Aseguramiento de la calidad en radiocirugía estereotáctica basada en Linac

Jorge Hurel E.[1], Rosalia Duran S.[2]

[1] Ingeniero Mecánico. Escuela Superior Politécnica del Litoral 1983
[2] Doctor en Ciencias Físicas UH, Cuba (1969); Investigador del Inst. Nac. Oncología y Radiobiología, Cuba (1981); Postgrado Academia de Ciencias Medicas-Bulgaria (1983); Instituto de Biofísica de Moscú (1986), Instituto Gustave Roussy, París (1989); Profesor ISCTN, Cuba (1990); Profesor de ESPOL (2000); Jefe del Dpto. de Física Médica y Seguridad Radiológica del ION SOLCA- Guayaquil (2001).

RESUMEN

Mediante este trabajo se pretende facilitar la introducción de la radiocirugía estereotáctica basada en Linac en el Instituto Oncológico Nacional “Dr. Juan Tanca Marengo” SOLCA-GUAYAQUIL. Se especifican y se realizan las pruebas de aseguramiento de la calidad necesarias para la aceptación de su uso en radiocirugía estereotáctica del acelerador lineal “MEVATRON M”, en conjunto con la unidad localizadora para neurocirugía ZD (LEIBINGER) y el sistema de planeación “HELAX” para radiocirugía estereotáctica. Se realizan las pruebas de funcionamiento del acelerador lineal MEVATRON M de 6MV para su uso en radiocirugía estereotáctica siguiendo el protocolo No. 54 de la AAPM.

Adicionalmente se diseña y construye un maniquí esférico de cabeza, para su uso en radiocirugía estereotáctica, necesario para las pruebas de aseguramiento de la calidad del acelerador lineal.

INTRODUCCIÓN

La irradiación estereotáctica sigue los principios generales de la radioterapia clásica pero, en contraste con esta, necesita de las técnicas estereotácticas para la localización del blanco así como para entregar la dosis, y generalmente satisface criterios más exigentes de precisión y aseguramiento de la calidad. La técnica estereotáctica se refiere a una superposición 3-D de un sistema de coordenadas fijo sobre un órgano dado. Esto es comúnmente efectuado con un bastidor mecánico especial llamado bastidor estereotáctico que se une firmemente a la anatomía del paciente y permite una determinación precisa de las coordenadas espaciales de cualquier punto arbitrario dentro del órgano. Estas coordenadas son posteriormente utilizadas para desarrollar biopsias dentro del órgano de interés (procedimiento quirúrgico), en la colocación de fuentes radioactivas dentro del volumen blanco (braquiterapia estereotáctica), o en dirigir el haz de radiación externo hacia el volumen blanco (radiocirugía estereotáctica)

Para el proceso de puesta en marcha de la radiocirugía estereotáctica basada en un acelerador lineal, previamente se realizó una comprobación del linac según el protocolo 277 de la IAEA para su uso en radioterapia clásica, encontrándoselo dentro de norma.

Para su uso en radiocirugía estereotáctica el MEVATRON M es modificado mediante la instalación de una base y un colimador terciario adicional que cumple dos objetivos: minimiza la penumbra y permite la producción de haces circulares de radiación, figura1.1.

