

Médica Sur

Volumen 9
Volume 9

Número 2
Number 2

Abril-Junio 2002
April-June 2002

Artículo:

Guía para el control de calidad de la radiocirugía

Derechos reservados, Copyright © 2002:
Médica Sur Sociedad de Médicos, AC

Otras secciones de este sitio:

- ☞ Índice de este número
- ☞ Más revistas
- ☞ Búsqueda

Others sections in this web site:

- ☞ *Contents of this number*
- ☞ *More journals*
- ☞ *Search*



Medigraphic.com

Guía para el control de calidad de la radiocirugía

Dr. Ramiro Del Valle Robles,* Ing. Fís. Patricia Rojas Castillo**

Resumen

La radiocirugía es la administración de altas dosis de radiación a un volumen intracranal pequeño y bien definido, localizado por medio de un sistema de estereotaxia y aplicado por medio de múltiples haces de radiación angostos y concéntricos. Por su naturaleza, este procedimiento demanda un control de calidad muy estricto, independientemente del tipo de sistema utilizado. La técnica fue desarrollada y aplicada por primera vez por el médico neurocirujano Lars Leksell de Suecia en 1951. A partir de entonces se han desarrollado varios sistemas basados en el mismo principio pero con diferentes fuentes de radiación. Los sistemas más utilizados actualmente son el Gamma Knife y el acelerador lineal modificado. Se explica brevemente en qué consiste cada sistema y se describen los parámetros de control de calidad generales para la radiocirugía y específicos para cada uno de los dos sistemas más usados.

Palabras clave: Aceleradores de partículas, control de calidad, estereotaxia, Gamma Knife, radiocirugía.

La radiocirugía es un procedimiento neuroquirúrgico que consiste en la aplicación de altas dosis de radiación a un volumen intracranal pequeño y bien definido, localizado por medio de un sistema de estereotaxia y aplicado por medio de múltiples haces de radiación angostos y concéntricos. Esta técnica permite concentrar la radiación en el volumen blanco de tal forma que la caída de dosis en la periferia es muy rápida por lo que las estructuras que se encuentran cercanas al volumen blanco reciben una dosis mínima.

Quizás más que en otras disciplinas médicas, la radiocirugía requiere de un alto nivel de control de calidad. El control de calidad en radiocirugía tiene como objetivo principal el de lograr un balance óptimo entre la máxima probabilidad de cura con un nivel aceptable de complicaciones.¹

La radiocirugía fue desarrollada y aplicada por primera vez para tratamientos funcionales por el Dr. Lars Leksell en 1951, utilizando el principio de estereotaxia y un equipo de rayos x de ortovoltaje, el cual movía en

Abstract

Radiosurgery is the delivery of high radiation doses to a small, well-defined intracranial target, localized by means of a stereotactic system and delivered through multiple, narrow concentric radiation beams. Because of its nature, radiosurgery demands a very high level of quality control, independently of the system used. The technique was first developed and applied by Lars Leksell, neurosurgeon from Sweden, in 1951. Since then, several systems have been developed under the same principle but with different radiation sources. More used systems nowadays include the Gamma Knife and the modified linear accelerator. In the present paper, every system is briefly explained and general quality control parameters for radiosurgery are described besides the specific parameters for the two most used systems.

Key words: Gamma Knife, particle accelerator, quality control, radiosurgery, stereotactic.

diferentes direcciones sobre la cabeza del paciente para lograr el efecto anteriormente mencionado. Posteriormente en 1958, utilizó un haz de protones generado de un ciclotrón de la Universidad de Uppsala, Suecia. Sin embargo, en la búsqueda de un equipo más simple y menos costoso, el profesor Leksell diseñó un equipo que utilizaba 179 fuentes de Co-60 para producir rayos gamma concéntricos, lo que dio lugar a la primera unidad Gamma con la que se administró el primer tratamiento en 1967.²

En los años posteriores se han desarrollado sistemas que utilizan otros tipos de radiación, además de los protones y los fotones gamma, se han desarrollado sistemas que utilizan iones pesados y rayos X de alta energía, producidos en aceleradores lineales.

Los sistemas que actualmente se utilizan para radiocirugía son los siguientes:

- Unidad Leksell Gamma Knife (rayos gamma)
Este equipo consiste en tres partes principales: la unidad de radiación, la mesa de tratamiento y los cascos colimadores de 4, 8, 14 y 18 mm de diámetro nominal. La unidad de radiación contiene 201 fuentes de cobalto 60 dentro de un blindaje de 40 cm de espesor de hierro distribuidas en un anillo y un sistema de colimación primaria. La mesa de tratamien-

* Unidad Gamma, Médica Sur.

