

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
MAESTRÍA EN FÍSICA

PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN  
RADIOCIRUGÍA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR  
LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE

ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA

Guatemala, 24 de julio de 2012

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE ESTUDIOS DE POSTGRADO  
MAESTRÍA EN FÍSICA

PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN  
RADIOCIRUGÍA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR  
LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE

Informe final de tesis para la obtención del grado de Maestro en Ciencias, con base en el Normativo de tesis para optar al grado de maestro, aprobado por Junta Directiva de la Facultad de Ingeniería, el 24 de agosto de 2005.

Asesor: MSc. Ricardo Enrique Contreras Folgar

Autor: Erick Estuardo Hernández García

Guatemala, 24 de julio del 201

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
HONORABLE JUNTA DIRECTIVA

Decano: MSc. Murphy Olympo Paiz Recinos  
Secretario: Ing. Hugo Humberto Herrera Pérez  
Vocal I: Ing. Alfredo Enrique Beber Aceituno  
Vocal II: Ing. Pedro Antonio Aguilar Polanco  
Vocal III: Ing. Miguel Ángel Dávila  
Vocal IV: Br. Juan Carlos Molina Jiménez  
Vocal V: Br. Mario Maldonado Muralles

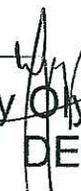
JURADO EXAMINADOR QUE PRACTICÓ EL  
EXAMEN PRIVADO DE TESIS SEGÚN EL  
ACTA CORRESPONDIENTE

Decano: MSc. Murphy Olimpo Paiz Recinos  
Secretario: Ing. Hugo Humberto Herrera Pérez  
Examinador: MSc. César Akú  
Examinador: M.A. Otto Hurtarte Hernández  
Examinador: MSc. Osmar Obdulio Hernández



El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Postgrado, al trabajo de graduación de la Maestría en Física titulado: **“PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGIA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE”**, presentado por el Licenciado en Física Aplicada **Erick Estuardo Hernández García**, procede a la autorización para la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.

  
Ing. Murphy Olympo Paiz Rosinos  
DECANO



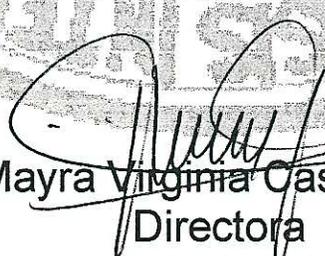
Guatemala, septiembre de 2012.



Facultad de Ingeniería  
Escuela de Estudios  
De Postgrado

Como Directora de la Escuela de Estudios de Postgrado de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, Maestría en Física del trabajo de tesis de graduación titulado **“PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGIA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE”**. Presentado por el Licenciado en Física Aplicada **ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA**, apruebo el presente y recomiendo la autorización del mismo.

*“ID Y ENSEÑAD A TODOS”*

  
Dra. Mayra Virginia Castillo Montes  
Directora  
Escuela de Estudios de Postgrado



Guatemala, septiembre de 2012.

Cc: archivo  
/la



Facultad de Ingeniería  
Escuela de Estudios  
De Postgrado

El Director de la Escuela de Estudios de Postgrado de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer el dictamen y dar el visto bueno del revisor y la aprobación del área de Lingüística del trabajo de tesis de graduación titulado **“PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGIA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE”** presentado por el Licenciado en Física Aplicada **Erick Estuardo Hernández García**, apruebo el presente y recomiendo la autorización del mismo.

*“ID Y ENSEÑAD A TODOS”*

Dra. Mayra Virginia Castillo Montes  
Directora



Escuela de Estudios de Postgrado

Guatemala, septiembre de 2012.

Cc: archivo  
/la



Facultad de Ingeniería  
Escuela de Estudios  
De Postgrado

Como Coordinador de la Maestría en Física, y revisor del trabajo de tesis de graduación titulado **"PROPUESTA DE UN PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGIA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL, CON ACELERADOR LINEAL, UTILIZANDO UN MANIQUÍ DE BAJO COSTE"**, presentado por el Licenciado en Física Aplicada **ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA**, apruebo y recomiendo la autorización del mismo.

"ID Y ENSEÑAD A TODOS"



Ma. Otto Miguel Hurtarte Hernández  
Coordinador Maestría Física  
Escuela de Estudios de Postgrado

Guatemala, septiembre de 2012.

Cc: archivo  
/1a

## AGRADECIMIENTOS

Al pueblo de Guatemala, que con el pago de impuestos ha patrocinado mi formación profesional universitaria.

A la Universidad de San Carlos de Guatemala

A la Facultad de Ingeniería, donde he forjado mi formación profesional y docente.

A la Clínica de Radioterapia La Asunción, asociada a *Radiation Therapy Services*, por facilitar este estudio.

Al Dr. Miguel Ángel Ortega Mérida, por apoyar el desarrollo de este estudio.

Al MSc. Ricardo Enrique Contreras Folgar, por asesorar esta tesis.

Al MSc. Armando Alaminos, por compartir sus conocimientos de Radiocirugía.

Al MSc. Edgar Aníbal Cifuentes Anleu, por alentarme a realizar estudios superiores universitarios.

## DEDICATORIA

A mi esposa, Linda Zepeda, que ha compartido su vida conmigo en todo momento, y es un pilar importante de mi vida.

A mis hijas, Linda María y Fátima Lucía, todo mi amor para ellas.

A mi madre, Berta García Román, a quien admiro y ha marcado el camino por seguir en la vida.

A mis Suegros, Felixmundo Zepeda y Santos Silva.

A mis hermanos: Patricia, Boris, Carolina y Leslie.

A mi primo, Ronald Reyes.

A mis Sobrinos: Alejandro, Vladimir, Valery, Ixmucané, Joshua, Andrea, Juan Carlos, Iván, Vanesa, Jennifer y Elisandro.

A mis amigos, en especial a Ricardo Contreras.

# ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

LISTA DE SÍMBOLOS

GLOSARIO

RESUMEN

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

INTRODUCCIÓN

## 1. RADIOCIRUGÍA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL

1.1. Antecedentes.....	1
1.2. Conceptos fundamentales de la radiocirugía estereotáxica intracraneal .....	2
1.3. Estereotáxia.....	4
1.4. Modalidades de radiocirugía estereotáxica.....	6
1.4.1. Radiocirugía con partículas pesadas.....	6
1.4.2. Gamma Knife.....	7
1.4.3. Acelerador lineal.....	8

## 2. ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES UTILIZADO EN RADIOCIRUGÍA

2.1. Acondicionamiento del acelerador lineal para ser utilizado en radiocirugía.....	13
2.2. Aspectos dosimétricos de los haces de radiación.....	15
2.3. Dosimetría con cámara de ionización y placas radiográficas.....	16
2.3.1. Dosimetría de referencia con cámara de ionización.....	17
2.4. Protocolos de dosimetría.....	18
2.5. Sistemas dosimétricos basados en cámara de ionización.....	18
2.5.1. Cámara de ionización.....	19
2.5.2. Electrómetro y fuente de alimentación.....	21
2.5.3. Maniquís.....	21

2.5.4. Corrección por magnitudes de influencia.....	22
2.6. Dosimetría con placas radiográficas.....	22
2.6.1. Características de las placas radiográficas.....	22
2.6.2. Formación de la imagen latente.....	24
<b>3. SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN PARA RADIOCIRUGÍA</b>	
3.1. Características de los sistemas de planificación para radiocirugía.....	28
3.2. El sistema de planificación MNPS.....	31
3.3. Aseguramiento de la calidad en los sistemas de planificación de radiocirugía.....	32
<b>4. METODOLOGÍA UTILIZADA PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGÍA CON ACELERADOR LINEAL</b>	
4.1. Maniquís comerciales para radiocirugía.....	35
4.1.1. <i>Lucy 3D QA Phantom</i> .....	35
4.1.2. <i>Alderson Rando Head Phantom</i> .....	36
4.1.3. <i>Radiosurgery Head Phantom CIRS 605</i> .....	37
4.1.4. <i>RSVP phantom</i> .....	37
4.2. Diseño de un maniquí de bajo coste para el control de calidad en radiocirugía .....	38
4.3. Garantía de calidad en los equipos de radiocirugía.....	39
<b>5. RESULTADOS</b>	
5.1 Protocolo de control de calidad en radiocirugía utilizando un maniquí de bajo coste.....	43
5.1.1 Determinación de tasa de dosis para campos pequeños utilizando método ionométrico.....	45
5.1.2 Controles dosimétricos utilizando placas radiográficas.....	55
5.1.3 Determinación del isocentro mecánico del acelerador lineal.....	56
5.1.4 Posición del isocentro radiante del acelerador lineal.....	58
5.1.5 Centrado de conos de radiocirugía.....	60

5.1.6	Posición de los láseres.....	63
5.1.7	Horizontalidad y verticalidad de la camilla.....	63
5.2	Resumen de las pruebas de control de calidad propuestas como parte del protocolo de calidad para radiocirugía.....	64
	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>69</b>
	<b>RECOMENDACIONES.....</b>	<b>71</b>
	<b>REFERENCIAS.....</b>	<b>73</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>77</b>
	<b>ANEXOS.....</b>	<b>83</b>



# ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

## FIGURAS

1	Marco estereotáxico FiMe	5
2	Irradiación con protones	6
3	<i>Gamma Knife</i>	7
4	Acelerador lineal acondicionado para radiocirugía	9
5	Acelerador lineal modificado para radiocirugía	10
6	<i>Ciber knife</i>	11
7	Acelerador lineal para producir rayos X	12
8	Acelerador colimado con conos	13
9	Microcolimador multiláminas	14
10	Circuito de un sistema basado en cámara de ionización	19
11	Sección transversal de película radiográfica	23
12	Forma de obtener arcos con el acelerador lineal	29
13	Distribución de isodosis imágenes de TAC y angiografía	30
14	Marco estereotáxico con fiduciales	32
15	Maniquí <i>Lucy 3D QA Phantom</i>	36
16	Maniquí <i>Alderson Rando Head Phantom</i>	36
17	<i>Radiosurgery Head Phantom CIRS 505</i>	37
18	<i>Radiosurgery verification phantom</i>	38
19	Maniquí de bajo coste diseñado para el control de calidad	39
20	Micro cámara utilizada para medir haces de radiocirugía	46
21	Marco estereotáxico colocado al maniquí de bajo coste con fiduciales para TAC y para angiografía	47
22	Maniquí colocado en el tomógrafo	47
23	Par radiográfico efectuado con el maniquí diseñado	47

24	Arco planificado y distribución de isodosis en par radiográfico y cortes tomográficos	48
25	Posicionamiento del isocentro en el acelerador lineal	48
26	Factores de cono medidos con cámara de ionización	54
27	Porcentaje de variación en la determinación de factores de cono	55
28	Curva de calibración de placas X OMAT V	56
29	Esquema del isocentro de un acelerador lineal	57
30	Placa radiográfica utilizada para la determinación del eje de rotación radiante del gantry	58
31	Placa radiográfica utilizada para determinar el eje dosimétrico de rotación de la camilla	59
32	Sistema de ubicación de isocentro con esfera localizadora ubicada en el isocentro	60

## **TABLAS**

I	Pruebas recomendadas para el TPS	31
II	Condiciones de irradiación de la cámara de ionización	47
III	Dosis medida en el acelerador lineal y dosis planificada	50
IV	Proyección de esfera localizadora de isocentro	59
V	Tolerancia de las pruebas al acelerador lineal	62
VI	Control de calidad al sistema de radiocirugía	63
VII	Control de calidad del acelerador lineal	64

## LISTA DE SÍMBOLOS

Dair	Dosis en aire
Q	Carga eléctrica
Wair/e	Energía media requerida para producir un par iónico en aire por unidad de carga
Ag	Plata
N	Nitrógeno
O	Oxígeno
K	Potasio
Br	Bromo
I	Yodo
OD	Densidad óptica
I <sub>0</sub>	Intensidad inicial
I <sub>t</sub>	Intensidad transmitida
US\$	Dólar de los Estados Unidos de Norte América



## GLOSARIO

Angiografía	Es un examen de diagnóstico por imagen cuya función es el estudio de los vasos circulatorios que no son visibles mediante la radiología convencional.
Dosimetría	Medición de la dosis de radiación ionizante.
Dosis absorbida	Magnitud dosimétrica fundamental (D), definida como $D = \frac{\bar{d}\varepsilon}{dm}$ , donde $\bar{d}\varepsilon$ es un diferencial de la energía promedio depositada por la radiación ionizante en un elemento de masa $dm$ .
Estereotáxia	Del griego <i>stereo</i> : forma y <i>taxis</i> : ordenamiento, se refiere a una superposición 3-D de un sistema de coordenadas fijo sobre un órgano dado, consiste en definir un punto o volumen en un espacio determinado, según su posición en un eje de coordenadas cartesianas X, Y, Z.
Intracraneal	Dentro del cráneo
Isocentro	Punto imaginario en el que coinciden los ejes de rotación del gantry, camilla y colimador en un acelerador lineal.
<i>Gamma Knife</i>	Equipo para radiocirugía que utiliza Fuentes de Cobalto 60.
Gray	Unidad de medida de la dosis absorbida equivalente a un (1) Joule/Kilogramo.

LINAC	Acelerador lineal.
Maniquí	Accesorio utilizado en dosimetría para simular la composición física y química del paciente y determinar la dosis absorbida, distribución de dosis, etc.
Número CT	Escala de medida utilizada en los TPS, utilizada para desplazar la unidad <i>Hounsfield</i> y obtener únicamente números positivos. Su dedición está dada por: $\#CT = UH + 1000$ , donde $\#CT$ es el Número CT y $UH$ son las unidades <i>Hounsfield</i> .
Radiación ionizante	Radiación electromagnética o corpuscular, con capacidad de ionizar átomos.
Radiocirugía	Técnica de radioterapia que consiste en la administración de altas dosis de radiación en un volumen pequeño del cerebro, minimizando hasta donde sea razonablemente posible, la dosis de radiación en órganos sanos (principio ALARA).
Radioterapia	Especialidad clínica que consiste en el tratamiento de enfermedades neoplásicas utilizando haces de radiación ionizante, para cura, control o paliación de la enfermedad.
RMN	Acrónimo de Resonancia Magnética Nuclear.
Sincrotrón	Acelerador de protones.
TAC	Acrónimo de Tomografía Axial Computarizada
TPS	<i>Treatment planning system</i> (sistema de planificación de tratamientos), es un sistema informático (formado por hardware y software) que permite manipular imágenes del paciente y tiene asociado un software

con el cual se puede representar cualitativa y cuantitativamente la interacción de la radiación con la materia y los aspectos dosimétricos originados en esta interacción, para simular virtualmente la distribución de dosis en un paciente.

Unidad Hounsfield    Unidad de medida de escala de grises en una tomografía axial computarizada (TAC), que está relacionada con el coeficiente másico de absorción del tejido al que se le efectuó la TAC de la siguiente manera: 
$$UH = \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 100$$
, donde  $\mu$  y  $\mu_{H_2O}$  son los coeficientes másicos de absorción.



## RESUMEN

Se denomina radiocirugía al procedimiento médico de radioterapia en que se administran haces finos de radiación, generados en unidades de megavoltaje, mediante múltiples campos convergentes (arcos) y conformados con lo cual se consigue irradiar dosis elevadas y localizadas con precisión, en un volumen o estructura anatómica específica, evitando la administración de dosis tóxicas a los tejidos adyacentes. Para la localización espacial y precisa de las estructuras anatómicas que se quiere irradiar se usa un marco estereotáxico el cual va fijo en el paciente.

En Guatemala se hacen tratamientos de radiocirugía desde el 2007 en la Clínica de Radioterapia La Asunción. El tratamiento se administra con un acelerador lineal, al cual se le acondicionó un sistema de colimadores para radiocirugía de diferentes diámetros [30 mm, 27 mm, 24 mm, 21 mm, 18 mm, 15 mm, 12 mm y 9 mm]. Un marco estereotáxico es utilizado para ubicar la lesión en el paciente y como sistema de planificación se utiliza el *Medical Neurosurgery Planning System* (MNPS) de Mevis.

Un control de calidad estricto a todo el sistema de radiocirugía se debe implementar, y ha de evaluarse detenidamente la funcionalidad del marco estereotáxico, movimiento de coordenadas cartesianas fijas al marco, controles mecánicos al acelerador lineal y controles dosimétricos al sistema de planificación.

En el TRS 398 del Organismo Internacional de Energía Atómica, se menciona que aunque no está recomendado el uso de maniqués sólidos para dosimetría de referencia, estos pueden ser utilizados para la rutina de aseguramiento de la calidad.

En el capítulo 1 de este trabajo, se presentan los conceptos fundamentales de la radiocirugía estereotáxica intracraneal, la secuencia de los pasos por seguir en una radiocirugía, y las modalidades de radiocirugía que existen.

Para llevar a cabo los controles que involucren aspectos físicos, debe tomarse en cuenta los aspectos mecánicos y dosimétricos del acelerador lineal que repercuten en la administración del tratamiento. Por esta razón, en el capítulo 2, se hace una exposición del acelerador lineal de electrones utilizado en radiocirugía, cómo se ha acondicionado y los métodos dosimétricos que se utilizaron en el presente estudio (cámara de ionización y placas radiográficas).

En el capítulo 3, se presentan aspectos generales de los sistemas de planificación computarizada utilizados para planificación de tratamientos de radiocirugía, haciendo énfasis en el sistema MNPS, que es con el que se realizó este estudio.