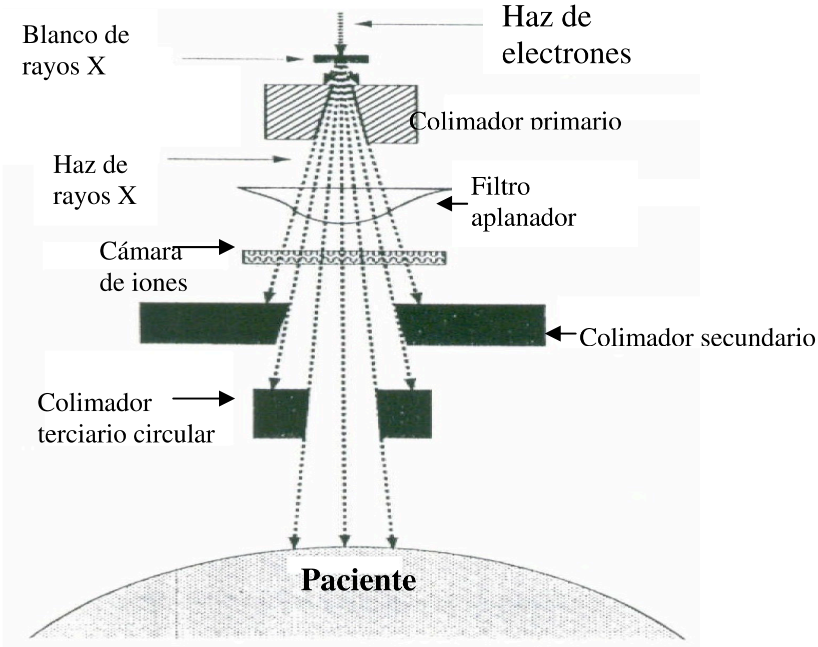


Fig. 1.1 Diagrama esquemático del cabezal del linac modificado para radiocirugía estereotáctica

Adicionalmente, SOLCA posee la unidad localizadora neuro-quirúrgica ZD (Zamorano-Dujovny), proporcionada por la firma F. L. Fisher, la cual permite la localización estereotáctica del blanco utilizando el tomógrafo helicoidal computarizado "SOMATOM PLUS 4" (Fig. 1.2) que esta conectado vía intranet con el sistema de planeación "HELAX" para radiocirugía estereotáctica, estando en condiciones de realizar la planeación del tratamiento del paciente mediante la técnica de múltiples haces convergentes no coplanares.

Fig. 1.2 Unidad ZD unida a mesa de tomógrafo helicoidal

En radiocirugía estereotáctica la necesidad de alta precisión dosimétrica y geométrica requiere un programa especial de aseguramiento de la calidad adicional al procedimiento efectuado en radioterapia clásica. En esta tesis se siguen los lineamientos generales dados en el protocolo No. 54 de la AAPM para radiocirugía estereotáctica.

Para radiocirugía estereotáctica basada en linac requerimos las siguientes pruebas de aceptación :

- Determinación el isocentro mecánico
- Determinación de la precisión isocéntrica de acelerador lineal
  - Exactitud de la rotación del gantry.

- Exactitud de la rotación de la mesa.
- Determinación del centro de la distribución de la dosis
- Verificación de la posición de la lesión con un maniquí
- Alineamiento de los laseres

CONTENIDO

DISEÑO DE MANIQUÍ EXPERIMENTAL PARA ASEGURAMIENTO DE CALIDAD EN RADIOCIRUGÍA ESTEREOTÁCTICA

Debido a la simetría esférica del cráneo y a que la anatomía craneal es básicamente equivalente en agua, un maniquí esférico, a ser llenado con agua, para simular las condiciones del cerebro fue desarrollado en esta tesis (Fig. 2.2), para verificar parámetros mecánicos y dosimétricos del acelerador lineal durante su operación en radiocirugía estereotáctica. El centro de la esfera es usado como el blanco para la comprobación de la dosis a ser entregada durante la rutina del tratamiento.

Una esfera de polietileno transparente de 20 cm de diámetro con marcaje externo de dos diámetros transversalmente opuestos en los ejes X-Y, los cuales sirven para una rápida verificación de la localización de la cámara dosimétrica en el centro de la esfera (Fig.2.3). Esto se obtiene mediante el uso de los láseres de posicionamiento de la sala del acelerador lineal. Adicionalmente, el maniquí permite el movimiento de la cámara de ionización en el interior de la esfera, registrando los desplazamientos de la cámara, sin necesidad de desmontaje de la misma, mediante la ayuda de una escala milimétrica grabada en el eje porta cámara. Esto permite simular localizaciones no simétricas dentro del maniquí.

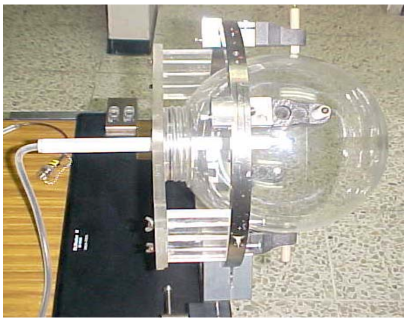


Fig. 2.2 Maniquí esférico

Fig. 2.3 Maniquí esférico (placa de montaje)

DETERMINACIÓN DE LA PRECISIÓN Y ESTABILIDAD MECÁNICA DEL LINAC

Uno de los requisitos más importantes de la aceptación de un linac para su uso en radiocirugía estereotáctica es la estabilidad mecánica y precisión de su isocentro.

