Z/Rp	0,36			
Tabla XII TRS-381. Entrar por Z/Rp y E <sub>0</sub> . Típear recuadros en azul y gris				
	5	6,1363882	10	
0,35	0,587	0,586	0,583	
0,36	0,571	0,570	0,567	E <sub>z</sub> = 3,500
0,40	0,527	0,526	0,523	

8.) Espesor de agua sobre alojamiento para cámara del maniquí	
Factor de escala agua/plexiglás. Ver Tabla 10.1 TRS-381	1,123
Espesor alojamiento en maniquí (mm)	2,7
Espesor de agua (mm)	7,6
2 mm de acrílico sobre Portafermer	

9.) Determinación del Factor de Corrección por Presión y Temperatura $K_{P,T}$					
Temp. Calibración ( $T_0$ ) :	20,0	°C	Presión calibración ( $P_0$ ) :	1013,0	mmHg o kPa
Temp de medición (T) :	22,3	°C	Presión de medición (P) :	935,5	mmHg o kPa
$K_{P,T} = (P_0/P) * ((273.2 + T) / (273.2 + T_0))$					
$K_{P,T} = 1,0913$					

10.) Factor de Corrección por Recombinación, $P_s$	
<b>Lecturas (-Q1)</b>	
	24,65
-250 voltios	24,65
	24,65
Promedio de lecturas a V1 (-Q1)	
	24,6500
<b>Lecturas (-Q2)</b>	
Voltaje Polarización (V2)	24,5
-63 voltios	24,55
	24,55
Promedio de lecturas a V2 (Q2)	
	24,5333
Relación V1/V2 =	4
Relación Q1/Q2 =	1,004755435
Con el valor de V1/V2 busque en el cuadro VII (pag 77, TRS 381) los valores de $a_0$ , $a_1$ y $a_2$ correspondientes.	
$P_s = a_0 + a_1(Q1/Q2) + a_2(Q1/Q2)^2$	
$a_0 =$	1,0220
$a_1 =$	-0,3630
$a_2 =$	0,3410
$P_s = 1,0015$	

11.) Factor de Perturbación, $P_Q$	
$P_Q = P_{wall} * P_{cav} * P_{cel}$	
$P_{cel} =$	0,9980
$P_{wall} =$	1,0000
$P_{cav} =$	0,9565
(0.9980 si elect de Al y 1 si grafito)	
para farmer	
Ec 10.7 TRS-381	
$P_Q = 0,9546$	

12.) Stopping Power Ratio, $S_{w,air}$			
$E_0 =$		6,136	
$Z_{ref} =$		1,22	
Tabla XVI TRS-381. Entrar por $Z_{ref}$ y $E_0$ . Típear recuadros en azul y gris			
	6	6,1363882	7
1,20	1,070	1,068	1,054
1,22	1,071	1,069	1,055
1,40	1,079	1,077	1,061
	$S_{w,air} =$	1,069	

13.) Lecturas			
Copiar los valores medidos para cálculo de $P_s$		Lecturas (-Q1)	
Voltaje Polarización (V1):		22,1	
-250	voltios	22,1	
		22,1	
		Promedio de lecturas a V1 (+Q1)	
		22,1000	
		Lecturas (Q1)	
Voltaje Polarización (V2):		22,15	
250	voltios	22,15	
		22,15	
		Promedio de lecturas a V1 (Q1)	
		22,1500	
El valor $M_u$ es el que se utiliza para calcular la dosis y es igual al promedio de +Q1 y -Q1			
		$M_u =$	22,1250

14.) Dosis Absorbida en Agua a Partir de ND,W			
$D_w = M_u * K_{P,T} * P_s * N_{D,W} * S_{w,air} * P_Q$			
$d = 30$ cm	$D_w =$	105,203	cGy para 400 UM

P ref1: 723  
P ref2: 767

Tref1: 7541  
Tref2: 7612

Kpt: 1.002

Kpt: 1.005