En el capítulo 4, se presenta la metodología utilizada para el control de calidad en radiocirugía con acelerador lineal; los maniqués comerciales y el diseño del maniquí de bajo coste, con el que se llevan a cabo las pruebas planteadas.

El maniquí de bajo coste con que se trabajó, fue diseñado por el autor del presente trabajo, y presentado por el físico médico Ángel Osorio Tercero en Viena (2009), donde se presentó la elaboración y comisionamiento del maniquí en cuestión.

El maniquí de bajo coste se utilizó directamente en el haz de radiaciones, para determinar la respuesta del sistema de planificación, para lo cual se planificaron diferentes arcos de tratamiento, hacia un mismo isocentro, en el cual estaba ubicada la cámara de ionización. Se prescribió una dosis por administrar y se midió la misma. Se calculó la dosis medida, y se comparó con la dosis prescrita, la cual se encontró dentro del rango esperado.

Además de los controles dosimétricos con el maniquí de bajo coste, se efectuaron otros controles dosimétricos, tales como eje radiante de rotación del colimador, gantry y camilla,

factores de cono, tasa de dosis de referencia; y de controles mecánicos, eje de rotación del colimador, eje de rotación del gantry y eje de rotación de la camilla.

Luego del estudio se considera que los controles efectuados deben formar parte de un protocolo de calidad aplicable a esta clínica porque se cuenta con el equipamiento de medición para poder efectuarlos y se ha comprobado su funcionalidad (A. Osorio, M. A. Ortega, E. Hernández, L. Ureta, 2009).



## **OBJETIVOS**

- **GENERAL**

Redactar un protocolo de control de calidad en radiocirugía, aplicable en la Clínica de Radioterapia La Asunción.

- **ESPECÍFICOS**

- 1) Revisar las características de los maniqués comerciales utilizados para el control de calidad en radiocirugía.
- 2) Utilizar un maniqué de bajo coste para controles sistemáticos de calidad en radiocirugía en la Clínica de Radioterapia La Asunción.
- 3) Identificar e implementar los métodos dosimétricos utilizados en radiocirugía, que estén al alcance en la Clínica de Radioterapia La Asunción.
- 4) Identificar los factores (dosimétricos y mecánicos del acelerador lineal) que pueden afectar la calidad de un tratamiento de radiocirugía.
- 5) Revisar los protocolos de control de calidad en radiocirugía de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) y de la Asociación Europea de Físicos Médicos
- 6) Identificar las pruebas propuestas en los protocolos internacionales de control de calidad en radiocirugía que son aplicables a la Clínica en la que se efectúa el presente estudio.
- 7) Proponer qué pruebas se pueden efectuar como parte del control de calidad en radiocirugía, con el maniqué de bajo coste, así como la frecuencia de las mismas.



## **HIPÓTESIS**

Es posible utilizar un maniquí de bajo coste, con el que se pueden llevar a cabo controles de calidad en radiocirugía estereotáxica intracraneal y que sirva de base para establecer un protocolo de control de calidad.



# INTRODUCCIÓN

La radiocirugía estereotáxica intracraneal consiste en la administración de altas dosis de radiación en un volumen pequeño del cerebro, minimizando, hasta donde sea razonablemente posible, la dosis de radiación en órganos sanos (principio ALARA).

En Guatemala, la Clínica de Radioterapia La Asunción presta estos servicios, en donde el procedimiento se lleva a cabo utilizando un acelerador lineal adaptado para radiocirugía.

Para minimizar los posibles errores que puedan ocurrir durante el tratamiento de radiocirugía, es necesario efectuar controles de calidad sistemáticos a todos los procesos que se llevan a cabo durante el desarrollo del tratamiento. La legislación nacional e internacional, indica que es el titular de la licencia de operación de la instalación, quien debe establecer los programas de garantía de calidad de las prácticas, y no se establecen los protocolos de calidad por seguir.

Existen protocolos de calidad establecidos por asociaciones extranjeras (AAPM en Estados Unidos y ESTRO en Europa), en los que se establecen controles de calidad para radiocirugía, los cuales incluyen recomendaciones que se basan en las dotaciones de equipo (micro cámara de ionización, maniquí para radiocirugía, etc.) y personal en radiocirugía, esto resulta más frecuente en los países industrializados en que fueron originados, que se alejan de la realidad económica de Guatemala.

En la actualidad, se llevan a cabo controles de calidad con el equipamiento que se tiene en la clínica La Asunción, pero se carece de un maniquí para radiocirugía, por lo que se han de implementar completamente los controles de calidad en radiocirugía, aunque no se hacen controles dosimétricos de arcos de tratamiento con campos pequeños.

En el presente trabajo se propone la utilización de un maniquí de bajo coste (3), con el que se puedan llevar a cabo controles de calidad a campos pequeños de radiación (diámetro menor a 30 mm.), el cual sirva de base para redactar un protocolo de calidad.

Como base teórica se hace una exposición de los conceptos fundamentales de la radiocirugía estereotáxica intracraneal, las modalidades de radiocirugía que existen, una descripción del acelerador lineal utilizado en radiocirugía, los sistemas de planificación para radiocirugía y sus características, la metodología utilizada para el control de calidad en radiocirugía utilizando acelerador lineal, los maniquís comerciales que existen, características del maniquí diseñado, y los resultados obtenidos de la utilización de este maniquí con campos pequeños.

# 1. RADIOCIRUGÍA ESTEROTÁXICA INTRACRANEAL

## 1.1 Antecedentes

Se denomina radiocirugía estereotáxica intracraneal (en adelante radiocirugía) al procedimiento médico de radioterapia en que se administran haces finos de radiación (diámetros menores a 30 mm), generados en unidades de megavoltaje, mediante múltiples campos convergentes (arcos) y conformados con lo cual se consigue administrar dosis de radiación elevadas y localizadas con precisión, en un volumen o estructura anatómica específica, evitando la administración de dosis tóxicas a los tejidos adyacentes.

Para la localización espacial y precisa de las estructuras anatómicas que se quiere irradiar se usa un marco estereotáxico el cual va fijo en el paciente. La planificación del tratamiento se lleva a cabo con un software especial para radiocirugía y se administra la dosis en una única fracción.

En Guatemala se hacen tratamientos de radiocirugía desde 2007 en la Clínica de Radioterapia La Asunción. El tratamiento se administra con un acelerador lineal de electrones marca Varian modelo 1800, al cual se le acondicionó un sistema de colimadores de diámetros 30 mm, 27 mm, 24 mm, 21 mm, 18 mm, 15 mm, 12 mm y 9 mm. Un marco estereotáxico es utilizado para ubicar la lesión en el paciente y como software se utiliza un sistema de planificación de tratamientos para radiocirugía *Medical Neurosurgery Planning System* (MNPS).

Por su naturaleza, este procedimiento demanda un control de calidad muy estricto, lo cual depende de varios factores, tanto de naturaleza médica como de aspectos físicos. Los factores físicos están relacionados con las características del equipo de tratamiento y conexos, incluyendo todas las calibraciones y verificaciones que aseguren que las dosis administradas a los pacientes sean las dosis prescritas dentro de un margen de error previsto. Para ello, es necesario contar con el equipamiento necesario en cantidad y calidad que haga posible que los tratamientos, mediciones, calibraciones, simulaciones y verificaciones que se practican sean altamente confiables. Después de la recepción del equipamiento para radiocirugía, se procede a efectuar las pruebas de aceptación y posteriormente, pruebas de control de calidad que garanticen que todo el sistema de radiocirugía no ha variado respecto de los valores de referencia (pruebas iniciales) con su tolerancia respectiva.

## **1.2 Conceptos fundamentales de la radiocirugía estereotáxica intracraneal**

En 1951 el neurocirujano sueco Lars Leksell, fue quien por primera vez concibió la idea de la radiocirugía, acoplando un tubo de rayos X de 280 kV. (kilovolts) a un sistema de estereotáxia para tratar pacientes con neuralgia del trigémino. Sin embargo, el gran tamaño de este tubo de rayos X, la escasa potencia y precisión espacial del sistema llevaron a Leksell a abandonar esta idea inicial y a desarrollar otra alternativa operada por fuentes de cobalto radioactivo. En 1967 Leksell comenzó a trabajar con este nuevo equipamiento al que llamó «Gamma Knife», en el que hacía converger la radiación gamma proveniente de fuentes fijas de cobalto sobre un blanco intracraneano fijo. Este sistema lo utilizó para tratar algunas patologías funcionales del cerebro como enfermedad de Parkinson, dolor crónico, algunos tumores como neurinomas del acústico, craneofaringiomas y patologías vasculares como malformaciones arteriovenosas (MAV). Durante el mismo período, Lawrence en la Universidad de California, Estados Unidos, utilizó partículas cargadas (protones) para tratar estereotáxicamente tumores intracraneanos.

En la actualidad, la radiocirugía es utilizada para tratar una variedad de lesiones benignas y malignas, así como desordenes funcionales. La lesión más frecuente reportada en la bibliografía revisada (Chang Ta-Chen *et al*, 2004, Andrés Santa María *et al*, 2006, Jones Jesse *et al*, 2007, Karlsson Bengt *et al*, 2005, Matthew D. Smyt, *et al*, 2002) y por la propia experiencia del autor de esta tesis (Hernández, E., 2011) son las Malformaciones Arteriovenosas MAV (mas del 40%). Otras lesiones tratadas con esta técnica son: metástasis cerebrales, Schwannomas vestibulares, meningiomas, adenomas hipofisarios, gliomas de alto grado, cavernomas, craneofaringiomas y otros tumores. Una característica importante de todas las lesiones tratadas con radiocirugía es que los diámetros son menores a 30 mm., esto hace que los haces de radiación sean de ese orden o menores.

La ubicación espacial de estas lesiones y su posterior irradiación, requiere de una técnica propia, lo cual se logra utilizando marcos estereotáxicos y sistemas de colimación de alta precisión. Estas dimensiones también exigen el conocimiento de la respuesta de los tejidos a la radiación. Las técnicas de radiocirugía reportan incertezas (Schell M. *et al*, 1995) en la alineación con el foco del haz de alrededor de 0.2 mm. y 0.4 mm., aunque en el tratamiento con acelerador lineal estas son hasta de 1.0 mm. La incertidumbre en la entrega de dosis es resultado de dos procesos: (i) definición del blanco y (ii) las tolerancias en los equipos emisores de radiación, incluyendo el marco estereotáxico.

Los pasos por seguir en una radiocirugía son los siguientes:

1. Prescripción de tratamiento.
2. Efectuar estudio de resonancia magnética nuclear (RMN) para radiocirugía (si está indicado).
3. Colocar marco estereotáxico.
4. Efectuar estudio de tomografía axial computarizada (TAC).
5. Efectuar estudio de angiografía (si está indicado)

6. Introducir los estudios de TAC y RMN al sistema de planificación y fusionar TAC-RMN o TAC-angiografía, según sea el caso.
7. Contorneo del volumen (o volúmenes) blanco y órganos de riesgo.
8. Planificación del tratamiento.
9. Aceptación del tratamiento.
10. Revisión dosimétrica del acelerador lineal (tasa de dosis de campo de referencia, eje de rotación radiante del gantry y de la camilla).
11. Revisión de los aspectos mecánicos en el acelerador lineal (eje de rotación del gantry y de la camilla, coincidencia del láser horizontal y vertical con el isocentro).
12. Colocación del paciente en posición de tratamiento en el acelerador lineal.
13. Administración del tratamiento.
14. Retirar el paciente del acelerador.
15. Retirar el marco estereotáxico del paciente.

Los pasos indicados son llevados a cabo por un equipo multidisciplinario de profesionales: médico radioterapeuta, neurocirujano, físico médico, enfermera oncológica, técnico de radioterapia, y otros profesionales auxiliares.

### **1.3 Estereotáxia**

La estereotáxia (del griego *stereo*: forma y *taxis*: ordenamiento) se refiere a una superposición 3-D de un sistema de coordenadas fijo sobre un órgano dado, consiste en definir un punto o volumen en un espacio determinado, según su posición en un eje de coordenadas cartesianas X, Y, Z, en relación a un sistema de referencia conocido. Para aplicar este principio en el cerebro, se asume que en un cráneo cerrado las estructuras permanecen relativamente inmóviles, de manera que estandarizarse y conocerse la posición del cráneo es posible localizar espacialmente cualquier estructura intracraneana.

Esto es comúnmente efectuado con un marco mecánico especial llamado marco estereotáxico 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 estereotáxica), o en dirigir el haz de radiación externo hacia el volumen blanco (radiocirugía estereotáxica).

Como plano de referencia se usa un marco rígido que se fija a la cabeza del paciente mediante tornillos (figura 1), este marco constituye el plano de referencia para posteriores cálculos. La ubicación de estructuras internas se hace con la ayuda de imágenes de TAC y RMN o angiografía como complementarios. El marco estereotáxico se une a la cabeza del paciente mediante tornillos, los cuales son incrustados a los huesos del cráneo, se coloca habitualmente con anestesia local y va sujeto a la cabeza en cuatro puntos.

Figura 1. Marco estereotáxico FiMe



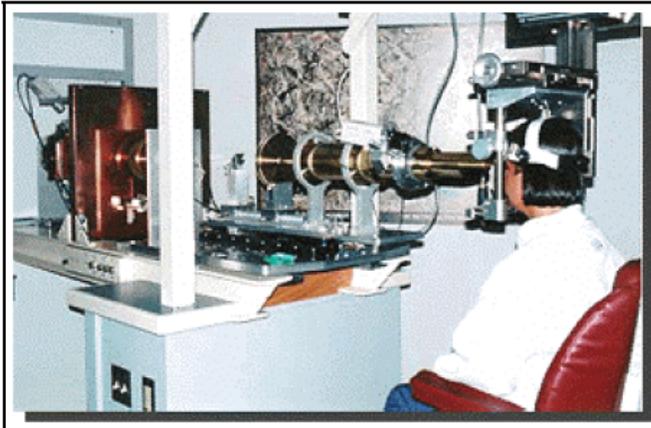
#### **1.4 Modalidades de radiocirugía estereotáxica:**

En la actualidad hay tres modalidades de Radiocirugía (Robayana *et al*, 2011). Todas ellas persiguen como objetivo lograr una alta concentración de radiación ionizante en el blanco definido estereotáxicamente, con una rápida caída del gradiente de radiación, respetando así los tejidos sanos circundantes. Las modalidades para la radiocirugía son:

#### **1.4.1 Radiocirugía con partículas pesadas (protones):**

Esta modalidad, si bien muy efectiva, es de costo extremadamente elevado, ya que requiere para la generación del haz una compleja infraestructura (sincrotrón). Esta técnica está poco difundida, y está disponible solo en una escasa cantidad de centros en el mundo. Es utilizada para el tratamiento de pacientes con lesiones grandes y localizadas periféricamente (Figura 2).

Figura 2 Irradiación con protones.



Fuente: [http://www.opt.indiana.edu/clinics/pt\\_educ/armd/treatment.htm](http://www.opt.indiana.edu/clinics/pt_educ/armd/treatment.htm)

### 1.4.2 *Gamma Knife*

Leksell y Larsson desarrollaron el primer *gamma knife* en 1968 (Schell M., F. J Bova, D. A. Larsson, D. Leaviu, W. Lutz, E. B. Podgorsak, A. Wu, 1995). Esta máquina tenía 179 fuentes de cobalto 60, con la cual se obtenían haces fijos de radiación colimados hacia un punto focal en común (figura 3). En la actualidad, en este equipo la radiación ionizante se obtiene usando 201 fuentes fijas, todas ellas alineadas y colimadas hacia un mismo punto correspondiente al isocentro del equipo. La cantidad de radiación en este isocentro corresponde a la sumatoria de la radiación emitida por cada fuente en forma independiente.

Figura 3. *Gamma knife*



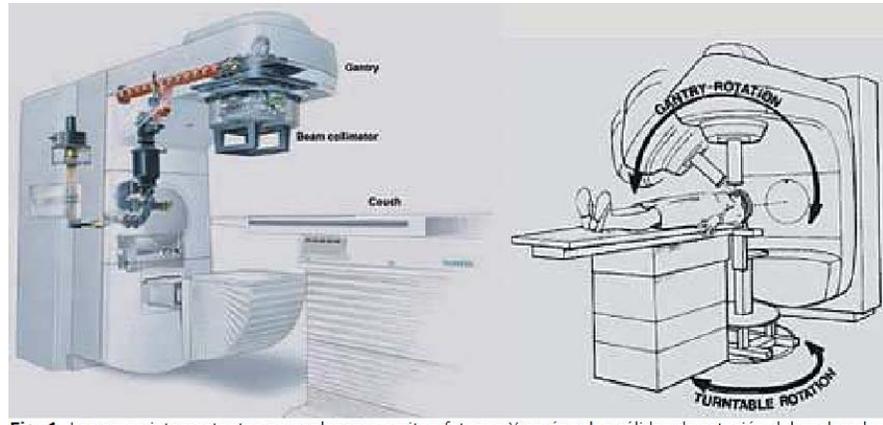
Fuente: [www.genesishealth.com/services/gammaknife.aspx](http://www.genesishealth.com/services/gammaknife.aspx)

La lesión que se va a tratar (blanco) se define estereotáxicamente y una vez conocidas sus coordenadas, se hace coincidir con el isocentro del equipo. Para lesiones de forma y volumen irregulares (lo habitual), se utilizan múltiples arcos e isocentros adyacentes, así se obtiene, un volumen irradiado lo más aproximado posible al volumen del blanco por tratar. La ventaja de este sistema es su alta precisión espacial ya que utiliza fuentes fijas de radiación en un paciente con su cráneo inmovilizado, precisión que ha sido estimada con un error de 0,3 mm. (Scheidengger, Daniel, 2004). Sus desventajas son su muy alto costo, la necesidad de recarga de sus fuentes de cobalto cada cinco a siete años y el ser un equipo de uso exclusivo para lesiones intracraneales.