Fig. 3.1 Determinación del isocentro mecánico del MEVATRON M

En la prueba la desviación máxima correspondiente resultó menor que 1mm y por lo tanto dentro del protocolo de la AAPM No 54[8]

En la determinación del isocentro de radiación del MEVATRON M se confirmó, utilizando una película radiográfica, la coincidencia del isocentro mecánico con isocentro de radiación.
En la Fig. 3.2, la desviación máxima entre el isocentro de radiación y el mecánico, marcado con la perforación en la película, fue menor que 1 mm, cumpliendo el criterio de aceptación del protocolo. Adicionalmente, vemos la coincidencia del campo de radiación con el campo luminoso para ángulos de 0º para el gantry y el colimador (ver cuadrado en la gráfica).

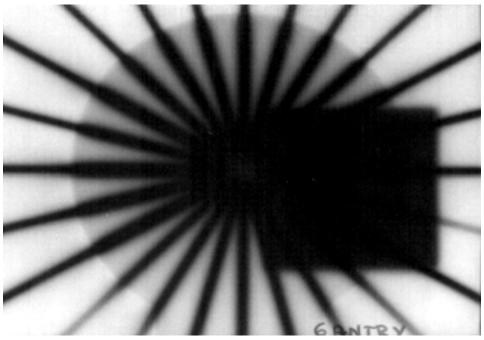


Fig. 3.2 Prueba de precisión de la rotación del gantry para el MEVATRON M

La figura 3.3 nos muestra la precisión de la rotación de la mesa de tratamiento del linac. Esta gráfica es obtenida con intervalos de 15º de giro del gantry desde 315º hasta 90º, con apertura del colimador en X = 0.5cm y Y = 40cm e irradiando la película radiográfica con 20 UM. La desviación máxima fue menor que 1 mm, cumpliendo el criterio de aceptación del protocolo.

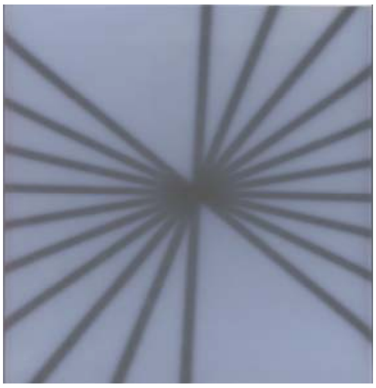


Fig. 3.3 Prueba de la precisión de rotación de la mesa de tratamiento del MEVATRON M

Se efectuó la determinación del centro de distribución de la dosis, obteniéndose la figura 3.4 a partir de la cuál se determina que la desviación máxima entre el isocentro mecánico y el centro de distribución de la dosis es menor que 1 mm y está dentro del protocolo

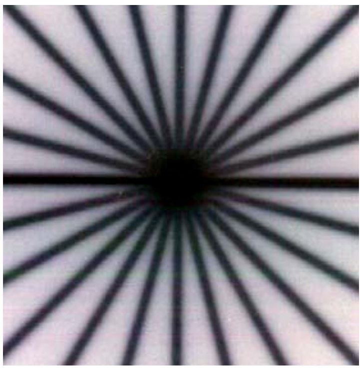


Fig. 3.4 Prueba de determinación del centro de distribución de la dosis

Adicionalmente, se efectuó la verificación de la posición de la lesión con un maniquí, utilizando el simulador y el localizador de blancos de la firma Leibinger, ver Fig. 3.5. Encontrándose coincidencia entre las coordenadas dadas en el simulador de blanco y las coordenadas correspondientes obtenidas en el localizador de blancos

Fig. 3.5 localizador de blancos instalado en bastidor estereotáctico

ANÁLISIS DE LA DOSIS ENTREGADA PARA DIFERENTES ÁNGULOS DEL GANTRY (EN AIRE)

Se efectuaron pruebas con cada uno de los colimadores circulares, determinando con la ayuda de un electrómetro la deposición de energía para diferentes posiciones angulares del gantry, obteniéndose la tabla de datos I