** Sección de Radiocirugía y Radioterapia Estereotáctica de la Sociedad Mexicana de Cirugía Neurológica.

to consiste en una mesa fija y una deslizable que tiene un soporte para colocar los cascos colimadores. Para la administración del tratamiento, el paciente se fija colocando la lesión centrada en el casco colimador, por medio de la colocación de las coordenadas Y y Z en el marco estereotáxico y fijando al paciente con dos soportes que indican el eje X. Una vez que el paciente está fijo, la camilla se desliza hasta que el casco colimador se acopla con el sistema de colimación primaria y se inicia la administración de la dosis de radiación.

- **Ciclotrón (haz de protones, iones pesados)**

Los haces de protones o iones pesados se obtienen de un ciclotrón. El ciclotrón es un acelerador de partículas que consiste en un arreglo de dos estructuras semicirculares conductoras que se colocan entre los polos de un magneto de corriente directa que se conecta a un oscilador de alta frecuencia y alto voltaje. Para producir los protones, se libera hidrógeno en el centro del ciclotrón y se bombardea con electrones provenientes de un filamento de tungsteno de tal forma que se crea una fuente de iones positivos o protones. Estos protones son atraídos por el semicírculo con polaridad negativa y los hace viajar con una velocidad constante en un círculo debido al campo magnético hasta que los protones emergen del semicírculo.³ Si los protones llegan al espacio entre los semicírculos justo cuando el campo eléctrico cambia de dirección, los protones se aceleran y son jalados hacia el otro semicírculo, ganando velocidad y así sucesivamente hasta que se logre la energía deseada y ese haz puede ser direccionado hacia un sistema de colimación y atenuadores para tratamiento. En este sistema, el haz de protones o iones pesados con su sistema de colimación no puede ser girado sobre el paciente, por lo que tanto el sistema de fijación como la mesa de tratamiento deben ser capaces de moverse en varias direcciones sobre el isocentro del sistema. Normalmente el tratamiento se administra con cuatro a once campos y tamaños de campo de 6 a 80 mm.⁴ La principal ventaja del tratamiento con protones o iones pesados con respecto al tratamiento con fotones gamma o rayos X es su distribución de dosis en profundidad, ya que presentan el pico de Bragg debido a que tienen un rango finito. Este pico de Bragg puede ser ajustado en profundidad y en anchura para conformar perfectamente el volumen blanco y lograr una dosis mínima a las estruc-

turas adyacentes y por lo tanto una menor dosis integral al cerebro.⁵

- **Acelerador lineal dedicado y modificado (rayos X de alta energía)**

El acelerador lineal 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. Estos electrones se hacen incidir en un material de alto número atómico para producir rayos X. Para radiocirugía se utilizan rayos X de energías nominales de 6 y 10 megavolts. El acelerador lineal está diseñado de tal forma que todos sus elementos (gantry, mesa y colimadores) giran sobre un punto común o isocentro. Además de esto, se cuenta con tres o cuatro rayos láser para alinear al paciente con respecto a este isocentro.

Para poder utilizar un acelerador lineal convencional en tratamientos de radiocirugía, se deben realizar modificaciones. Estas modificaciones se realizan para mejorar la coincidencia de giro de la mesa, gantry y colimador dentro de una esfera de 1 mm de radio y mejorar la estabilidad de la mesa de tratamiento. Asimismo, se requiere de la adaptación de un sistema de fijación del marco que puede ser de tipo pedestal o fijo a la mesa de tratamiento y un sistema de colimación terciaria para obtener los tamaños de campo utilizados en radiocirugía. Los colimadores utilizados en los sistemas de acelerador lineal modificado varían entre 5 y 40 mm de diámetro,⁵ mientras que los sistemas de aceleradores dedicados incluyen colimadores de diámetro menor y mayor que los mencionados y los colimadores micromultihojas que proporcionan mayor conformación para volúmenes de tratamiento mayores a 3 cm de diámetro.

Para administrar el tratamiento, se coloca el pedestal o el adaptador a la mesa, se coloca al paciente fijando el marco en el adaptador, se fijan las coordenadas de tratamiento y se alinea con respecto a tres indicadores láser que previamente se alinearon con respecto al isocentro mecánico del equipo. Una vez alineado, se administra el tratamiento con arcos no coplanares por medio del giro del gantry y modificando el ángulo de la mesa de tratamiento. Sobre el mismo isocentro se administran de 4 a 11 arcos.