#### **1.4.3 Acelerador lineal (linac):**

En 1974, se inicia el uso de aceleradores lineales para tratamiento de radiocirugía (Lorenzoni J., 2006). La concentración de la radiación con este sistema se logra al hacer rotar la cabeza del acelerador girando el gantry del equipo, y/o la cabeza del paciente girando la mesa (figura 4), generándose así arcos concéntricos no coplanares que dirigen la radiación colimada hacia un punto central que es el isocentro del equipo y que corresponde al eje de giro de los dos movimientos rotatorios mencionados. Este isocentro se hace coincidir de la misma manera conceptual que en el caso de *gamma knife* con la lesión o *target* intracraneano previamente definido e identificado por medio de estereotáxia.

Figura 4. Acelerador lineal acondicionado para radiocirugía



Fuente: Santa María, Andrés et al. Radiocirugía estereotáctica:

**El bisturí invisible**, pagina. 1.

El rango de error mecánico de los aceleradores lineales modernos de uso común se ha estimado en 0,4 mm. a 1mm, dependiendo del tipo de acelerador, y del equipamiento de radiocirugía. La obtención de tratamientos en lesiones irregulares se logra de dos formas: Uso de isocentros múltiples adyacentes, mediante la utilización de colimadores terciarios cónicos (figura 5). El uso de un colimador terciario de multiláminas, construidas en tungsteno, y que mediante una apertura variable y dinámica de sus hojas adapta el haz de radiación a la forma de la lesión, conforme a la proyección de ésta en las diferentes posiciones de la cabeza del acelerador (figura 6). Esta forma de colimación se traduce en tratamientos de mas simple y corta planeación, de significativo menor tiempo de tratamiento.

Figura 5. Acelerador lineal modificado para radiocirugía



Las ventajas del uso del acelerador lineal son: su significativo menor costo, no requieren recarga de material radiactivo, se pueden efectuar tratamientos de radioterapia estereotáxica fraccionada o hipofraccionada, tratamientos de radioterapia general, lo que lo hace ser una herramienta mucho mas versátil y con una relación de costo claramente ventajosa. Las desventajas son que hay que reacondicionarlos para ser utilizados para este tipo de tratamiento y requieren calibraciones más laboriosas.

Existen en el mercado varias alternativas para desarrollar radiocirugía estereotáxica con acelerador lineal convencional: Varian-Zmed, Radionics, Brainlab, 3D line, Fisher-Leibinger, Micromar, FiMe-Mevis, entre otras. Hay también algunos aceleradores lineales dedicados y concebidos de fabricación para tratamientos estereotáxicos, entre ellos: Novalis (Brainlab) y *Cyberknife* (Acuray).

*Cyberknife* (figura 6), es un equipo robotizado diseñado para realizar radiocirugía sin marco de estereotáxia (frameless) usando para revisar la posición de la cabeza dos sistemas de ortovoltaje perpendiculares acoplados al equipo. Este equipo, si bien

promisorio, es de reciente incorporación al mercado y aún no hay series numerosas de pacientes tratados.

Figura 6. *Ciber knife*. Norris Cancer Hospital



Fuente: Lawrence S. Chin, William F. Regine, **Principles and practice of Stereotactic Radiosurgery**, Springer, página 29



## 2. ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES UTILIZADO EN RADIOCIRUGÍA

### 2.1 Acondicionamiento del acelerador lineal para ser utilizado en radiocirugía

El acelerador lineal (en adelante “el acelerador”) es un equipo que consiste en una guía de onda al vacío donde se aceleran electrones a velocidades muy altas por medio de ondas electromagnéticas de alta frecuencia. Los electrones se hacen incidir en un blanco del alto número atómico para producir rayos X (figura 7).

Figura 7. Acelerador lineal para producir rayos X



Fuente: [www.cjwmedical.com/insideaclinac.jpg](http://www.cjwmedical.com/insideaclinac.jpg)

La energía de rayos X utilizada regularmente para radiocirugía es de 6 megavoltios. El acelerador está diseñado de tal forma que todos sus elementos (gantry, camilla y colimadores) giran sobre un punto común llamado isocentro. El uso de láser

como método externo para la ubicación del isocentro es frecuente; para esto se utilizan láseres laterales con posición horizontal y vertical (ortogonales), y un láser frontal. Los tres láseres coinciden en el isocentro.

Para utilizar el acelerador convencional en tratamientos de radiocirugía, éste se debe acondicionar y caracterizar para este fin. Estas modificaciones tienen como objetivos: que el giro de los tres ejes coincida en una esfera de 1 mm de radio, mejorar la estabilidad de la camilla de tratamiento y poder irradiar con campos menores de 40 mm. (Lorenzoni, J, p 14). La colimación de haces menores a los 40 mm. se consigue utilizando sistema de conos (figura 8) o microcolimador multiláminas (figura 9).

Figura 8 Acelerador colimado con conos



Figura 9. Microcolimador multiláminas



Fuente: [www.radiosurgery.co.za](http://www.radiosurgery.co.za)

## 2.2 Aspectos dosimétricos de los haces de radiación

El uso de un acelerador lineal de electrones en la medicina, requiere que el haz de fotones (rayos X) producido por una máquina de radioterapia externa sea calibrado y caracterizado. Determinación de la tasa de dosis en condiciones de referencia, factores de campo y toda la dosimetría relativa debe llevarse a cabo antes de utilizar esta máquina con pacientes.

La tasa de dosis de un haz de fotones regularmente se reporta a la profundidad de referencia  $z_{ref}$  (usualmente, la profundidad de dosis máxima  $z_{max}$ ), en un maniquí de agua para una distancia fuente superficie (SSD) nominal o distancia fuente eje (SAD) y para un tamaño de campo de referencia (regularmente  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) en la superficie o en el isocentro. Para unidades de Co-60 y generadores de rayos X del orden de kilovoltios, suele darse la tasa de dosis en centi Gray/minuto, mientras que para aceleradores lineales en centi Gray/Unidad Monitor.

La calibración de los haces de fotones es llevada a cabo con dosímetros de radiación y técnicas específicas de dosimetría de radiaciones para uso clínico. Un dosímetro está definido como un dispositivo que es capaz de proveer una lectura  $M$  que es proporcional a la medida de la dosis “ $D$ ” depositada en volumen sensible del dosímetro por la radiación ionizante. Los dosímetros requieren calibración en un campo de radiación conocido.

Las técnicas dosimétricas utilizadas en radiocirugía son:

- a) Dosimetría con cámara de ionización.
- b) Dosimetría con placas radiográficas.
- c) Dosimetría por termoluminiscencia.

### **2.3 Dosimetría con cámara de ionización y placas radiográficas**

La cámara de ionización es el dosímetro más utilizado en radioterapia, tanto para dosimetría absoluta como relativa. El volumen sensible de la cámara de ionización está ocupado por aire del ambiente y la dosis o tasa de dosis medida, está relacionada con la carga de ionización “ $Q$ ”, o con la corriente de ionización “ $I$ ” respectivamente, producidos por la radiación en una masa de aire  $m_{air}$  dentro del volumen sensible de la cámara. La carga  $Q$  y esta masa de aire está relacionada con la dosis en aire  $D_{air}$  por:

$$D_{air} = \frac{Q}{m_{air}} \left( \frac{W_{air}}{e} \right) \quad (1)$$

Donde  $(W_{air}/e)$  es la energía media requerida para producir un par iónico en aire por unidad de carga (este valor en aire seco es de 33.97 eV/par iónico o 33.97 J/C). La conversión de dosis en la cavidad de aire  $D_{air}$ , a la dosis en un medio  $D_w$  (regularmente agua), se basa en las teorías de Brag-Gray o Spencer-Attix (Schell, M. p 7).

### **2.3.1 Dosimetría de referencia con cámara de ionización.**

Los haces de fotones para uso clínico son calibrados con cámaras de ionización que tienen previamente coeficientes de calibración determinados en aire o agua (IAEA, 2000), y deben ser trazables a un laboratorio primario de calibración dosimétrica (PSDL) nacional o regional.

Las normas ISO 31-0, en cantidades y unidades, remarcan el uso del término “coeficiente” y “factor” (Hernández E., 2009). El primero es utilizado para multiplicar una cantidad incluyendo dimensionales y el segundo se reserva para multiplicar una cantidad adimensional; por consistencia, el término factor de calibración ha sido sustituido por el de coeficiente de calibración.

La trazabilidad de un coeficiente de calibración con un PSDL implica que:

- La cámara fue calibrada directamente en el PSDL en términos de kerma en aire o dosis absorbida en agua.
- La cámara fue calibrada directamente en un laboratorio de calibración dosimétrica acreditado (ADCL) o en un laboratorio secundario de calibración dosimétrica (SSDL) que tiene trazabilidad con un PSDL.
- El coeficiente de calibración de la cámara fue obtenido por el método de calibración protocolizado, utilizando otra cámara de ionización cuyo coeficiente de calibración fue determinado previamente en un PSDL, ADCL o SSDL.

## **2.4 Protocolos de dosimetría**

Los procedimientos por seguir para la calibración de un haz de fotones de uso clínico están descritos en protocolos de dosimetría o códigos de práctica de dosimetría ya sean nacionales o internacionales. La elección del código o práctica a utilizar se deja a elección individual de cada departamento de radioterapia; una vez elegido, se debe ser consistente con este.

Los protocolos de dosimetría son generalmente llevados a cabo por organismos nacionales o regionales tales como la asociación americana de físicos médicos (AAPM) (Estados Unidos de Norte América), Instituto de física e ingeniería en medicina y biología (IPEMB) del Reino Unido, Instituto Alemán dedicado a normalización (DIN) (Alemania), cuerpos internacionales tales como el Organismo Internacional de Energía Atómica, etc.

Para la determinación de la dosis en el presente trabajo, se utilizó el método descrito en la colección de informes técnicos No. 398.

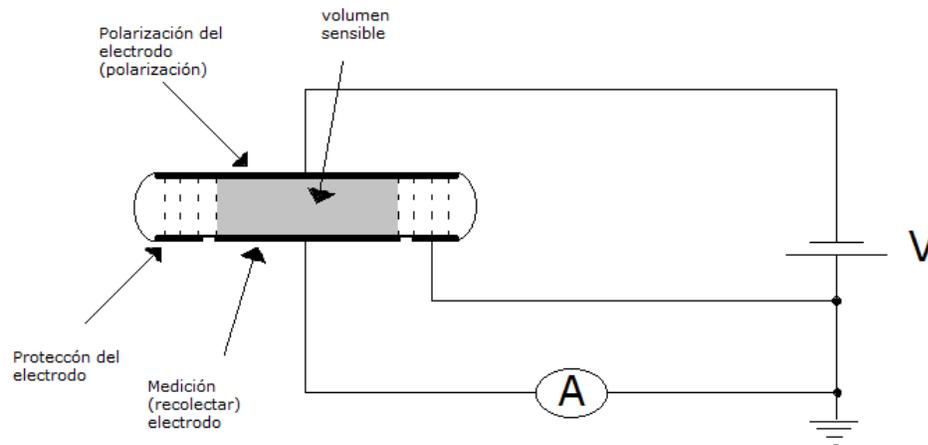
## **2.5 Sistemas dosimétricos basados en cámara de ionización.**

En la figura 10 se muestra el principio de funcionamiento de un sistema basado en cámara de ionización, el cual consiste básicamente en tres componentes:

- Cámara de ionización
- Electrómetro
- Fuente de alimentación

Figura 10: Circuito de un sistema basado en cámara de ionización.

**A** representa el electrómetro, **V** la fuente de alimentación. La cámara de ionización está conectada al electrómetro por un cable triaxial.



### 2.5.1 Cámara de ionización

La cámara de ionización incorpora tres electrodos los cuales definen el volumen sensible de aire en esta. El volumen sensible de aire para cámaras utilizadas en haces de radiación de fotones para uso clínico, es regularmente del orden  $0.1 \text{ cm}^3$  a  $1.0 \text{ cm}^3$ ; los tres electrodos son:

- Electrodo de polarización, el cual está conectado directamente con la fuente de alimentación.
- Electrodo de medida, el cual está conectado al electrómetro para medir la carga o corriente producida en el volumen sensible de la cámara.
- Electrodo de seguridad el cual está directamente dirigido a tierra física y sirve para dos propósitos: define el volumen sensible de la cámara y previene las lecturas de corrientes de fuga.

La cámara cilíndrica es utilizada para calibración de unidades de rayos X de mega voltios y electrones de energías superiores a 10 MeV. Este tipo de cámara es muy conveniente para las medidas en dichas calidades de radiación ya que son robustas y fáciles de usar para las medidas en un maniquí de agua. El volumen de la cavidad de la cámara está entre  $0.1 \text{ cm}^3$  y  $1.0 \text{ cm}^3$ . Este rango en el tamaño es un compromiso entre la necesidad de contar con suficiente sensibilidad y la capacidad de medir la dosis en un punto. Estos requisitos se cumplen en las cámaras cilíndricas con una cavidad de aire de diámetro interno no superior a 7 mm. y una longitud interna no mayor a 25 mm.

Durante su utilización, la cámara deberá alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea, aproximadamente, uniforme en la sección transversal de la cavidad de ésta. Por lo tanto, la longitud de la cavidad de la cámara impone un límite inferior para el tamaño del campo en el que se pueden realizar medidas.

La construcción de la cámara debe ser lo más homogénea posible, pero hay que reconocer que, por razones de orden técnico, lo más probable es que el electrodo central sea de un material distinto al de las paredes. Naturalmente, la elección de los materiales puede desempeñar un papel importante en lo que respecta a asegurar, que la respuesta energética de la cámara no varíe considerablemente. También es necesario que la cavidad de aire no esté sellada herméticamente; deberá diseñarse de manera tal que se equilibre rápidamente con la temperatura y la presión atmosférica del ambiente.

Para la elección de una cámara de ionización cilíndrica el usuario deberá prestar atención a, si se va a utilizar como instrumento de referencia (calibrada en un laboratorio para el efecto y empleada para la calibración de haces en la instalación del usuario) o como un instrumento de campo (calibrada internamente respecto de una cámara de referencia y normalmente utilizada para medidas de rutina).

Las cámaras de ionización con paredes de grafito tienen normalmente mejor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico; sin embargo, estas últimas son más robustas y, por consiguiente, más adecuadas para las medidas de rutina.

Debido a que una cámara de ionización es un instrumento de alta precisión, debe prestarse atención en adquirir un tipo de cámara cuyo funcionamiento haya sido suficientemente probado en haces de radioterapia.

### **2.5.2 Electrómetro y fuente de alimentación**

Una cámara de ionización es, esencialmente, un capacitor en el cual una corriente de fuga o corriente de carga es inducida por la acción del haz de radiación. La corriente de fuga o de carga inducida en la cámara es muy pequeña y debe ser medida por un dispositivo de medición muy sensible, este es un electrómetro. El electrómetro utilizado en radioterapia debe permitir cambiar el voltaje aplicado a la cámara, así como la polaridad del mismo.

### **2.5.3 Maniquís**

El agua es el material estándar para medidas dosimétricas de haces de fotones y electrones. Por razones prácticas, medidas dosimétricas son llevadas a cabo en maniqués fabricados con materiales sólidos tales como poliestireno, Lucite, A-150, plástico equivalente a tejido, agua sólida (WT1) o (RMI-457), agua plástica o agua virtual; estos maniqués deben tener semejanza con el agua en tres parámetros: densidad másica, número de electrones por gramo y número atómico efectivo.

No se recomienda el uso de maniqués sólidos para determinación de dosis absoluta, ya que, en general, son los responsables de las mayores discrepancias en la determinación de la dosis absorbida en la mayoría de los tipos de haces de radiación. Esto se debe, principalmente, a las variaciones de densidad entre los diferentes lotes y a que los procedimientos para la puesta en escala de las profundidades y la dosis absorbida (o la fluencia) del plástico al agua, no son iguales.

Las dimensiones del maniquí deben sobrepasar, al menos, en  $5 \text{ g/cm}^2$  en cada uno de los cuatro lados del mayor tamaño de campo utilizado en la profundidad de medida. También debe extenderse al menos  $5 \text{ g/cm}^2$ , más allá de la máxima profundidad de medida, excepto para rayos X de energía media y alta, en cuyo caso, el margen debería ser de, al menos,  $10 \text{ g/cm}^2$ .

#### **2.5.4 Corrección por magnitudes de influencia**

El coeficiente de calibración de una cámara de ionización es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican al momento la calibración. Cualquier desviación de estas condiciones cuando se utilice la cámara de ionización en el haz del usuario debería corregirse utilizando los factores adecuados. Ver anexo 1

### **2.6 Dosimetría con placas radiográficas**

#### **2.6.1 Características de las placas radiográficas**

Una película radiográfica consta de una capa de emulsión sensible a la radiación puesta sobre una base de poliéster. La emulsión está constituida por cristales de haluros de plata (95%) y bromuro de plata (5%) inmersa en gelatina que previene el daño mecánico

de la película. La composición exacta de las emulsiones varía según el fabricante, y se considera que son secreto de las compañías.