Colimador	Ángulos del Gantry						Desviación
mm	30	60	90	330	300	270	%
23	3.997	3.997	4.015	4.006	4.018	4.015	0.260
20	3.975	3.984	4.001	4.016	4.012	3.997	0.507
17	3.976	3.980	3.983	3.986	3.969	3.950	0.451
15	3.924	3.934	3.947	3.922	3.940	3.947	0.318
13	3.920	3.919	3.915	3.912	3.908	3.908	0.153
11	3.838	3.846	3.859	3.838	3.854	3.858	0.277
9	3.795	3.795	3.799	3.785	3.777	3.778	0.286
7	3.599	3.605	3.622	3.600	3.624	3.626	0.378
5	2.971	2.993	2.981	2.959	2.996	2.960	0.627
2	0.595	0.589	0.579	0.602	0.599	0.584	1.908

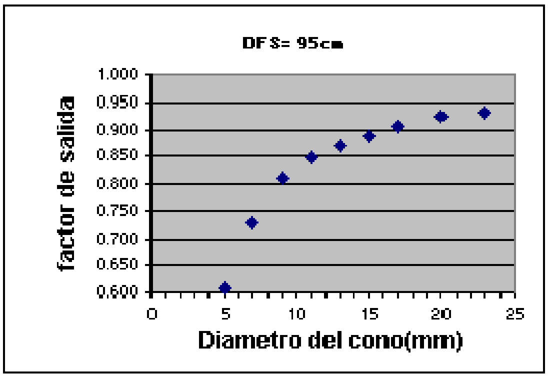
Tabla I La deposición de energía en el isocentro para diferentes posiciones angulares del gantry (en aire)

Se analizó el porcentaje de desviación de los valores obtenidos para los diferentes ángulos del gantry, encontrándose que todos estos valores son menores al 0.627% de desviación máxima. Todos los valores de la tabla cumplen el requisito establecido por el protocolo (desviación máxima < 5%). Para el colimador circular de 2mm de diámetro encontramos una desviación mayor de 1.908%, la cual se puede deber a la influencia en el medio que para estos tamaños de campo ocasiona la cámara IC15, por lo que recomendaría para este tipo de colimador trabajar con la cámara PTW "Pin-Point" tipo T31006 la cual con su volumen de 0.0 15cm^3 presenta características geométricas más especializadas para estos campos mas pequeños [6]

EL FACTOR DE SALIDA VRS. DIÁMETRO DEL COLIMADOR

Al usar en radiocirugía estereotáctica colimadores circulares de diferente diámetro, estamos cambiando el tamaño de campo y, por consiguiente, variando la contribución de la radiación dispersada a la dosis absorbida. Por lo tanto, es necesario considerar un factor de dosis relativo o factor de salida que relaciona la tasa de dosis a dmax en tejido para un campo radioquirúrgico arbitrario, a la tasa de dosis para un campo de referencia de 10x10cm2, medido a la misma profundidad de tejido y a la misma distancia SSD.

Utilizando el maniquí de agua “Wellhoffer” se determinaron valores de dosis para diferentes distancias fuente superficie, con la cámara IC15 dispuesta en el isocentro. Obteniéndose las siguientes gráficas (Fig.3.6)



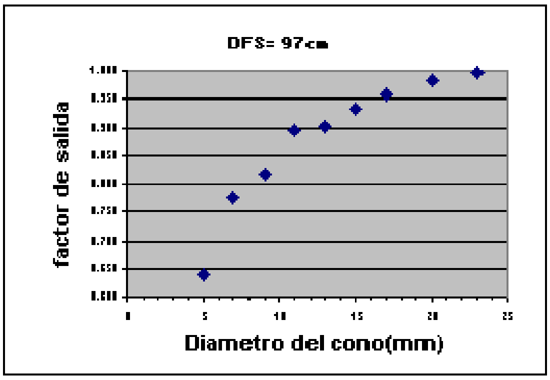


Fig. 3.6 Variación del factor de salida respecto al diámetro del colimador circular, normalizada la salida al campo de $10x10cm^2$

En las graficas correspondientes para cada una de las distancias fuente-superficie se puede observar la variación del factor de salida respecto al diámetro del colimador circular , coincidiendo con la información presentada por Poffenbarger B., y E. B. Poogorsak [5] la cual se encuentra normalizada a un campo cuadrado de $5x5cm^2$. Se puede observar que aumentando el tamaño de campo se incrementa la dosis entregada al paciente.