- **Acelerador lineal robótico guiado por imágenes CyberKnife (rayos X de alta energía)**

El CyberKnife es un acelerador lineal pequeño que produce rayos X de 6 MV montado sobre un brazo robótico con seis grados de libertad, es decir, puede variar la distancia foco-isocentro, dirección por ángulo y velocidad. Esta tecnología no utiliza marco estereotáxico sino que tiene integrados dos sistemas ortogonales de rayos X que monitorean en tiempo real la imagen del paciente y realiza modificaciones para dirigir el haz hacia el volumen de tratamiento comparando estas imágenes con radiografías digitales reconstruidas de las imágenes de tomografía computarizada utilizadas para la planeación de tratamiento.⁶ Actualmente este equipo ya está autorizado en Estados Unidos y ha sido usado para tratamientos de cráneo y sigue en investigación para su aplicación en tratamientos de otras partes del cuerpo.²

De los sistemas anteriores, los más utilizados actualmente son el equipo Leksell Gamma Knife y los aceleradores lineales modificados. El primero, por su simplicidad y exactitud que lo hace el “estándar de oro” de la radiocirugía y el segundo por la gran disponibilidad de los aceleradores lineales en los centros de radioterapia convencional y por otro lado, la inversión inicial mínima comparado con los demás sistemas. Las otras tecnologías listadas representan una inversión muy alta en la adquisición y un costo muy alto de control de calidad y mantenimiento o se encontraban recientemente en etapas de prueba como es el caso del Cyberknife.

Aunque diferentes en diseño y funcionamiento, todos los sistemas de radiocirugía consisten en los mismos pasos, en los cuales se definen los parámetros de control de calidad para radiocirugía para los equipos Leksell Gamma Knife y aceleradores lineales modificados. En cada uno de estos pasos, se pueden definir y suprimir errores, los cuales se deben conocer y controlar, ya que los errores pequeños pueden sumarse hacia una desviación muy grande.

1. Colocación del marco estereotáxico
2. Localización y definición del volumen blanco
3. Planeación del tratamiento
4. Administración de la dosis

A continuación se analiza cada uno de los instrumentos utilizados durante este procedimiento y se describen los parámetros a verificar para disminuir errores y asegurar la calidad del tratamiento.

Marco estereotáxico

Todos los sistemas de estereotaxia, cualquiera que sea el tipo, tienen una tolerancia mecánica, lo cual limita la exactitud con la que se puede localizar un punto físico dentro del espacio estereotáxico. Esta tolerancia puede ser hasta de 2 mm, dependiendo del tipo de marco utilizado y aun entre los marcos del mismo tipo pueden encontrarse diferencias importantes.⁷

De acuerdo al tipo de marco y al sistema de radiocirugía utilizado, el médico neurocirujano se tiene que asegurar que la colocación del marco sea la más óptima y que además se asegure que durante todo el procedimiento el marco permanezca en la misma posición, ya que ésta es la base para la planeación y administración del tratamiento. Es recomendable que se cuente con un sistema independiente para poder determinar en cierto momento si el marco se ha movido, por ejemplo, los cascos que incluyen los sistemas del Leksell Gamma Knife y Radionics, con los cuales se realiza la medición del contorno craneal en base a la colocación del marco. También puede realizarse esta medición con el arco que se utiliza para las biopsias guiadas, ya que es posible medir ángulo y profundidad con el marco y marcar sobre el cráneo del paciente.⁵

En algunos sistemas de radiocirugía como el de haz de protones o el CyberKnife no se utilizan marcos estereotáxicos, sino que utilizan marcas anatómicas o externas sobre el cráneo del paciente para la localización y planeación y posteriormente para el tratamiento utilizan radiografías ortogonales o radiografías digitales reconstruidas para reproducir y monitorear la posición del paciente durante el tratamiento.^{4,6}

Imágenes para planeación del tratamiento

En todos los sistemas, una de las etapas más importantes del procedimiento es la localización y definición del volumen blanco por medio de adquisición de imágenes para la planeación del tratamiento. Por tal motivo, es necesario determinar la resolución y distorsión geométrica de las imágenes por RM, TAC y angiografía en las que se localiza y define el volumen blanco.

La resolución de las imágenes se refiere al tamaño de pixel y los espesores de corte que pueden proporcionar los equipos de imagen, lo cual limita en cierta medida la exactitud con la que se puede localizar un punto específico o determinar los bordes del volumen de tratamiento.

La distorsión de las imágenes se refiere a desplazamientos de puntos o a una escala incorrecta,⁸ especialmente para las imágenes por resonancia magnética y angiografía digital.