El haluro de plata de las películas tiene diferentes tamaños y el rango de dosis está entre mGy y varios cGy y el revelado requerido es húmedo. La función de la base es proveer un soporte para la delgada capa de emulsión fotográfica (figura 12), además no debe producir patrones visibles o absorber demasiada luz cuando la película se esté viendo en el negatoscopio, debe ser flexible, delgada y resistente de manera que a la hora del revelado no se altere.

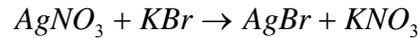
Figura 11. Sección transversal de película radiográfica



Los componentes más importantes de la emulsión son la gelatina y el haluro de plata. La gelatina se elabora con huesos de ganado, este material conserva los granos de plata dispersos en la base y evitan su aglutinamiento, además, las soluciones del revelado pueden penetrar rápidamente la gelatina sin destruir la resistencia o desempeño de la base.

El haluro de plata es un material sensible a la luz, está compuesto por bromuro de plata (90% al 99%) y yoduro de plata (1% y 10%); la presencia del AgI hace que la

emulsión sea mas sensible que la emulsión de AgBr puro. La producción de la reacción involucra la adición de nitrato de plata a un haluro soluble para formar el haluro de plata.



Los cristales de bromuro de plata se precipitan y se emulsifican en la gelatina. El método de precipitación determina el tamaño de los cristales y la perfección de la estructura cristalina. Normalmente, estos cristales son muy pequeños, quedan suspendidos en la gelatina y están compuestos por iones de plata ( $Ag^+$ ), iones de bromuro ( $Br^-$ ) e iones de yodo ( $I^-$ ). El tamaño de los cristales varía entre 1.0  $\mu m$  y 1.5  $\mu m$  de diámetro, alrededor de  $6.3 \times 10^9$  granos/ $cm^3$  de emulsión y cada grano contiene en promedio  $10^6$  a  $10^7$  iones de plata.

### **2.6.2 Formación de la imagen latente**

La imagen latente se define como el cambio inducido por la radiación en un grano del cristal de haluro de plata que es susceptible a la acción química del revelador.

El agente que realmente expone un cristal de haluro de plata en la emulsión es rara vez debido a los rayos X, es más frecuente que se produzcan electrones por efecto fotoeléctrico o Compton, que resultan en eventos de absorción de los fotones.

Los átomos constituyentes de los haluros de plata están unidos de forma iónica formando una red cristalina. La plata forma un ion positivo al ceder electrones mientras que el bromo y el yodo forman iones negativos al recoger dichos electrones. Cuando el haz de radiación incide sobre la película, y toma lugar el efecto fotoeléctrico y/o Compton se produce ionización y se liberan electrones de los átomos de bromuro de yodo ya que los tienen en exceso. Como consecuencia, los iones negativos de bromo y yodo, que son los que mayoritariamente han perdido electrones, quedan parcialmente

neutralizados al haber perdido el electrón que les sobraba, lo que da lugar a una alteración en la red cristalina, ya que se rompen las uniones iónicas que mantenían con los átomos de plata en la estructura de la red. En los lugares donde no han incidido los rayos X se conserva intacta la estructura del cristal.

El grado de ennegrecimiento de las películas radiográficas es medido con un densitómetro, con el cual se mide la intensidad de la luz transmitida a través de la película. La densidad óptica está definida por:

$$OD = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I_t} \right), \quad (2)$$

donde  $I_0$  es la señal correspondiente a la cantidad de luz incidente sobre la película, e  $I_t$  es la cantidad de luz transmitida a través de la película y la gráfica de la densidad óptica frente a la dosis es la denominada curva sensitométrica.



### **3. SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN PARA RADIOCIRUGÍA**

La planificación del tratamiento de radiocirugía es un proceso complicado, comprende diferentes pasos y tiene asociados riesgos potenciales, ya que involucra el manejo de varias fuentes de información (imágenes de TAC, RMN, angiografía, incidencia y calibración de los haces, etc.) y la interacción de diferentes grupos de profesionales, todos dedicados a tratamiento de pacientes con una patología con indicación de irradiación utilizando esta técnica.

En la actualidad, existen en el mercado múltiples sistemas de planificación computarizada (en adelante TPS) para su utilización con aceleradores lineales. Estos sistemas tienen en cuenta la multiplicidad de factores que se pueden emplear para irradiar volúmenes irregulares: la planificación puede hacerse no solo por sumatoria de esferas de tratamiento, sino también con infinitas combinaciones de los arcos de giro, longitud de arco, dosis de cada arco, combinación de colimadores (conos), etc.

La administración de altas dosis de radiación en un volumen intracraneal pequeño bien definido, se efectúa utilizando un sistema estereotáxico para localizar este volumen (referenciado al marco), y la radiación se aplica por medio de múltiples arcos angostos y concéntricos y, por lo que para una planificación de este tipo se precisa de:

- Una representación de la anatomía del paciente, así como de la delimitación de la zona que se quiere irradiar, del tumor o lecho tumoral. Actualmente esta información se obtiene a partir de imágenes de tomografía axial computarizada (TAC), que permiten conocer la composición del cerebro del paciente y hacer

una reconstrucción tridimensional de su anatomía. A partir de estas imágenes se definirá el volumen que se quiere tratar, *planning target volumen* (PTV) y se diseñarán los campos de irradiación necesarios para irradiar homogéneamente el PTV, protegiendo, tanto como sea razonablemente posible, los tejidos y órganos sanos circundantes.

- Descripción completa del haz de radiación por utilizar, sus características, tales como: interacción del haz con la materia y su dependencia con el número atómico; características geométricas, características dosimétricas, etc.

Estos dos requerimientos se consiguen utilizando un sistema de planificación de tratamientos para radiocirugía, el cual es un sistema informático (formado por hardware y software) que permite manipular imágenes del paciente y tiene asociado un software con el cual se puede representar cualitativa y cuantitativamente la interacción de la radiación con la materia y los aspectos dosimétricos originados en esta interacción, para simular virtualmente la distribución de dosis en un paciente.

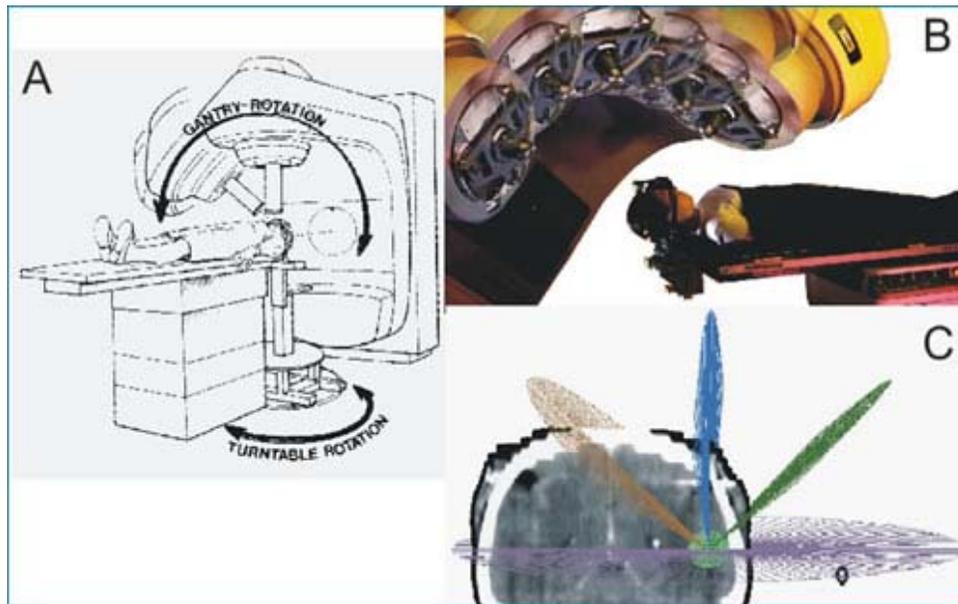
El principal componente del hardware de un TPS incluye un servidor central (CPU), teclado y ratón, monitor gráfico, memoria, impresora a color, accesorio para archivo de datos (externo) y accesorio para comunicación vía remota. El software del TPS es ejecutado en sistemas operativos usuales como UNIX o Windows; este software permite la manipulación de las imágenes del paciente (TAC, RMN, PET, etc.) y los haces de radiación.

### **3.1 Características de los sistemas de planificación para radiocirugía**

Una planeación de radiocirugía, tiene como objetivo obtener una distribución de dosis homogénea envolviendo el volumen que se va a irradiar, y una dosis lo más bajo posible en las estructuras intracraneales adyacentes que se consideran de riesgo. En radiocirugía

con acelerador lineal, estas distribuciones se consiguen utilizando arcos de radiación al hacer girar el gantry y la camilla de tratamiento; estos arcos convergen en el isocentro (figura 13).

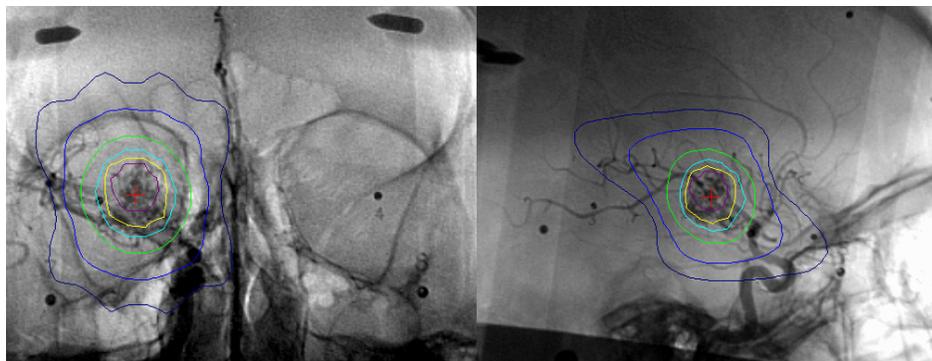
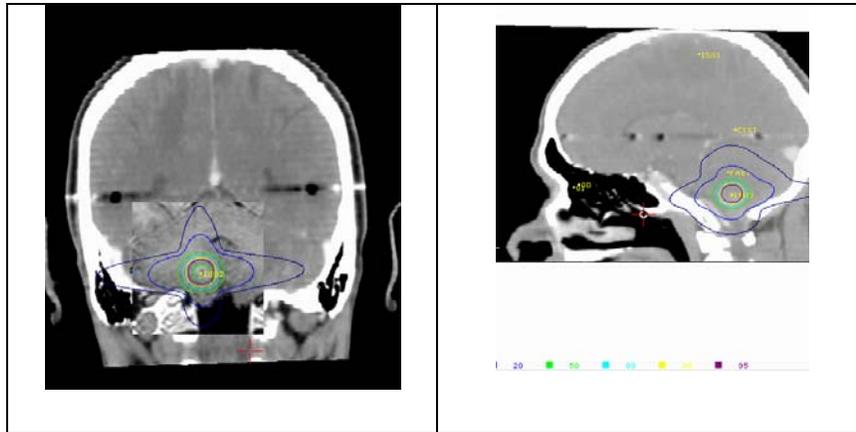
Figura 12. Forma de obtener arcos con el acelerador lineal



Fuente: <http://radiocirugiaperu.com/?q=node/7>

Un sistema de planeación de radiocirugía debe permitir al usuario calcular distribuciones de dosis con un algoritmo de cálculo en tres dimensiones, basado en datos anatómicos del paciente. En este se deben reproducir todos los factores del acelerador que afecten el tratamiento (tamaño de los colimadores, giro del gantry, giro de camilla, dosimetría de haces, etc). El cálculo de dosis debe mostrarse en los cortes tomográficos, resonancia magnética nuclear y angiografía, como curvas de isodosis normalizadas en el isocentro (figura 14).

Figura 13. Distribución de isodosis en TAC y angiografía



Una herramienta imprescindible en radiocirugía es la fusión de imágenes, este método permite combinar las ventajas de cada modalidad para facilitar la visualización de estructura de interés que marcan mejor en una técnica que en otra (RMN o TAC), pero referidas al sistema de coordenadas estereotáxicas.

Como todo sistema de planificación de radiocirugía, es importante poder generar histogramas dosis volumen, y hoja de tratamiento en la que se indique las coordenadas de los isocentros escogidos para cada arco.

### 3.2 El sistema de planificación MNPS

El sistema de planificación de radiocirugía utilizado en este estudio fue el MNPS (*Mevis Neurosurgery Planning System*), adaptado para trabajar con marcos de estereotáxia Micromar y HPSS (*High Precision Stereotactic System*). Se pueden introducir imágenes de TAC, RMN y angiografía; la fusión de imágenes es posible, orientando cuatro puntos comunes en los juegos de imágenes de TAC y RMN, o por optimización de entropía.

A partir de los datos de la TAC, debe poderse simular en forma y peso del cerebro del paciente, así como la densidad electrónica y número atómico efectivo de cada una de las estructuras del cerebro, para esto el MNPS hace uso del número CT (Martínez, L. *et al*, 2005).

Las imágenes de TAC deben efectuarse con el marco instalado en el paciente. Al momento de obtener las imágenes, deben estar colocados los fiduciales, ya que el MNPS refiere las imágenes a la posición respecto de estos en cada uno de sus cortes axiales (figura 15). La angiografía también debe ser efectuada utilizando fiduciales para angio; esto es necesario para ubicar estas imágenes respecto del marco de referencia.

El usuario puede definir el volumen por tratar en cada uno de los cortes tomográficos y de RMN (axial, sagital y coronal). Los contornos trazados en las imágenes de RMN pueden exportarse a la TAC, que es donde se lleva a cabo el cálculo del tratamiento.

El MNPS de la clínica La Asunción está comisionado para hacer planificaciones con haces de fotones de 6 MV, y se pueden planificar arcos coplanares (hasta un total de 64 arcos), con diferentes isocentros y giros de la camilla de tratamiento.

Figura 14. Marco estereotáxico con fiduciales



Los índices de conformidad, que se obtienen con este planificador son los de Ian Paddick (Paddick Ian, 2000) y el índice de Jackie Wessels (Jackie, Wessels et al, 2003). La dosis integral es obtenida en términos de la curva de isodosis escogida para el tratamiento y del volumen por tratar. En el histograma dosis volumen se obtienen otros datos como el volumen en centímetros cúbicos de los órganos contorneados, así como la dosis máxima y mínima en estos órganos, y la dosis más esperada. En la hoja de tratamiento se generan las UM correspondientes a cada arco, el isocentro al cual está referido el arco y las coordenadas del isocentro correspondiente.

### **3.3 Aseguramiento de la calidad en los sistemas de planificación de radiocirugía**

Se recomienda que los sistemas de planificación pasen por un riguroso proceso de control de calidad que incluya: pruebas de aceptación y puesta en servicio y que se establezca e implemente un programa de garantía de calidad de los mismos (IAEA, TECDOC 1151, 2000).

La respuesta de un TPS para radiocirugía debe verificarse al momento de la instalación del mismo (test de aceptación), que consiste en una rigurosa y exhaustiva revisión de todos los parámetros que en el TPS pueden tomarse en cuenta para la irradiación de un paciente; estos pueden ser:

- a) Manejo de imágenes de TAC, RMN y angiografía y transferencia de estas imágenes del equipo de diagnóstico al TPS.
- b) Revisión de posibles distorsiones de la transferencia de estos estudios al TPS.
- c) Contorneo de órganos.
- d) Volúmenes de órganos.
- e) Que se reproduzcan los movimientos del acelerador en el TPS.
- f) Respuesta dosimétrica del TPS frente al acelerador, (factores de cono, relación máxima de tejido TMR o porcentaje de dosis en profundidad PDD, unidades monitor, etc.).

El reporte No. 54 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (Schell, M., p 7), recomienda que las pruebas al sistema de planificación sean llevadas a cabo con la siguiente periodicidad.

Tabla I. Pruebas recomendadas para el TPS.

Prueba	Periodicidad
Transferencia de datos (TAC, RMN, angiografía).	Trimestral
Aspectos dosimétricos: dosis puntual a	Semianual

diferentes profundidades ( $d_{\max}$ , 5 cm, 10 cm)	
Localización del TAC con el marco estereotáxico.	Trimestral
Respuesta de angiografía y TAC con el marco estereotáxico.	Trimestral
Fusión TAC-RMN	Trimestral
Alineación del blanco con el linac	Trimestral
Suma de arcos	Semianual

Fuente Schell Michael, *et al.* “*Stereotactic radiosurgery*” Report of task group 43, American Association of Physicist in Medicine (AAPM), Report No. 54 (1995).

La frecuencia de la prueba se modifica cuando hay actualización del TPS. Si se cambia el TPS, o equipo de adquisición de imágenes debe realizarse el control de calidad.

## **4. METODOLOGÍA UTILIZADA PARA EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOCIRUGÍA CON ACELERADOR LINEAL**

Los controles de calidad al sistema de planificación requieren de un maniquí en el cual se pueda verificar la respuesta del TPS ante situaciones ya conocidas (volúmenes a contornear, ubicación de los volúmenes respecto del marco estereotáxico, distancia entre puntos de los que se conoce su posición, etc.). Es necesario que lo planificado en el maniquí pueda reproducirse con este colocado en el acelerador y efectuar mediciones dosimétricas de manera que se pueda cuantificar y comparar la respuesta del acelerador con el TPS. Es ideal que el maniquí permita también verificar la fusión de imágenes TAC-angiografía y TAC-RMN. El precio de un maniquí oscila entre US\$ 6,500 y US\$ 18,000 (en moneda de los Estados Unidos de América), según los accesorios solicitados.