ANÁLISIS DE DOSIS ENTREGADA VRS. ÁNGULOS DEL GANTRY (EN AGUA) USANDO EL MANIQUÍ ESFÉRICO

Se efectuaron mediciones de la dosis entregada en el centro del maniquí, instalando en su centro la cámara IC 15 y efectuando pruebas para los colimadores circulares de 5, 7, 9, 13, 17, 20 mm y variando los ángulos del gantry a 30º, 60º, 90º, 330º, 300º y 270º . Los datos obtenidos con sus resultados se pueden apreciar en la siguiente tabla II

	Ángulos del gantry							desviación
	30	60	90	330	300	270	media	%
10x10	6.234	6.170	6.127	6.263	6.280	6.261	6.222	1.541
	153.5	152.1	151.0	154.4	153.6	152.8	152.9	1.246
5	3.331	3.278	3.235	3.234	3.250	3.293	3.270	1.114
	82.1	80.7	79.6	79.3	80.2	81.4	80.6	1.600
7	4.157	4.184	4.195	4.220	4.275	4.302	4.222	1.541
	102.5	103.3	103.6	103.8	105.3	106.1	104.1	1.505
9	4.682	4.661	4.641	4.742	4.760	4.752	4.706	1.381
	114.7	114.9	114.6	116.6	117.1	117.1	115.8	1.041
13	5.105	5.085	5.068	5.168	5.203	5.192	5.137	1.347
	125.9	125.4	125.1	127.4	128.3	128.0	126.7	1.263
17	5.383	5.331	5.293	5.440	5.442	5.428	5.386	1.721
	132.6	131.5	130.6	133.8	133.8	133.7	132.7	1.541
20	5.443	5.401	5.377	5.522	5.556	5.548	5.474	1.787
	134.1	133.1	132.6	135.9	136.7	136.6	134.8	1.656

Tabla II La deposición de energía (en agua) en el isocentro para diferentes posiciones angulares del gantry

En la fotografía, Fig. 3.7 se puede apreciar la disposición de los equipos empleados durante la prueba:

Fig. 3.7 Disposición de los equipos durante la prueba

Como se puede apreciar en la tabla la máxima desviación de la dosis fue del 1,79% lo cual esta dentro de lo normal (máximo 2%) [8]. Lo cual nos permite calificar al acelerador lineal “Mevatron M” como adecuado para radiocirugía estereotáctica.

PERFILES DE DOSIS CROSS-PLANE E IN-PLANE PARA LOS COLIMADORES CIRCULARES.

Los perfiles de dosis en el eje central del haz y transversal al mismo fueron obtenidos para todos los colimadores circulares, a diferentes distancias fuente-superficie. Estos perfiles de dosis son utilizados para inicializar la base de datos del software de planeación de radiocirugía.