En las imágenes por resonancia magnética son varias las posibles fuentes de distorsión entre las que se encuentran la inhomogeneidad de campo magnético, susceptibilidad magnética inducida por objetos y los desplazamientos químicos.⁸ Para determinar la distorsión específica de cada equipo, es necesario realizar verificaciones con fantomas o simuladores especiales.

Estos fantomas o simuladores deben reunir las siguientes características:

- Simular en forma y peso al cerebro humano y si es posible, en densidad y número atómico efectivo de cada una de las estructuras del cerebro.
- Capaz de adaptarse al marco estereotáxico en uso para determinar la posible distorsión inducida por el mismo.
- Contener indicadores puntuales o volumétricos conocidos y definidos físicamente en el espacio estereotáxico.

Las imágenes de angiografía digital presentan una distorsión causada por el intensificador de imagen, lo cual resulta en desplazamiento de puntos y alargamiento de imágenes. Para poder usar estas imágenes en la localización y planeación de tratamiento de malformaciones arteriovenosas se requiere el uso de software de corrección de distorsión basado en una matriz generada a través de la imagen de un fantoma adquirida bajo los mismos parámetros de adquisición de las imágenes ortogonales del cráneo del paciente.⁹

Sistemas de planeación

Actualmente, todos los sistemas de radiocirugía disponibles comercialmente, incluyen un sistema de planeación dedicado. Estos sistemas deben tener por lo menos las siguientes opciones o características para asegurar la calidad de los tratamientos:¹⁰

- Adquirir las imágenes por medio de fibra óptica o algún otro medio de respaldo de imágenes, preferentemente. Los sistemas en los que se utilizan digitalizadores de imágenes pueden distorsionar o modificar la resolución de las imágenes originales.
- Determinar si las imágenes tienen una distorsión inaceptable para el procedimiento.

- Que el usuario pueda definir el volumen de tratamiento y otras estructuras críticas adyacentes.
- Que el usuario pueda definir en qué medida o localización requiere proteger estructuras críticas. En el caso del Gamma Knife, el sistema de planeación es capaz de definir un patrón de obturación automático para proteger estructuras o modificar isodosis. En el caso de los sistemas de acelerador lineal debe ser posible definir la restricción de los arcos para obtener el mismo efecto.
- Calcular histogramas dosis-volumen para evaluar la cobertura o conformación del volumen blanco con la isodosis de tratamiento y poder determinar la dosis en base a volumen recibida por las estructuras críticas adyacentes.
- Reproducir con exactitud todos los accesorios y modificadores que se utilizan para el tratamiento. En el caso de Gamma Knife, los obturadores de fuentes, en el caso de aceleradores lineales, los colimadores de cerrobend confórmates o colimadores micro multihoya, en los ciclotrones los reguladores de rango y atenuadores.
- Prevenir o validar todas aquellas situaciones que pudieran resultar en daños al paciente o al equipo.

Si el sistema de planeación además de imprimir los parámetros de tratamiento también proporciona una impresión de una plantilla para tratamiento, es necesario verificar la calidad de la impresión antes del tratamiento.

Equipos para la administración de tratamiento

Para cada tipo de tecnología se tienen que definir los parámetros a verificar durante los procedimientos de aceptación del equipo y rutinariamente, de acuerdo a las variables que podrían afectar a la exactitud y precisión del tratamiento:

El parámetro más importante a verificar en todos los sistemas es el mismo: la precisión y exactitud en la administración del tratamiento, además de la seguridad radiológica del paciente. Las variantes entre un sistema y otro es la frecuencia con la que se realizan las verificaciones, de acuerdo a su diseño y a la probabilidad de cambio en algún parámetro y las consecuencias si el cambio se presenta.

- *Leksell Gamma Knife*

Como se describió anteriormente, en el equipo Gamma Knife todo el sistema permanece estático durante

la administración del tratamiento, además que la radiación proviene de fuentes radiactivas, de las cuales se puede predecir la variación en la tasa de dosis por decaimiento, por lo que son muy pocos los parámetros que puedan afectar la precisión y exactitud, por lo que la probabilidad de cambio es mínima. Por tal motivo, la verificación antes del primer tratamiento del día prácticamente consiste en la verificación de los sistemas de seguridad y de emergencia como revisión completa del ciclo de tratamiento y contadores de tiempo, indicadores de radiación, movimiento de la camilla, funcionamiento de paros de emergencia.