### **4.1 Maniquís comerciales para radiocirugía.**

#### **4.1.1 Lucy 3D QA Phantom**

El Lucy 3D QA *Phantom* (figura 16), de la empresa *Standard imaging*, para realizar control de calidad en transferencia de imágenes, dosimetría y fusión TAC/RMN y angiografía es una esfera de acrílico de 14 cm de diámetro, con marcadores radioopacos en una cavidad interna para acondicionar cámara de ionización, diodos, dosímetros termoluminiscentes, placas radiográficas o dosímetros en gel. La precisión espacial de este maniquí es de 0.1 mm.

Figura 15. Maniquí Lucy 3D QA *Phantom*

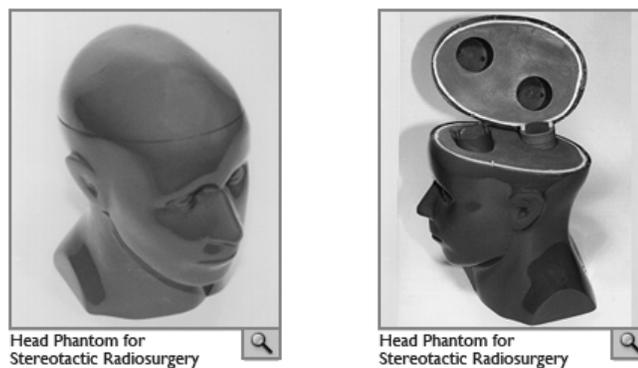


Fuente: [http://www.standardimaging.com/product\\_home.php?id=62](http://www.standardimaging.com/product_home.php?id=62)

#### 4.1.2 *Alderson Rando Head Phantom*

“Spherical phantom to check mechanical and dosimetric parameters of treatment units” (figura 17). Consiste en un maniquí homogéneo de agua seca, de forma esférica de 16 cm de diámetro. Se recomienda para verificar dosis por tratarse de una esfera homogénea. Se puede colocar cámara de ionización, cristales termoluminiscentes y placas radiográficas para el control de calidad dosimétrico.

Figura 16. Maniquí *Alderson Rando Head Phantom*

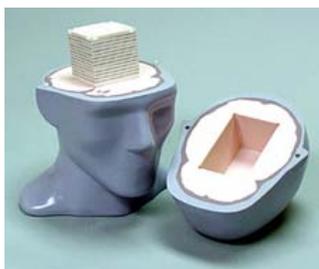


Fuente: [http://www.rsdphantoms.com/rt\\_linac.htm](http://www.rsdphantoms.com/rt_linac.htm)

### **4.1.3 Radiosurgery Head Phantom CIRS 605**

El CIRS 605 (figura 18) fue diseñado para mejorar la precisión en la verificación del plan de tratamiento de radiocirugía. Tiene forma craneal para verificación de dosis en 3D. Contiene un cerebro promedio, médula espinal, discos vertebrales y tejido blando. Se pueden colocar placas radiográficas y dosímetros en gel.

Figura 17. *Radiosurgery Head Phantom CIRS 605*



<http://anthropomorphicphantoms.com/RadiationTherapy/CIRS605.html>

### **4.1.4 RSVP phantom**

El RSVP (figura 19) es utilizado para una variedad de aplicaciones en radiocirugía, incluyendo control de calidad periódico y test de aceptación. Consiste de un reservorio con forma de cabeza, el cual puede llenarse con líquido, preferentemente agua. Indicado para utilizar dosímetros TLD y cámaras de ionización.

El Hospital MD Anderson presta el servicio de dosimetría postal, para lo cual envía un maniquí propio con cristales TLD, para ser irradiado en condiciones conocidas, funciona como dosimetría postal de dosis (Schedegger, D., p 35). Como característica de este servicio, el usuario debe llegar personalmente al MD Anderson para retirarlo del hospital (no se envía vía correo postal).

Figura 18. *Radiosurgery verification phantom.*



Fuente: [http://www.phantomlab.com/products/rsvp\\_head.php](http://www.phantomlab.com/products/rsvp_head.php)

#### **4.2 Diseño de un maniquí de bajo coste para control de calidad en radiocirugía**

Para llevar a cabo los controles de calidad con el TPS y en el acelerador, se utilizó un maniquí (figura 20), cuyo costo no superó Q. 500.00 (US\$ 70.00, setenta dólares de los Estados Unidos), precio muy por debajo de los maniqués comerciales presentados anteriormente.

El maniquí (A. Osorio, *et al*, 2009) fue fabricado en cera (material de fácil adquisición y manejo) de densidad  $1.002 \text{ gr/cm}^3$ ; inicialmente, era un paralelepípedo de 150 mm. x 180 mm. x 180 mm., las aristas fueron redondeadas. Se le hicieron tres agujeros para insertar cámara de ionización tipo *pin point*. La distancia entre cada uno de los agujeros es conocida, por lo que se puede verificar la resolución espacial de la TAC. Este maniquí se utilizó con TAC y con angiografía y se empleó para la planificación de tratamientos (control de calidad del TPS) y su verificación en el

acelerador. Se recomienda el uso de este maniquí para dosimetría relativa; si se utiliza para dosimetría absoluta, se debe determinar el factor de equivalencia cera-agua, cada vez que se utilice.

Figura 19. Maniquí de bajo coste diseñado para el control de calidad



### **4.3 Garantía de calidad en los equipos de radiocirugía**

La garantía de calidad de los equipos empleados en radiocirugía, es una evaluación continua de sus características funcionales, que influyen en la exactitud geométrica y dosimétrica de las dosis aplicadas a los pacientes.

El funcionamiento de los equipos puede variar abruptamente debido a desperfectos electrónicos, fallos de componentes o roturas mecánicas, o pueden cambiar lentamente debido al deterioro y envejecimiento de sus componentes. Por lo tanto, deben realizarse controles de calidad periódicos en todos los equipos y debe existir un monitoreo sistemático del mantenimiento preventivo y correctivo de los equipos de tratamiento y de medición. El fin de estos controles de calidad es garantizar que las características funcionales, definidas a partir de parámetros físicos establecidos durante la puesta en

servicio del equipamiento no presenten discrepancias significativas. Aunque un programa de garantía de calidad de radiocirugía es, sobre todo, un trabajo de grupo y las responsabilidades de ejecución de las distintas tareas debe ser dividida entre físicos médicos, dosimetristas, técnicos en radioterapia e ingenieros de mantenimiento de equipo hospitalario, el Reglamento de Seguridad y protección radiológica de Guatemala, en el artículo 94, indica que el control de calidad de radioterapia es responsabilidad de un profesional especialista en física médica.

El programa de garantía de calidad debe basarse en una investigación general de los parámetros del estado de referencia, definidos durante las pruebas de aceptación y puesta en servicio del equipamiento para su uso clínico. Los procedimientos y condiciones para dichas pruebas de aceptación se describen en diferentes publicaciones internacionales (Schell M.).

Las pruebas de control de calidad en radiocirugía con acelerador lineal, están asociadas a las pruebas efectuadas al acelerador lineal con la frecuencia correspondiente (diaria, mensual y anual), que se considera que inciden en el tratamiento de radiocirugía; de estas se pueden mencionar pruebas previas al tratamiento, mensuales y anuales.

Las pruebas previas al tratamiento incluyen aquellas que pudieran afectar seriamente la colocación del paciente y su ubicación del campo de irradiación (láseres por ejemplo), así como la dosis al paciente (constancia de la tasa de dosis absorbida en condiciones de referencia), y aspectos de seguridad. Estas pruebas deberán quedar anotadas en un libro, donde deberá anotarse la fecha, el nombre del físico que efectúa la prueba y los resultados de la misma.

Las pruebas mensuales pretenden verificar parámetros que tienen menor probabilidad de variación a lo largo del mes. Las pruebas anuales incluyen la

verificación de la constancia de parámetros determinados durante la puesta en servicio y chequeo mas controlado de parámetros medidos mensualmente.



## **5. RESULTADOS**

### **5.1 Protocolo de control de calidad en radiocirugía utilizando un maniquí de bajo coste**

Implementar un protocolo de garantía de calidad en radioterapia y, específicamente, radiocirugía, tiene restricciones que varían de una institución a otra, (por la carencia de todo el equipamiento necesario). Aspectos técnicos de radiocirugía incluyen precisión en la localización y posición del blanco durante la administración de los haces de radiación, dosimetría y seguridad del paciente.

En los tratamientos convencionales de radioterapia, la dosis prescrita se entrega en varias fracciones (dosis diarias entre 180 cGy y 250 cGy, entre 10 y 25 días). En el tratamiento de radiocirugía estereotáxica intracraneal, por lo general, toda la dosis se entrega en una sola fracción (dosis entre 1000 cGy y 1800 cGy). Por lo tanto, si la localización del volumen tumoral del paciente durante la administración del tratamiento es incorrecta, trae consecuencias irreparables al paciente. Con el objetivo de evitar este tipo de accidentes, los protocolos de garantía de calidad incluyen chequeos y pruebas específicas para radiocirugía.

En los tratamientos de radiocirugía con acelerador lineal, este debe cumplir con requisitos mecánicos para radiocirugía. En este sentido, el acelerador debe superar pruebas específicas en la determinación del isocentro mecánico, posición del isocentro de radiación, coincidencia campo radiante y óptico, posición y alineación de los láseres y horizontalidad y verticalidad de la camilla.

En el presente documento se proporcionan, fundamentalmente, recomendaciones para los aspectos físicos de calidad en los tratamientos de radiocirugía con acelerador lineal, y serán normalmente aplicadas por profesionales en Física Médica. Es importante resaltar que hay cuestiones muy importantes de garantía de calidad en radiocirugía, no incluidas en este documento y que deben ser tratadas específicamente por el médico radioterapeuta.

Es importante describir qué se entiende por calidad en radiocirugía y cuál es la calidad que se espera de un tratamiento de este tipo en la clínica que lo lleva a cabo, para que el mismo sea aceptable. También es necesario detallar cómo, una vez establecido un nivel de calidad en una institución, éste pueda mantenerse constante en el tiempo o cómo puede mejorarse según la experiencia adquirida.

La calidad en radiocirugía puede definirse como el conjunto de rasgos distintivos o características del proceso de la radiocirugía que repercuten en su capacidad para satisfacer las necesidades declaradas o implícitas del cuidado del paciente (Granados, C. E. *et al*, 1997).

En las “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación” (IAEA, BSS p 4) y el “Reglamento de Seguridad y protección radiológica” de Guatemala (Reglamento de Seguridad y protección radiológica, 1999), artículo 111, se establece la garantía de calidad en las exposiciones médicas. “Además de aplicar los requisitos pertinentes de garantía de calidad prescritos en otras partes de las normas, deberán establecer un amplio programa de garantía de calidad en las exposiciones médicas con la participación de expertos cualificados competentes en las disciplinas correspondientes, por ejemplo en Física médica, teniendo en cuenta los principios establecidos por la OMS y la OPS”.

“Los programas de garantía de calidad en las exposiciones médicas deberán incluir: a) mediciones de los parámetros físicos de los generadores de radiación; b) la verificación de los factores físicos y clínicos apropiados para el diagnóstico y tratamiento de los pacientes; c) la verificación de que la calibración y las condiciones de funcionamiento del equipo de dosimetría y vigilancia radiológica son las correctas”

La institución debe desarrollar un programa escrito de su sistema de garantía de calidad en radiocirugía. Este debe detallar los controles de calidad, incluyendo las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción.

#### **5.1.1 Determinación de tasa de dosis para campos pequeños utilizando método ionométrico**

La utilización de cámara de ionización en radiocirugía presenta una serie de requerimientos, entre estos, que el volumen de la cámara sea lo suficientemente pequeño, en comparación con el rango de partículas cargadas incidentes, de manera que no perturbe la fluencia del campo de partículas cargadas (Attix, F., 2004). Esto hace que sea necesario el uso de un detector con pequeño volumen sensible. De acuerdo con estas recomendaciones, la cámara utilizada fue una cámara de ionización PTW pin point, con volumen sensible ventilado de  $0.016 \text{ cm}^3$  y radio 1.45 mm. (figura 21).

Figura 20. Micro cámara utilizada para medir haces de radiocirugía



El maniquí de bajo coste, (sección 4.2) se utilizó para verificar el funcionamiento del MNPS; para tal fin, se le colocó el marco estereotáxico (figura 22), fijándolo con los “tornillos fijadores” correspondientes. La cámara de ionización se introdujo en uno de los agujeros del maniquí. Al maniquí con el marco colocado se le efectuó una TAC con cortes axiales de 1.25 mm. Después de obtener las imágenes tomográficas, sin retirar el marco estereotáxico del maniquí, se le colocaron los fiduciales y se efectuó un par radiográfico (para simular una angiografía). El resultado se utilizó para comprobar la correlación de la TAC-Par radiográfico (figura 23 y 24). La ubicación de diferentes puntos dentro del maniquí y el par radiográfico tuvo variaciones menores a 1 mm.

Figura 21. Marco estereotáxico colocado en el maniquí de bajo coste con fiduciales para TAC y para angiografía respectivamente.



Figura 22. Maniquí colocado en el tomógrafo.

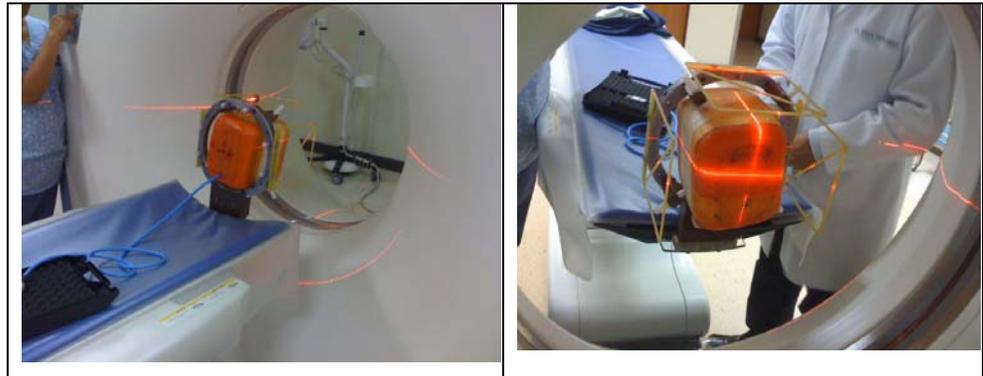
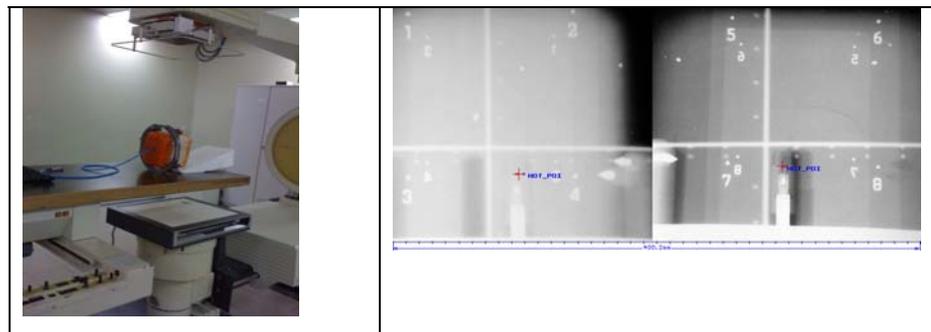
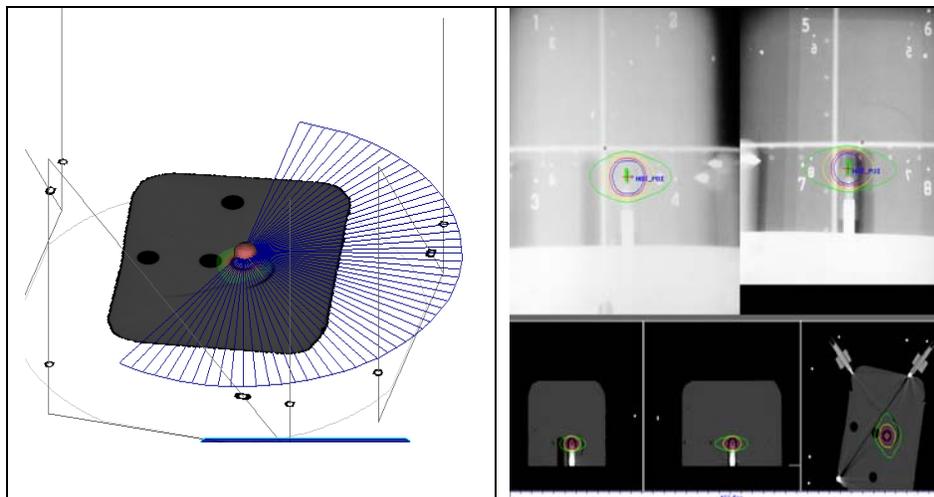


Figura 23. Par radiográfico efectuado con el maniquí



Se importaron las imágenes tomográficas y par radiográfico al MNPS, en el que se marcó el electrodo central de la cámara de ionización y la capa de equilibrio electrónico como volumen por irradiar. Se planificaron arcos para conos de 30mm, 27 mm, 24mm, 21 mm y 18 mm. (figura 25).