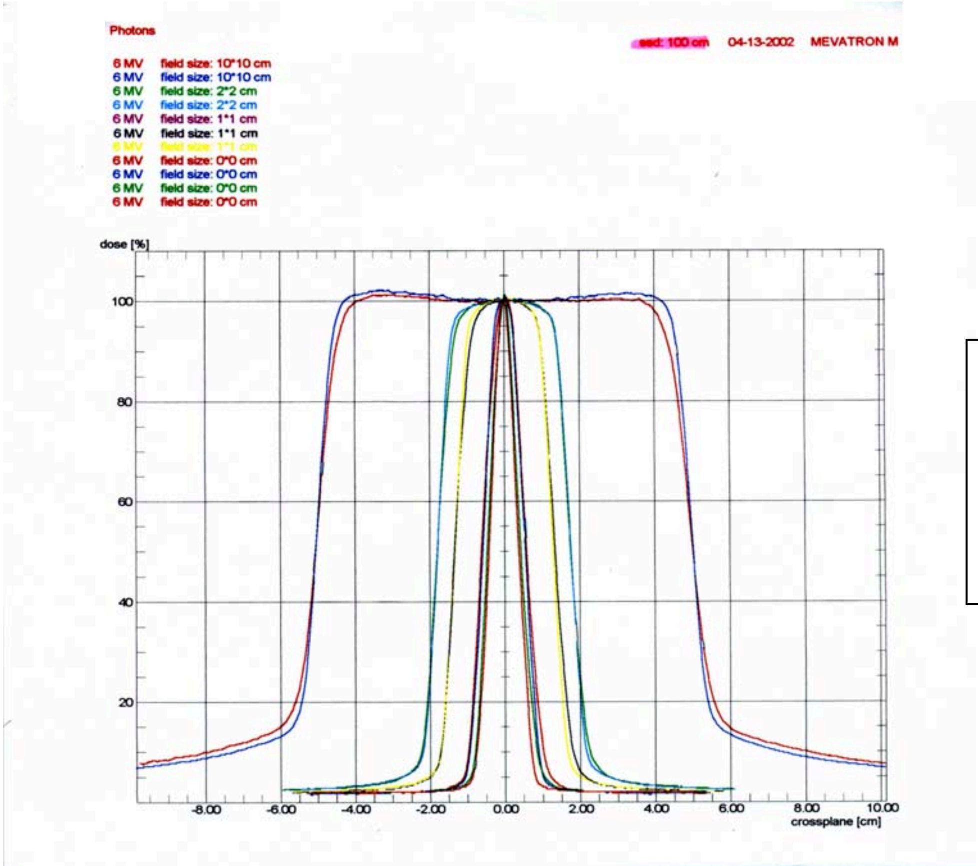


Fig. 3.8 Los perfiles de dosis en el eje central del haz y transversal al mismo, a diferentes distancias fuente-superficie

Observando las curvas obtenidas vemos que la forma de los perfiles de dosis son esencialmente los mismos, mostrando poca o ninguna dependencia con la variación de la distancia SSD ya que los parámetros del haz y de dispersión en el maniquí son básicamente los mismos.

DEPENDENCIA ENTRE EL PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD Y EL DIÁMETRO DEL COLIMADOR

Al variar el diámetro del colimador sé esta variando el tamaño del campo, sobre el paciente, produciéndose un incremento de la dispersión dentro del paciente y un aumento del porcentaje de dosis en profundidad PDD

Ya que los electrones son partículas cargadas ellos tienen un rango finito en el medio absorbente. Como se producen electrones en la superficie del medio de dispersión cerca del fin de su rango, la dosis absorbida aumenta hasta alcanzar un máximo. Más allá de esta profundidad de máxima dosis la forma de la curva de caída de la dosis es igual a la disminución exponencial de la energía del fotón. En la gráfica (Fig.3.9), tenemos la variación del PDD para los diferentes colimadores y distancias SSD.