Otros parámetros como la alineación dentro de una tolerancia de 0.1 mm entre el sistema de colimación primaria con los colimadores finales que son los cascos colimadores, así como la integridad de los ejes de fijación al casco colimador (eje X) se deben verificar semanalmente. La exactitud, reproducibilidad y linealidad de los contadores, dosis de transporte y tasa de dosis absorbida para el casco colimador de 18 mm se debe verificar mensualmente. Semestralmente se deben realizar mediciones de niveles de radiación en el blindaje del equipo, en las colindancias de la sala de tratamiento y tomar frotis para verificar que no exista fuga de material radiactivo. Anualmente se deben realizar mediciones de distribución espacial de dosis, coincidencia del isocentro mecánico con el radiológico que debe estar dentro de una tolerancia de 0.5 mm y factores relativos de tasa de dosis para los tres cascos colimadores más pequeños.^{5,11}

• Acelerador lineal

Para administrar tratamientos de radiocirugía con estos equipos, es necesario el movimiento del gantry y la mesa de tratamiento, además que se utilizan los indicadores láser para alinear al paciente. Por lo tanto, además del control de calidad requerido para la radioterapia convencional, es necesaria la implementación de un programa de control de calidad muy estricto que incluya verificaciones antes de tratamiento, semanales, mensuales y anuales.

Se supone que como parte del programa de control de calidad del acelerador lineal para radioterapia convencional se debe verificar diario la constancia de dosis, aplanado y simetría para un tamaño de campo de 10 x 10 cm y para cada energía. Además se debe verificar el funcionamiento de sistemas de video e inter-

comunicación, interruptores de tratamiento, tamaño de campo, distanciador óptico y una verificación rápida de la alineación de los indicadores láser. Antes del tratamiento se debe verificar la alineación de todos los ejes mecánicos del gantry, mesa, colimador y posteriormente la alineación de los indicadores láser con el isocentro mecánico de la unidad dentro de una esfera de 1 mm. Se debe verificar con un sistema especial como el diseñado por Lutz la coincidencia de un blanco simulado colocado en el isocentro centrado por los indicadores láser con el campo de radiación para diferentes ángulos de gantry y mesa.^{5,12} Una vez fijo el paciente en la mesa de tratamiento con las coordenadas del isocentro, deben tomarse placas de verificación en campos ortogonales (lateral y ap) para compararlas con las imágenes sagital y coronal utilizadas durante la planeación y verificar su coincidencia. Por seguridad del paciente y del equipo, verificar manualmente los arcos para evitar posibles colisiones durante el tratamiento.

Mensualmente debe verificarse la tasa de dosis absorbida para el campo de referencia en radioterapia (usualmente 10 x 10) y por lo menos en uno de los colimadores utilizados en radiocirugía. La verificación de la alineación de los ejes mecánicos dentro de una esfera de 1mm de radio y la alineación de los indicadores láser, además de verificar que los indicadores láser opuestos sean coplanares. Se debe verificar la linealidad y reproducibilidad de las cámaras de ionización monitoras del equipo. Anualmente deben verificarse los factores de campo para cada tamaño de colimador, TMR para cada tamaño de colimador y perfiles de dosis.⁵

Referencias

1. Berk HW, Agarwal SK. Quality assurance of Leksell Gamma Knife units. *Stereotact Funct Neurosurg* 1991; 57: 106-112.
2. Nirajan A, Lunsford D. Radiosurgery: Where we were, are and may be in the third millennium. *Neurosurgery* 2000; 46(3): 531-543.
3. Johns HE, Cunningham JR. *The physics of radiology*. Fourth edition. Charles C. Thomas Publisher. Springfield Illinois, 1983.
4. Steiner L et al. *Radiosurgery, baseline and trends*. Raven Press. New York, 1991.
5. American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Task Group 42. *AAPM Report 54. Stereotactic radiosurgery*. New York, 1995.
6. Adler JR et al. Image-guided robotic radiosurgery. *Neurosurgery* 1999; 44: 1299-1307.
7. Maciunas RJ. The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurgery* 1994; 35(4): 682-695.
8. Gauvin A. Geometrical distortion of magnetic resonance images. *Master Thesis*. McGill University, May 1992.
9. Wallin A, Lubbert K. Correction of angiographic images for stereotactical convergence radiation. *Electromedica* 1998; 66(1): 8-11.

10. The American Association of Neurological Surgeons Task Force, The American Society for Therapeutic Radiology and Oncology Task Force. Consensus statement on stereotactic radiosurgery: quality improvement. *Neurosurgery* 1994; 34(1): 193.
11. Maitz AH. Quality assurance for gamma knife stereotactic radiosurgery. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 1995; 32(5): 1465-1471.
12. Friedman W et al. *Linac radiosurgery, a practical guide*. Springer. New York, 1998.

Correspondencia:
Dr. Ramiro del Valle Robles
Unidad Gamma. Hospital Médica Sur
México, D.F.