Figura 24. Arco planificado y distribución de isodosis en par radiográfico y cortes tomográficos



El maniquí se colocó en el acelerador en condiciones para irradiación, obtenidas con el MNPS. Se colocaron los planos cartesianos en el marco estereotáxico y se hicieron los desplazamientos correspondientes para la colocación del isocentro (figura 26).

Para verificar dosimétricamente el MNPS, las planificaciones efectuadas se reprodujeron en el acelerador. Con el maniquí colocado en posición de irradiación, se irradió la cámara de ionización y se midió la dosis. Las condiciones de irradiación se muestran en la tabla II. Para el cálculo de dosis fue necesario medir un factor de equivalencia de dosis en cera a dosis en agua; el factor medido fue de 1.0007.

Figura 25. Posicionamiento del isocentro en el acelerador lineal.



Tabla IIA. Condiciones de irradiación de la cámara de ionización, con un arco

Cono (mm)	Dosis cGy	Posición de camilla	Posición inicial del gantry	Arco barrido (grados)	Curva de isodosis	UM
30	250	180	0	200	95	349
27	250	180	0	200	95	356
24	250	180	0	200	95	364
21	250	180	0	200	95	371
18	250	180	0	200	90	401

Tabla IIB. Condiciones de irradiación de la cámara de ionización, cuatro arcos, con igual peso

Iso.	Cono (mm.)	Dosis cGy.	Posición de camilla	Posición inicial del gantry	Arco barrido (grados)	Curva de isodosis	UM
1	30	250	200	0	180	95	93
	30		160	180	180		93
	30		220	0	180		93
	30		140	180	180		93
2	27	250	200	0	180	95	94
	27		160	180	180		94
	27		220	0	180		94
	27		140	180	180		94
3	24	250	200	0	180	95	96
	24		160	180	180		96
	24		220	0	180		96
	24		140	180	180		96
4	21	250	200	0	180	95	98
	21		160	180	180		98
	21		220	0	180		98
	21		140	180	180		98
5	18	250	200	0	180	90	106
	18		160	180	180		106
	18		220	0	180		106
	18		140	180	180		106

Tabla IIC. Condiciones de irradiación de la cámara de ionización, cuatro arcos, con diferente peso

Iso	Peso	Cono (mm)	Dosis cGy	Posición de camilla	Posición inicial del gantry	Arco barrido (grados)	Curva de isodosis	UM
1	0.50	30	250	200	0	180	95	62
	0.50	30		160	180	180		62
	1.00	30		220	0	180		125
	1.00	30		140	180	180		125
2	0.50	27	250	200	0	180	95	63
	0.50	27		160	180	180		63
	1.00	27		220	0	180		127
	1.00	27		140	180	180		127
3	0.50	24	250	200	0	180	95	65
	0.50	24		160	180	180		65
	1.00	24		220	0	180		129
	1.00	24		140	180	180		129
4	0.50	21	250	200	0	180	95	66
	0.50	21		160	180	180		66
	1.00	21		220	0	180		132
	1.00	21		140	180	180		132
5	0.50	18	250	200	0	180	90	71
	0.50	18		160	180	180		71
	1.00	18		220	0	180		142
	1.00	18		140	180	180		142

Los resultados de la dosis medida en el acelerador se muestran en la tabla III:

Tabla No. IIIA Dosis medida en el acelerador lineal y dosis planificada para un arco (ver tabla IIA)

Cono (mm)	Dosis cGy	Curva de isodosis	Intervalo donde se espera la dosis	Dosis promedio medida cGy	Dentro de Intervalo?
30	250	95	[250, 263]	260.6±0.8	OK
27	250	95	[250, 263]	262.6±0.8	OK
24	250	95	[250, 263]	262.7±0.8	OK
21	250	95	[250, 263]	258.0±0.8	OK
18	250	90	[250, 278]	261.1±0.8	OK

Tabla No. IIIB Dosis medida en el acelerador lineal y dosis planificada para cuatro arcos, con pesos iguales (ver tabla IIB)

Cono (mm)	Dosis cGy	Curva de isodosis	Intervalo donde se espera la dosis	Dosis promedio medida cGy	Dentro de Intervalo?
30	250	95	[250, 263]	262.2±0.8	OK
27	250	95	[250, 263]	261.9±0.8	OK

24	250	95	[250,263]	261.7±0.8	OK
21	250	95	[250,263]	259.7±0.8	OK
18	250	90	[250,278]	263.5±0.8	OK

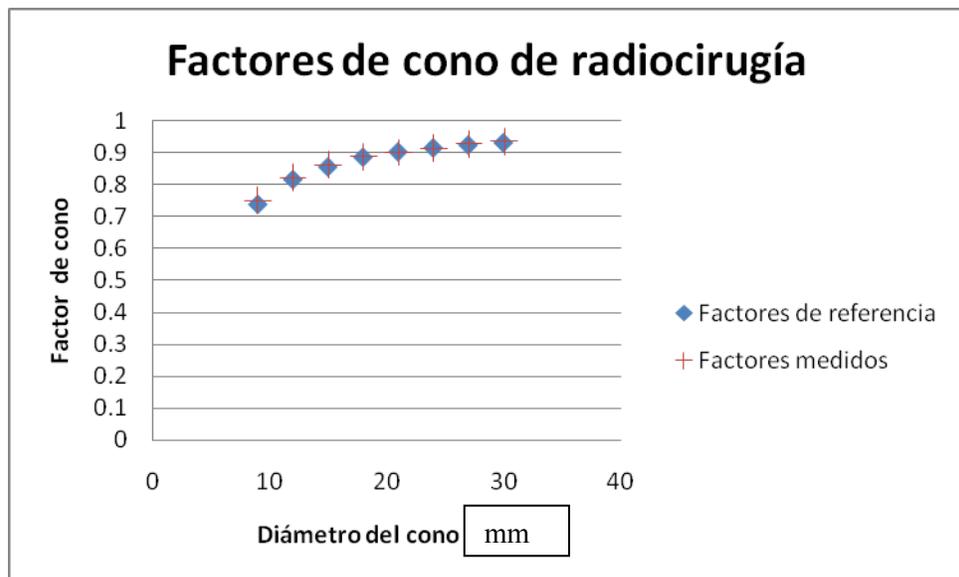
Tabla No. IIIC Dosis medida en el acelerador lineal y dosis planificada para cuatro arcos, con diferente peso (tabla IIC)

Cono (mm)	Dosis cGy	Curva de isodosis	Intervalo donde se espera la dosis	Dosis promedio medida cGy	Dentro de Intervalo?
30	250	95	[250,263]	256.0±0.8	OK
27	250	95	[250,263]	261.6±0.8	OK
24	250	95	[250,263]	260.7±0.8	OK
21	250	95	[250,263]	259.7±0.8	OK
18	250	90	[250,278]	261.3±0.8	OK

Con la cámara pin point se midieron los factores de cono. Para esto, se irradió la cámara con un campo de 10 cm. x 10 cm. a DFS 100 cm. y 1.5 cm. (profundidad del máximo de dosis para haces de fotones de 6 MV) de profundidad en agua, con 200 UM. Posteriormente, se colocaron los conos de 30 mm., 27 mm., 24 mm., 21 mm., irradiando la cámara a 200 UM con cada uno. Las lecturas obtenidas se normalizaron a la lectura

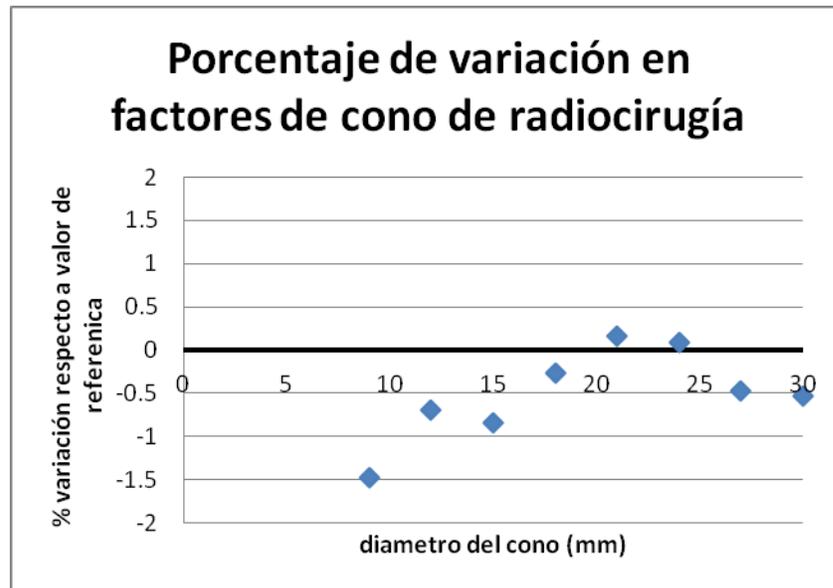
del campo de 10 cm. x10 cm, en las mismas condiciones de irradiación. Con estos datos se obtuvo el factor de cono (figura 27).

Figura 26. Factores de cono medidos con cámara de ionización.



Los porcentajes de variación de los factores de cono, respecto del valor de referencia se presentan en la figura 28. La tolerancia para los factores de cono es de  $\pm 2\%$ .

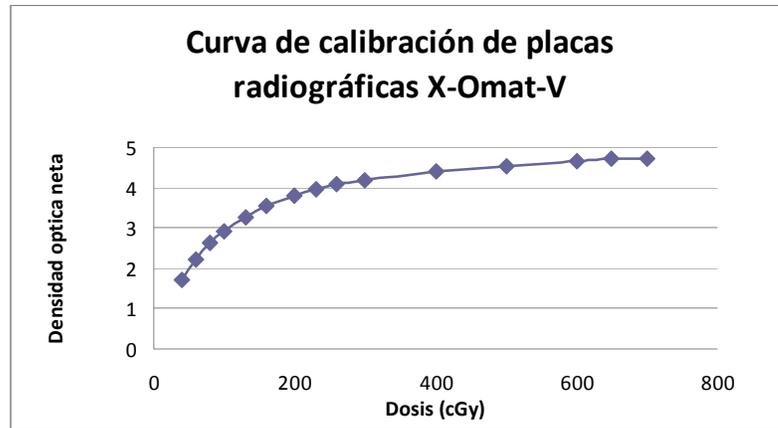
Figura 27. Porcentaje de variación en la determinación de factores de cono



### 5.1.2 Controles dosimétricos utilizando placas radiográficas

Placas radiográficas X-OMAT-V fueron utilizadas para dosimetría. Primeramente, se determinó la curva de calibración, para lo cual se irradiaron placas a diferentes dosis conocidas. Como medio dispersor se utilizaron placas de agua sólida para garantizar equilibrio electrónico. Las placas irradiadas se revelaron y se midió la densidad óptica (DO); los datos DO frente a las dosis fueron graficados para conocer la respuesta de las placas y su rango de trabajo (figura 29).

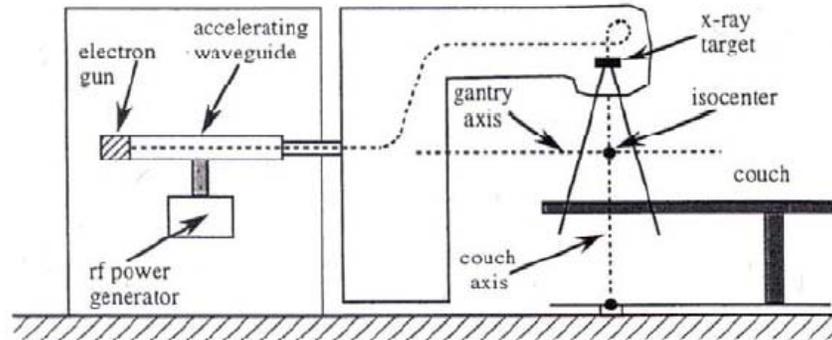
Figura 28. Curva de calibración de placas X OMAT V



### 5.1.3 Determinación del isocentro mecánico del acelerador lineal

La posición del isocentro mecánico (intersección de los ejes de rotación del colimador, gantry y camilla) se determinó para los ángulos de rotación del colimador, brazo y camilla (figura 30). Para determinar el eje de rotación del gantry, con este a un ángulo de  $180^\circ$  (posición vertical antero posterior del gantry para el acelerador clinac 1800 con que se trabajó), se colocó la punta de una aguja a la distancia fuente isocentro y se hace coincidir con el eje del retículo (*cross hair*). Con la luz de campo se observa la proyección de la coincidencia de la sombra de la aguja con el eje del retículo. Se gira el gantry a otras posiciones y se observa que la coincidencia de la aguja con el eje del retículo se repita. De no ser así, se ajusta la altura de la camilla, hasta que haya coincidencia entre estas proyecciones. Cuando ya no se observa variación entre estas proyecciones, esa es la posición del eje de rotación del gantry.

Figura 29. Esquema del isocentro de un acelerador lineal.



Fuente: PODGORSK, E. B, technical editor. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.** IAEA, Vienna 2005, Página 117

El eje de rotación de la mesa se determinó colocando una hoja de papel blanco en la camilla (verificando que esté nivelada) y a una distancia fuente superficie equivalente a la distancia determinada del eje de rotación del gantry (100 cm. para el acelerador con que se trabajó). Se proyecta en la hoja el eje del retículo y se señala con un marcador de punta fina este eje. Se gira la mesa a  $\pm 90^\circ$  y se marca el eje del retículo donde se observa variación. Se espera que la distancia máxima entre los puntos marcados no sea mayor a  $\pm 1.0$  mm.

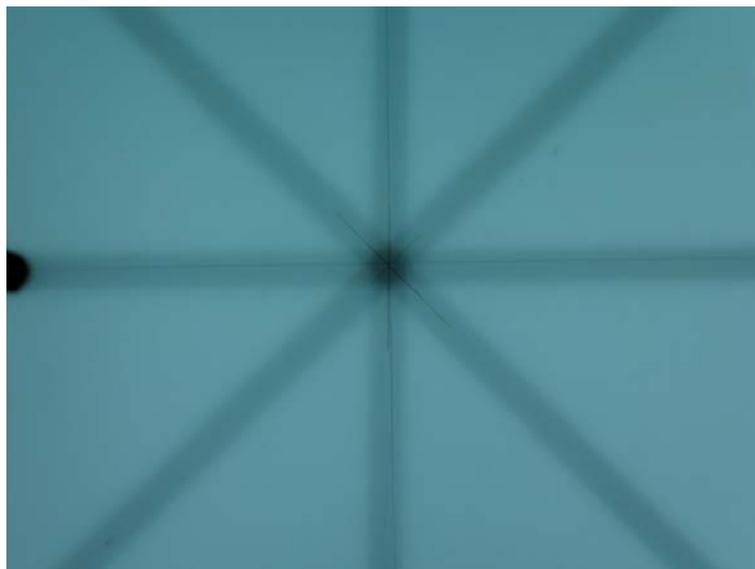
El eje de rotación del colimador se determinó con el gantry a  $180^\circ$ , camilla a distancia fuente isocentro en la que se proyectó el eje del retículo. Se giró el colimador  $\pm 90^\circ$  y se verificó que las distancias entre las proyecciones del eje del retículo al rotar el colimador fueran menores a  $\pm 1.0$  mm.

#### 5.1.4 Posición del isocentro radiante del acelerador lineal

Verificado el isocentro mecánico, se procedió a verificar la posición del isocentro radiante y correspondencia entre ambos. De acuerdo con la definición de isocentro, esta prueba se lleva a cabo en tres etapas, verificando el eje de rotación radiante del gantry, colimador y camilla de tratamiento.

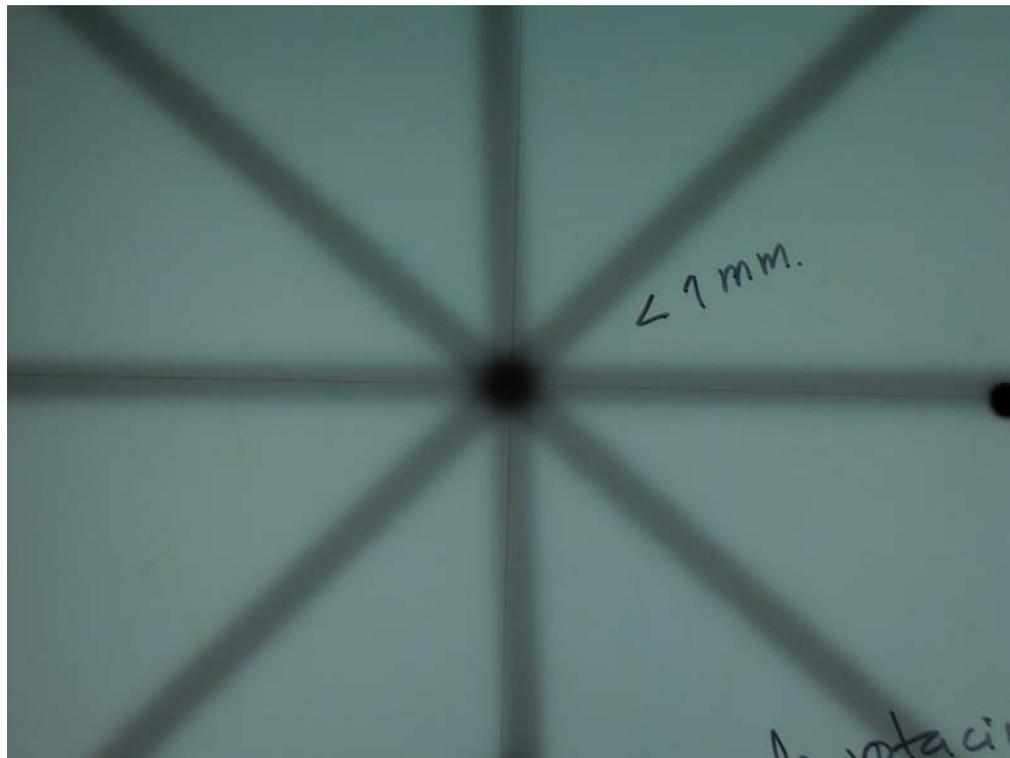
La determinación de rotación dosimétrica del gantry (figura 31) se llevó a cabo utilizando una placa radiográfica X OMAT V. Se colocó la placa en posición vertical (en medio de dos placas de agua sólida), con el eje de la placa paralelo al eje de rotación del gantry (la hoja en el plano de rotación del gantry). Con el cono de 9 mm. se irradió la placa en un arco de  $30^{\circ}$  a  $300^{\circ}$  con una dosis de 500 UM. El arco de irradiación quedó registrado en la placa radiográfica y se verificó que la posición del eje de rotación radiante del gantry, coincide con el eje mecánico de rotación de este.