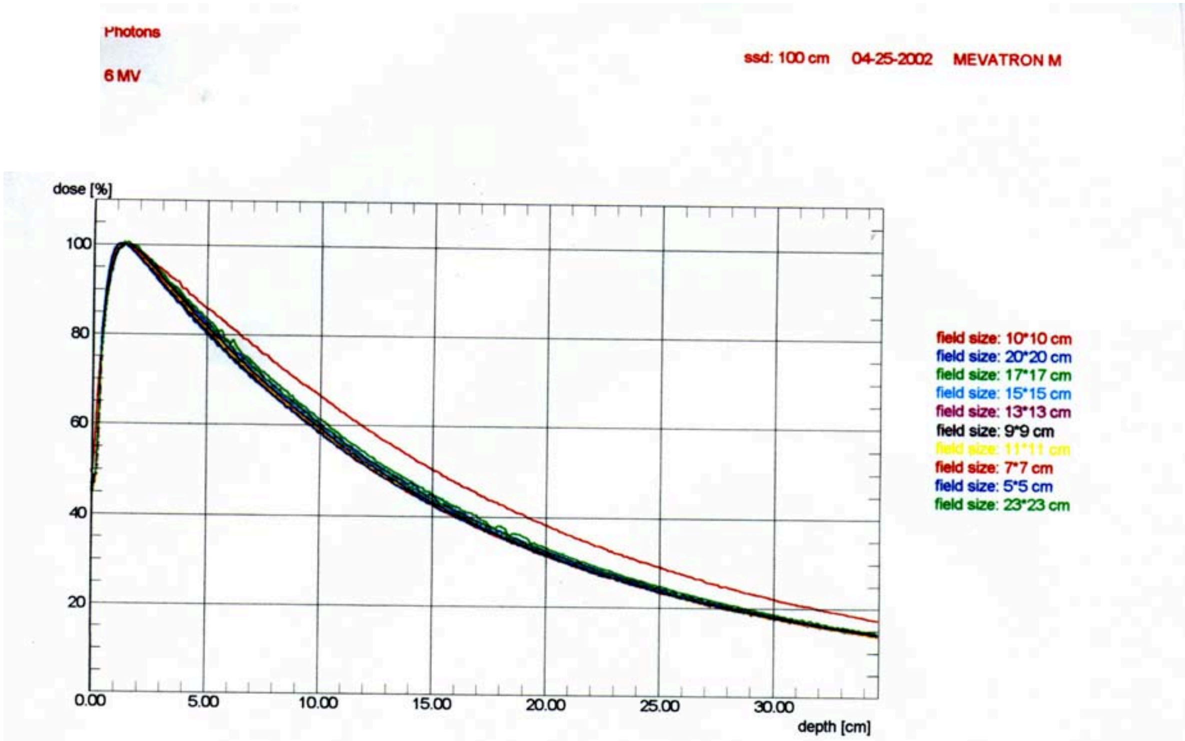


Fig. 3.9 Variación del PDD para los diferentes colimadores y distancias SSD

A partir del grafico podemos comprobar claramente la muy poca dependencia, para una energía dada, entre el porcentaje de dosis y el diámetro del colimador circular cilíndrico. Es de notar que la curva que aparentemente muestra una variación respecto a las otras curvas, es la que corresponde a nuestro campo de referencia rectangular de 10*10 cm^2

CONCLUSIONES

La radiocirugía estereotáctica es una técnica que requiere de una gran precisión geométrica y dosimétrica, en esta tesis se ha podido evaluar la estabilidad mecánica y en la entrega de dosis del acelerador lineal MEVATRON M del Instituto Oncológico Nacional “Dr. Juan Tanca Marengo” ION SOLCA-GUAYAQUIL encontrándoselo adecuado al acelerador lineal para su uso en radiocirugía estereotáctica de acuerdo a los resultados de las pruebas efectuadas en esta tesis.
Se obtienen y analizan las gráficas de los perfiles de dosis en el eje central del haz y transversal al mismo para todos los colimadores circulares, a diferentes distancias fuente-superficie, los cuales sirven para inicializar la base de datos del software del sistema de planeación de radiocirugía estereotáctica.

RECOMENDACIONES

Es importante señalar que además de la aceptación del Linac para su uso en radiocirugía, se debe realizar el aseguramiento de la calidad del sistema de planeación del tratamiento

REFERENCIAS

1. Hurel J. “Aseguramiento de la Calidad en Radiocirugía Estereotáctica Basada en Linac”. Tesis de magíster, ESPOL, Guayaquil, 2002.
2. Jen-San Tsai, B. A. Buck, G. K. Svensson, Eben A. III, C. Cheng, E. G. Mannarino, J. S. Loeffler. “Quality Assurance in stereotactic radiosurgery using an estándar linear accelerator”. *Int. J. Radiat.*

Oncol. Biol. Phys. 21: 737-748 (1991).
3. Lutz, W. K. R. Winston. N. Maleki. “A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator." *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14:373-381 (1988).
4. Nath R., P. Biggs, F. Bova, C. Ling, J. Purdy, J. Van de Geijn, M. Weinhous “AAPM code of practice for radiotherapy accelerators" Report of. AAPM Radiation Therapy Task. Group No 45 (1994).
5. Poffenbarger, B.. and E. B. Podgorsak. “Viabitity of an isocentric coba1t-60 teletherapy unit for stereotactic radiosurgery”. *Med. Phys.* 25: 1935-1943 (1998).
6. PTW Freiburg Manual PinPoint TM ION CHAMBER TYPE T31006
7. PTW Freiburg Manual. The ZD- Neurosurgical Localizing Unit
8. SchelI. M., F. J. Bova, D. A Larson, D. Leaviu, W. Lutz, E. B. Podgorsak, A. Wu. “Stereotactic radiosurgery." Report of Task. Group 42. American Association of Physicists in Medicine(AAPM), Report No. 54. (1995).
9. Shaw. E., R. Kline, M. Gillin, L. Souhami, A. Hirschfeld, R. Dinapoli, L. Martin. “Radiation therapy Oncology group: “Radiosurgery quality assurance guidelines.” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 27: 1231-1239 (1993),
10. Siemens Manual para STP “HELAX”
11. Task Group 51, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine (AAPM). "A protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams." *Med. Phys.* 26: 1847-1870(1999).
12. Tatter S.B., W. E. Butler, P. H. Chapman. “Technical and clinical aspects of proton-beam stereotactic radiosurgery”. *Stereotactic Principles*: 705-710 (2000)
13. Wu. A.. A. H. Maitz, A. M. Kalend. L. D. Lunsford, J. C. Flickinger. W. D. Bloomer. “Physics of gamma knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery”. Int. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18:941-949 (1990).