Figura 30. Placa radiográfica utilizada para la determinación del eje de rotación radiante del gantry



El eje de rotación radiante de la camilla (figura 32) se determinó colocando una placa X OMAT V sobre dos centímetros de agua sólida en la camilla, a distancia fuente isocentro. Se localizó la proyección del eje del retículo (haciendo cuatro perforaciones en regiones lejanas al eje del retículo para localizar posteriormente este). Se le colocó a la placa radiográfica 2 cm. de agua sólida. Se colocó un campo de radiación de 30 cm. x 0.4 cm. Se colocó la camilla en ángulos desde 90° variando cada 10° hasta 270°, irradiando cada ángulo de la camilla con 30 UM. La intersección de todos los ángulos irradiados coincide en un centro, el cual es el eje de rotación del eje de la camilla.

Figura 31. Placa radiográfica utilizada para determinar el eje dosimétrico de rotación de la camilla



Para el eje de rotación del colimador se procede de igual manera que el eje de rotación de la camilla, pero en lugar de girar la camilla se gira el colimador.

### 5.1.5 Centrado de conos de radiocirugía

La verificación del centrado de los conos de radiocirugía se llevó a cabo utilizando el sistema de ubicación de isocentro de FiMe (base XYZ) con la esfera localizadora colocada en el isocentro (figura 33). Se irradiaron placas con cada uno de los conos y se verificó el centrado de la esfera con el campo radiante.

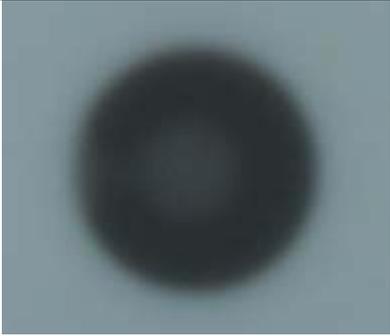
Figura 32. Sistema de ubicación de isocentro con esfera Localizadora ubicada en el isocentro



Las placas se irradiaron a distintos ángulos del gantry ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ ), se verificó el desplazamiento entre el campo de radiación y la proyección de la esfera para cada cono (Tabla IV).

Tabla IV. Proyección de esfera localizadora de isocentro en campos radiante de conos utilizados para radiocirugía. La región blanca corresponde a la esfera radioopaca, y las circunferencias negras a los campos de radiación.

Diámetro de cono (mm)	Imagen	Desviación
12		< 1mm.
15		< 1mm.
18		< 1mm.

21		< 1mm.
24		< 1mm.
27		< 1mm.



### **5.1.6 Posición de los láseres**

Los láseres se utilizan como método externo al acelerador lineal para ubicar el isocentro. Los láseres laterales (uno en cada pared lateral) forman un plano cartesiano y se intersectan en el isocentro. El láser frontal se intersecta con los otros dos, formando un sistema de ejes cartesianos en tres dimensiones. Se colocó una aguja en el isocentro y se observó que la proyección de los láseres quedaba sobre ésta. Con una hoja de papel se verificó que la superposición de los láseres laterales fuera no mayor que el espesor de los láseres.

### **5.1.7 Horizontalidad y verticalidad de la camilla**

Se colocó la camilla a distancia fuente isocentro. En esta posición se colocó un nivel digital; se desplazó la camilla de manera vertical  $\pm 20$  cm. y se verificó con el nivel que la variación era menor de  $1^\circ$ . El mismo procedimiento se llevó a cabo desplazando la camilla de manera lateral.

## 5.2 Resumen de las pruebas de control de calidad propuestas como parte del protocolo de calidad para radiocirugía

En los protocolos de control de calidad en radiocirugía se presentan pruebas que dependen del equipamiento de medición disponible en la clínica donde se lleva a cabo el procedimiento. Este equipamiento consiste en equipos de medición: cámaras de ionización, electrómetros, diodos, dosímetros termoluminiscentes, maniquís para radiocirugía, placas radiográficas, densitómetro, escáner de transmisión, entre otros; de tal manera que la implementación de un protocolo internacional de garantía de calidad resulta una práctica onerosa.

En la tabla V se presentan las pruebas que se proponen para control de calidad en radiocirugía utilizando un maniquí de bajo coste, cámara pin point, electrómetro, placas radiográficas y densitómetro. La tolerancia también se indica para cada una de estas pruebas.

Tabla V. Tolerancia de las pruebas al acelerador lineal

Florencia, María. Aseguramiento de calidad en tratamientos de Radiocirugía estereotáxica, Universidad Nacional de la Plata, Argentina, Tesis de Licenciatura en Física Médica, página 27

Prueba	Tolerancia en radiocirugía
Determinación del isocentro mecánico del LINAC.	1 mm.
Posición del isocentro de radiación	1 mm.
Posición y alineación de los láseres	$<\pm 1$ mm.
Horizontalidad y verticalidad de la camilla	$< 1$ mm.

Tabla VI: Control de calidad al sistema de radiocirugía.

Fuente Schell Michael, *et al.* "Stereotactic radiosurgery" Report of task group 43, American Association of Physicist in Medicine (AAPM), Report No. 54 (1995).

Prueba	Periodicidad
Transferencia de imágenes del tomógrafo al sistema de planificación.	Trimestral
Localización espacial en la TAC con marco estereotáxico	Semestral
Localización espacial con angiografía	Semestral
Ubicación de un blanco en la TAC	Trimestral
Alineación del blanco en el clinac	Trimestral
Factores de cono	Semestral
a) Evaluación de arcos en el acelerador	Trimestral

Las frecuencias de las pruebas son orientativas, estas deben ser efectuadas también cuando haya actualización del software.

Tabla VII. Control de calidad del acelerador lineal

Fuente: Organismo Internacional de Energía Atómica. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Teedoc 1151, Junio 2000.

Frecuencia	Prueba	Tolerancia
Previo al Tratamiento	Seguridad:	
	Luces de seguridad en la puerta de entrada del búnker	Funcionando
	Luces en el panel de control	Funcionando
	Luces de irradiación	Funcionando
	Sistemas de visualización del paciente	Funcionando
	Interruptor de radiación de acceso al bunker	Funcionando
	Interruptor de radiación en el panel de control	Funcionando
	Interrupción por UM	Funcionando
	Verificación de ambas monitoras	Funcionando
Mecánicos		
	Láseres	1 mm.
	Telémetro	1 mm.
	Eje de rotación del gantry	1 mm.
	Eje de rotación de la camilla	1 mm.
	Dosimétricos: Constancia de la tasa de dosis	3%
	Inicio y final de rotación del gantry	±1 grado
Mensual	Seguridad	
	Indicadores angulares del gantry	±1 grado
	Verticalidad del eje luminoso	1 mm.
	Dosimétricos	
	Constancia de tasa de dosis de referencia	2%
	Constancia de la calidad del haz	2%
Anual	Dosimétricos	
	Constancia de dosis de referencia	2%
	Constancia de factores de cono	2%
	Perfiles de conos	2%

Dependencia de la dosis de referencia con la tasa de dosis	2%
Constancia de la dosis de referencia con la angulación del gantry	2%
Modo rotacional	Funcionando



## CONCLUSIONES

1. Los maniquís comerciales utilizados en radiocirugía, utilizan para la medición de dosis de radiación, cristales termoluminiscentes. En el presente trabajo se midió la dosis con cámara de ionización, por lo que los maniquís comerciales no eran de utilidad para ser utilizados con este sistema de medición.
  
2. Se utilizó un maniquí de bajo coste (A. Osorio *et al*, 2009), con el cual se simularon todas las etapas de tratamiento de un paciente de radiocirugía y se cuantificaron las variaciones que se pueden medir para cada una de ellas. Entre las más relevantes se mencionan:
  - 2.1 Se verificó la adecuada fusión TAC-angiografía la cual tuvo una precisión menor a 1 mm y es reproducible.
  
  - 2.2 Se comprobó la respuesta dosimétrica de casos planificados con el MNPS y la medición directa del haz en el acelerador lineal.
  
3. La cámara de ionización *pin point*, por ser de dimensiones pequeñas, está indicada para la dosimetría de haces de radiación utilizados en radiocirugía, ya que el volumen es lo suficientemente pequeño, en comparación con el rango de partículas cargadas incidentes, de manera que no perturba significativamente la fluencia del campo de partículas cargadas

4. Las placas radiográficas X OMAT V, pueden ser utilizadas para la determinación del eje dosimétrico de rotación del gantry, colimador y camilla y verificación del haz de radiación de cada uno respecto del isocentro.
  
5. Las pruebas propuestas como parte del protocolo de calidad en radiocirugía, fueron efectuadas para el desarrollo del presente trabajo, por lo que se garantiza la reproducibilidad de las mismas utilizando el maniquí de bajo coste.
  
6. La adaptación de los protocolos de calidad de radiocirugía propuestos por la AAPM o de la ESTRO, debe llevarse a cabo en función del equipo de medición con que se cuenta en las instalaciones donde se hace radiocirugía.

## RECOMENDACIONES

1. Efectuar controles dosimétricos de campos pequeños con placas radiográficas, dosímetro termoluminiscente o Método Montecarlo, como método de redondeo para confirmar los resultados obtenidos y con maniqués comerciales.
2. Redactar un protocolo de control de calidad para radiocirugía que incluya aspectos clínicos.
3. Contratar el servicio de dosimetría postal para intercomparar las dosis medidas por el usuario utilizando un maniquí de bajo coste.
4. Comparar los resultados obtenidos en este trabajo, con un maniquí comercial, para determinar el alcance de este maniquí de bajo coste.
5. Revisar periódicamente que la utilización de este maniquí continúa invariable y puede continuarse utilizando como medio alternativo (en costo) para el control de calidad en radiocirugía.
6. Sugerir al Organismo Internacional de Energía Atómica, el patrocinio para elaborar un protocolo de control de calidad en radiocirugía adaptable a las necesidades de los países americanos.



## REFERENCIAS

1. A. Osorio, M. Ortega, E. Hernández, L. Ureta “Elaboration and commissioning of a phantom for quality control in a linac based stereotactic radio surgery system”, International Conference on Advances in Radiation Oncology (ICARO) 27-29 April, Vienna , Austria
2. Agencia de evaluación de tecnología sanitaria (AETS). Radiocirugía estereotáxica: Indicaciones y situación en España. 1997.
3. Andrés Santa María *et al.* “Radiocirugía en el manejo de Malformaciones arteriovenosas cerebrales” Revista peruana de Neurocirugía. Vol 1, No. 2, Junio 2006.
4. C. E. Granados *et al.* Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia. Hospital central de Asturias. 1997. p. 1
5. Chang Ta-Chen *et al.* “Stereotactic irradiation for intracranial arteriovenous marformation using stereotactic radiosurgery or hypofractionated stereotactic radiotherapy”. I. J. Radiation Oncology, Biology, Physics, Volume 60, number 3, 2004.
6. Del Valle Robles, Ramiro, *et al.* Radiocirugía: parámetros de control de calidad. Gac. Méd. Méx. Vol 139 No 6, 2003.
7. Djouguela A. “Film dosimetry physical aspects, working conditions and applications in modern radiotherapy” Master thesis, University of Oldenburg 2005. p. 9

8. Hernández, E. “Puesta en servicio de un sistema de planificación computarizado TPS, para planificar tratamientos de radioterapia. (Aspectos dosimétricos)”;
- trabajo de periodo de investigación, Doctorado en Física y Matemática, Universidad de Extremadura 2008-2010. Fecha de presentación 15 de septiembre de 2009.
9. Hernández, E. Revisión de primeros 50 casos de radiocirugía en la clínica de radioterapia La Asunción, 2011.
10. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, “Absorbed dose determination in external beam radiotherapy” TRS 398, 2000.
11. Internacional Atomic Energy Agency. Internacional Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of RAdiation Sources. Safety Series No. 115. 1996
12. Jackie, Wessels *et al.* “Quality of coverage: Conformity measures for stereotactic radiosurgery” Journal of applied clinical medical physics, Volume 4, number 4, fall 2003
13. Jones Jesse *et al.* “Advances in the radiosurgical treatment of large inoperable arteriovenous malformations”. Neurosurg. Focus/Volume 23/December, 2007.  
Lorenzoni Jose. Radiocirugía Esteretáctica y Radioterapia estereotáctica fraccionada e ntratamiento de patologías intracraneanas. Revista Chilena de neurocirugía. 27:13-26, 2006.
14. MARTÍNEZ, L., *et al.* Cálculo del número CT de un material a partir de su densidad y composición química. Aplicación en radioterapia. Revista de Física Médica 2005; 6(3): 236-241
15. Matthew D Smyt, *et al.* “Stereotactic radiosurgery for pediatric intracranial arteriovenous malformations: the University of California at San Fancisco experience. J. Neurosurg 97:48-55, 2002.

16. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. IAEA-TECDOC-1151, Junio de 2000. p. 8
17. Paddick Ian, “A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans” J Neurosurg./(suppl 3)/Volume 93/December, 2000
18. Pedroso Alessandra *et al.* “Novalis shaped beam radiosurgery of arteriovenous malformations”. J Neurosurg./(suppl 3) 101:425-434, 2004
19. Reglamento de seguridad y protección radiológica de la ley para el control, uso y aplicaciones de radioisótopos y radiaciones ionizantes. Guatemala 1999. Artículo 111.
20. Robayana B. *et al* “Evaluación de equipos en radiocirugía estereotáxica”, Hospital Universitario de Canarias, España.
21. Scheidegger Danyel, “Desenvolvimento de um phantom para o controle de qualidade de radiocirurgia esterotáxica em aceleradores lineares”, Tesis de maestría, Centro Federal de Educação tencnológica de Paraná, Brasil. 2004. pagina 6
22. Schell. Michael, F. J Bova, D. A. Larsson, D. Leaviu, W. Lutz, E B. Podgorsak, A. Wu “Stereotactic radiosurgerury” Report of task Group 43, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Report No. 54 (1995).



## BIBLIOGRAFÍA

1. A. Osorio, M. Ortega, E. Hernández, L. Ureta. "Elaboration and commissioning of a phantom for quality control in a linac based stereotactic radio surgery system", International Conference on Advances in Radiation Oncology (ICARO) 27-29 April, Vienna , Austria.
2. Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias, "Radiocirugía Estereotáctica: Indicaciones y situación en España", 1997.
3. Attix, Frank Herbert. "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
4. Centro de investigación y de estudios avanzados del I.P.N. "Guía técnica para la elaboración de manuales de procedimientos" pp 37.
5. Colomer , M., *et al.* Control de calidad de equipos de TC para radioterapia Guía practica. Revista de Física Médica 2005; 6(1): 37-45.
6. Chang Ta-Chen *et al.* "Stereotactic irradiation for intracranial arteriovenous marformation using stereotactic radiosurgery or hypofractionated stereotactic radiotherapy". I. J. Radiation Oncology, Biology, Physics, Volume 60, number 3, 2004.
7. Danciu, Claudia *et al* "Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beams", Med. Phys. 28 (6), june 2001
8. De Salles and Goetsch, Stereotactic Surgery and Radiosurgery, Medical Physics Publishing, (1993).
9. Del Valle Robles, Ramiro *et al* "Radiocirugía: parámetros de control de calidad", Gac Méd Méx Vol 139 No. 6, 2003

10. Djouguela A. "Film dosimetry physical aspects, working conditions and applications in modern radiotherapy" Master thesis, University of Oldenburg 2005.
11. ESTADÍSTICAS SANITARIAS MUNDIALES. Diez cuestiones estadísticas de especial interés en salud pública mundial, parte 1. 2007.
12. EUROPEAN SOCIETY FOR RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY, Quality assurance of treatment planning Systems practical examples for non-imrt photon beams. First edition, 2004.
13. Eben Alexander, *et al*, Stereotactic Radiosurgery, Mc Graw Hill, (1993).
14. Faw. Fred *et al* "Further investigations of physical aspects of multiple field radiation therapy" , Radiation branch, National Cancer Institute, Bethesda, Maryland, January, 1970.
15. Guzmán Calcina, Carmen "Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementacao de um sistema postal de controle da qualidade na radiocirurgia", tesis de maestria, Universidad de Sao Paulo, Brasil (2006).
16. International Atomic Energy Agency. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series No. 115. 1996.
17. International Atomic Energy Agency. Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning Systems. IAEA-TECDOC-1540, april 2007.
18. International Atomic Energy Agency, "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy" TRS 398, 2000.

19. Internacional Atomic Energy Agency, Commissioning and quality assurance of computerized planning Systems for radiation treatment of cancer. TRS 430, IAEA 2004.
20. Jackie, Wessels *et al.* “Quality of coverage: Conformity measures for stereotactic radiosurgery” Journal of applied clinical medical physics, Volume 4, number 4, fall 2003.
21. Jones Jesse *et al.* “Advances in the radiosurgical treatment of large inoperable arteriovenous malformations”. Neurosurg. Focus/Volume 23/December, 2007.
22. Johns HE, Cunningham JR, The Physics of Radiology, Springfield Illinois C.C. Thomas Publisher, (1983).
23. JORNET I SALA, NÚRIA. Detectores de semiconductor: calibración y aplicaciones a la dosimetría en vivo en pacientes sometidos a tratamientos con radioterapia externa. Universidad Autónoma de Barcelona, Tesis doctoral, julio 2001.
24. Karlsson Bengt *et al.* “Calculation of isoeffective doses and the  $\alpha/\beta$  value by comparing results following radiosurgery and radiotherapy for arteriovenous malformations of the brain. J. Neurosurg./Volume 105/December, 2006.
25. Karlsson Bengt *et al.* “Long-term results after fractionated radiation therapy for large brain arteriovenous malformations”. Neurosurg./Volume 57/Number 1/July 2005.
26. Lorenzoni Santos, José “Radiocirugía estereotáxica y radioterapia estereotáxica fraccionada en el tratamiento de patologías intracraneanas”, Revista chilena de neurocirugía 27:13-26, 2006.
27. 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).

28. Lliso Valverde F., Un método práctico para la realización de los controles periódicos del sistema de planificación. *Revista de Física Médica* 2003; 4:82: 9: 87-91.
29. Mainegra-Hing, E. *et al.* Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water. NRC Canadá, 2004.
30. Manual de usuario, MNPS, de MEVIS, actualizado 2010.
31. Martínez, L., *et al.* Cálculo del número CT de un material a partir de su densidad y composición química. Aplicación en radioterapia. *Revista de Física Médica* 2005; 6(3): 236-241
32. Matthew D Smyt, *et al.* “Stereotactic radiosurgery for pediatric intracranial arteriovenous malformations: the University of California at San Francisco experience. *J. Neurosurg* 97:48-55, 2002.
33. Michael S, Stereotactic Surgery, American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics, (1993).
34. Nicoletta J, *et al* “Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning” *Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol 55, No. 5 pp 1409-1419, 2003.
35. Organismo Internacional de Energía Atómica. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. IAEA-TECDOC-1151, junio de 2000.
36. Organismo Internacional de Energía Atómica. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. TRS 398, Viena 2005.

37. P. Ortiz, J.M. Cosset, O. Homberg, J.C. Rosenwald, P. Dunscombe; “Preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies”, ICRP ref:32/147/07.
38. Paddick Ian, “A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans” J Neurosurg./(suppl 3)/Volume 93/December, 2000.
39. Pedrosa Alessandra et al. “Novalis shaped beam radiosurgery of arteriovenous malformations”. J Neurosurg./(suppl 3) 101:425-434, 2004.
40. Plazas MC, Exploitation Qualitative et Quantitative de la Dosimetrie 3-D pour la Planification Conformationnelle des Irradiation Intracarniennes en Radiochirurgie, Universite Paul Sabatier de Toulouse, (1993).
41. PODGORSK, E. B, the technical editor. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. IAEA, Vienna 2005.
42. PTW Freiburg Manual Ping Point TM ION CHAMBER TYPE T31006.
43. Reglamento de seguridad y proteccion radiológica de la ley para el control, uso y aplicaciones de radioisótopos y radiaciones ionizantes, Guatemala.
44. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio de 1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, Reino de España.
45. Santa María, Andrés et al “Radiocirugía estereotáctica: El bisturí invisible”, Revista “Diagnóstico” vol 44 No. 4, octubre-diciembre 2006.
46. Shaw E, *et al* “Radiation therapy Oncology group: Radiosurgery quality assurance guidelines.” Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 27:1231-1239 (1993).
47. Scheidegger Danyel, “Desenvolvimento de um phantom para o controle de qualidade de radiocirurgia esterotáxica em aceleradores lineares”, Tesis de

48. Schell. M., F. J Bova, D. A. Larsson, D. Leaviu, W. Lutz, E B. Podgorsak, A. Wu “Stereotactic radiosurgerury” Report of task Group 43, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Report No. 54 (1995).
49. Simon Primo, Joseph “Commisioning filter modulators from radiotherapy through radiographic films”, Tesis de maestría, Comisiòn Nacional de Energía Atómica, Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Argentina (2007).
50. SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MÉDICA. Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes.
51. Talha Abadía, Siddig Abdalla. “Development of semi-empirical equations for In.water dose distribution using Co-60 beams” Thesis of Master of Science in Physics, Department of physics, Faculty of science, University of Khartoum, August 2001.
52. TASK GROUP 45, AAPM, report No. 47, AAPM code of practice for radiotherapy accelerators. Med. Phys. Vol 21, july 1994.
53. TASK GROUP No. 65, AAPM report No. 85. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. August 2004.

## Anexo 1

### Corrección por magnitudes de influencia

Fuente: International Atomic Energy Agency, “Absorbed dose determination in external beam radiotherapy” TRS 398, 2000

#### Presión, temperatura y humedad

Como todas las cámaras recomendadas en este informe son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Deberá aplicarse el factor de corrección para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia. P y T son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medida, y P<sub>0</sub> y T<sub>0</sub> son los valores de referencia, generalmente de 101.3 kPa y 20°C.

$$K_{PT} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P}$$

La temperatura del aire en la cavidad de la cámara se tomará como la existente en el maniquí, que deberá ser medida, esta no es necesariamente igual a la temperatura del aire circundante.

Si el coeficiente de calibración está referido a una humedad del 50% y se utiliza en una humedad relativa entre el 20% y el 80%, no es necesario corregir por humedad. Si el coeficiente de calibración está referido al aire seco, entonces deberá aplicarse un factor de corrección k<sub>h</sub>.

### **Efecto de polaridad del electrómetro**

Deberá comprobarse siempre en la puesta en servicio, el efecto en la lectura de la cámara al utilizar tensiones de colección de polaridades diferentes. Para la mayoría de los tipos de cámaras, el efecto será despreciable. El factor de corrección se calcula utilizando la siguiente expresión:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente, y  $M$  es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa).

### **Recombinación de iones**

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección  $k_s$ . Tienen lugar dos efectos independientes: i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y, por consiguiente, de la tasa de dosis; y ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada.

Para haces pulsados, se recomienda que el factor de corrección  $k_s$  se calcule utilizando el método de dos tensiones. Este método supone una dependencia lineal de  $1/M$  con  $1/V$  y utiliza los valores medidos de las cargas colectadas  $M_1$  y  $M_2$  con las tensiones  $V_1$  y  $V_2$ , respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación.  $V_1$  es la tensión de colección normal de trabajo y  $V_2$  es una tensión inferior; idealmente

la razón  $V_1/V_2$  debería ser igual o mayor que 3. El factor de corrección por recombinación  $k_s$  se obtiene a partir de:

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

Donde las constantes  $a_i$  están tabuladas en tablas en la bibliografía revisada (18).

En haces de radiación continua, como la radiación gamma del Co-60 también puede utilizarse el método de las dos tensiones, obteniéndose el factor de corrección mediante la relación:

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)}$$

No se recomienda medir el efecto de la recombinación de iones para rayos X de baja energía en una cámara de ionización planoparalela mediante el cambio de la tensión de colección. La recombinación es normalmente despreciable y cambiar la tensión de colección, probablemente, deforme la ventana, y produzca un cambio en la respuesta que excede cualquier efecto de recombinación.

### **Corrientes de fuga en la cámara**

Las corrientes de fuga están presentes y son un desafío difícil de resolver en el diseño de sistemas dosimétricos basados en cámaras de ionización. Sus efectos pueden ser minimizados con electrodos de seguridad, cables triaxiales de bajo ruido y electrómetros sofisticados. Las corrientes de fuga caen en tres categorías:

- Corriente de fuga intrínseca (oscura);
- Corrientes de fuga inducidas por radiación;
- Estrés mecánico inducido en los cables.

En cámaras de ionización bien diseñadas, las corrientes de fuga son como máximo de dos órdenes de magnitud menor que la señal medida inducida por el haz de radiación.

### **Corrección por calidad del haz**

Idealmente, el coeficiente de calibración de una cámara de ionización debería medirse para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. Sin embargo esto no se puede hacer en la mayoría de los laboratorios de calibración.

La calidad normalmente usada de haz de referencia para asignar coeficientes de calibración es la radiación gamma del Cobalto 60. Evidentemente, esta no es la calidad del haz del usuario, y un cambio en la calidad del haz de referencia,  $Q_0$ , utilizado para calibrar la cámara de ionización, se puede tratar también como una magnitud de influencia. Las medidas que se hagan en calidades de radiación diferentes a las de referencia,  $Q_0$ , requieren un factor de corrección.

Cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad  $Q$ , diferente a la calidad  $Q_0$  empleada para su calibración, la dosis absorbida en agua viene dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde el factor  $k_{Q,Q_0}$  corrige por los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia,  $Q_0$ , y la calidad real del usuario,  $Q$ .

Los valores de  $k_{Q,Q_0}$  están publicados en los diferentes protocolos de calibración en términos de dosis absorbida en agua existentes (18).

## **Apéndice 2**

### **Incertidumbres**

Al expresar el resultado de la medida de una magnitud física es obligatorio proporcionar alguna indicación de la calidad del mismo, de forma que quienes lo vayan a utilizar puedan valorar su fiabilidad. Sin dicha indicación, los resultados de las medidas no se pueden comparar ni entre ellos ni con valores de referencia dados en especificaciones y/o normas. Es, por lo tanto, necesaria la existencia de un procedimiento consensuado, fácilmente comprensible e implementable para caracterizar la calidad del resultado de una medida, esto es, para evaluar y expresar su incertidumbre.

Bastará aceptar que las medidas se hacen siempre con instrumentos y métodos defectuosos para que esta simple observación sirva de fundamento a todo lo que sigue. Si hubiera defectos pero pudiesen ser «perfectamente» conocidos sería como si no existiesen, pues aunque un instrumento defectuoso, utilizado con un método defectuoso, proporcione una lectura errónea, conocido su defecto y corregida la lectura, la medida quedaría libre de error.

Sin embargo, salvo en análisis extremadamente elementales, esta manera de razonar no sirve, porque el error se define como la diferencia entre el valor medido y el valor «verdadero», y es evidente que no se conoce de antemano el valor verdadero, pues de otro modo ¿para qué medir? Eso lleva a que el error tampoco pueda conocerse. Lo que, en sentido contrario, significa que la posibilidad de error se considera inevitable, incluso para medidas corregidas con mucho cuidado.

El concepto de incertidumbre se hace más sencillo al considerar la medida como un proceso en el que los resultados siempre necesitan corrección pues la corrección que debe aplicarse a cualquier medida exige ser medida a su vez.

Dependiendo del método empleado para su determinación numérica, las componentes de la incertidumbre de medida pueden agruparse en dos categorías:

a) las que se estiman mediante procedimientos estadísticos, a las que se propone denominar de tipo A,

b) las que se aprecian por otros métodos, a las que se sugiere denominar de tipo B.

En la mayor parte de los casos, un mensurando  $Y$  no se puede medir directamente, sino que depende de  $N$  magnitudes medibles  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , mediante una función  $f: Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$

### **La medida directa**

Aunque en rigor, la descripción completa de la medida deba hacerse siempre partiendo de la ecuación  $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$ , a beneficio de la claridad de exposición, conviene introducir el concepto ideal de «medida directa» o simple. Se entiende como tal la que se obtiene con un instrumento único, graduado en unidades de la magnitud de salida. Esta es una noción sólo relativamente sencilla, como se verá enseguida y debe interpretarse de la siguiente manera: Una medida directa se compone de lecturas, correcciones e incertidumbre. Cada una de estas componentes merece un comentario.

a) Las lecturas: tanto si el instrumento es analógico como si es digital, debe dar un resultado «bruto» expresado en las unidades SI de la magnitud que se esté midiendo. Cualquier otra posibilidad debe ser previamente reducida a este caso y en lo que sigue se supondrá siempre que todo lo que se afirme, lo mismo acerca de las lecturas, de las correcciones o de las incertidumbres, está referido a las unidades adecuadas.

b) Las correcciones: todo instrumento es defectuoso, si uno se hace suficientemente exigente. Lo que se necesita es conocer la magnitud del defecto y corregir la lectura en

consecuencia. Este enfoque es más general y por tanto tiene ventajas sobre sus alternativas. En especial, resulta más potente considerar correcciones de valor nulo, cuando convenga, que distinguir entre lecturas que necesitan corrección y lecturas que no la necesitan. Y, mejor todavía, esto permite soslayar toda discusión innecesaria acerca de este punto puesto que, a efectos prácticos, tanto da una corrección nula como una corrección tan pequeña que no merezca ser introducida en los cálculos.

De todos los índices posibles para describir la dispersión de los resultados, se hará uso de la varianza. Para centrar ideas, se recuerdan muy brevemente las definiciones, a través de sus fórmulas de cálculo, de ambas magnitudes.

Sea un conjunto de resultados:  $x_{11}, x_{12}, \dots, x_{1n}$

El valor medio aritmético es:  $m = (x_{11} + x_{12} + \dots + x_{1n})/n$  (2)

La varianza:  $V = ((x_{11}-m)^2 + (x_{12}-m)^2 + \dots + (x_{1n}-m)^2)/(n-1)$

Los conceptos a que responden estos indicadores del valor central y de la dispersión, así como estas fórmulas para obtenerlos, son independientes de la forma de las funciones de densidad a las que se parezcan los histogramas de la muestra de  $n$  resultados a que se refieren. Se desea definir la incertidumbre mediante un intervalo de valores de la misma clase de magnitud que el mensurando. Hay que empezar por obtener la raíz cuadrada de la varianza. Así se obtiene la llamada desviación típica muestral,  $s = \sqrt{V}$ . De esta información se pasa a obtener una cota superior de la corrección que no se hace.

En términos de probabilidades, el problema está resuelto para muestras de tamaño  $n$ , siempre que se trate de resultados de los que se sepa con certeza que proceden de distribuciones normales. Al haber tomado la media aritmética de las  $n$  lecturas como el mejor estimador del resultado, conviene adoptar como incertidumbre típica,  $u_x$ , la desviación típica de dicho estimador, o desviación típica de la media.

## **El tratamiento no estadístico**

Para estimar el mejor resultado cuando la magnitud no se obtiene mediante repetición de lecturas, ni en la propia medición, ni en el método usado para estimarla, la varianza debe ser estimada mediante razonamientos que se basen en toda la información relevante que se posea acerca de la posible variabilidad de la magnitud en cuestión.

Esta información puede provenir de datos de mediciones anteriores, del conocimiento de la forma de comportarse los materiales o los instrumentos de medida, de los manuales de funcionamiento escritos por los fabricantes de los equipos, de los datos proporcionados por la calibración o la verificación del instrumento y contenidos en un certificado confiable, así como de los valores de la incertidumbre establecido en las tablas para las constantes universales o específicas que deban usarse. Por comodidad, a veces se llama a la incertidumbre típica  $u$ , estimada de esta manera, incertidumbre típica del tipo B, pero no hay «tipos» de incertidumbre, hay diferentes modos de estimarla.

Básicamente, las incertidumbres de tipo B se obtienen de dos maneras diferentes: la primera corresponde a magnitudes que son conocidas por mediciones completas y confiables hechas en otros talleres o laboratorios. Ya que estos resultados se han estimado siguiendo las mismas reglas que se manejan aquí, su resultado debe darse como un estimador del resultado, acompañado de una incertidumbre expandida, es decir, de una incertidumbre típica, multiplicada por un factor  $k$ , que debe estar indicado explícitamente en este primer caso, no hay más que tomar la incertidumbre expandida y dividirla por  $k$  para recobrar la incertidumbre típica, con lo que el problema está resuelto. Un caso típico de lo anterior es la corrección aplicable a las medidas de un instrumento, obtenida de un certificado de calibración. Este fue el tipo de incertidumbres trabajadas en el presente trabajo.

Para operar las incertezas en la suma se utilizó la siguiente expresión

$$x + y = (\bar{x} \pm \bar{y}) \pm \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2}$$

La multiplicación de incertezas se llevó a cabo utilizando la expresión

$$xy = (\bar{x})(\bar{y}) \pm |\bar{x}||\bar{y}| \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\bar{x}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{\bar{y}}\right)^2}$$

la división de incertezas se llevó a cabo utilizando la expresión

$$\frac{x}{y} = \frac{\bar{x}}{\bar{y}} \pm \frac{|\bar{x}|}{|\bar{y}|} \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\bar{x}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{\bar{y}}\right)^2}$$