Rev. latinoam. fís. méd. 2015; 1(2): 34-37

RADIOTERAPIA INTRA-OPERATORIA EN COSTA RICA

D. M. Chacón Obando[1,2]
[1] Universidad Nacional/Departamento de Física/Maestría en Física Médica, Heredia, Costa Rica
[2] Proxtronics CR Ltda/Servicio de Radioterapia Intra-Operatoria, Heredia, Costa Rica

RESUMEN

Introducción: En mayo del 2012, Se instala en Costa Rica el primer Acelerador Lineal Móvil de Electrones (LIAC) en Latinoamérica. Mediante los controles de calidad diarios y mensuales, se ha podido estudiar la estabilidad de la tasa de dosis y constancia de energía para las energías de 6, 8, 10 y 12 MeV del LIAC. Objetivo: El objetivo de este trabajo es presentar la experiencia de trabajo con el acelerador lineal móvil de Electrones (LIAC), utilizado en Radioterapia Intra-Operatoria, técnica que actualmente se desarrolla en las salas de cirugía del Hospital Clínica Bíblica en Costa Rica. Metodología: Las pruebas de control de calidad en la cuales se realizan las mediciones de tasa de dosis y constancia de energía son hechas utilizando una cámara de ionización plano paralela PPC05, un fantoma solido RW3, y un electrómetro DOSE 1, para las profundidades del 100% y 50% de entrega de dosis. Resultados: Los resultados de estas pruebas a lo largo de 10 meses, muestran una estabilidad de un 3% a un 4% para la tasa de dosis y de menos de un 3% para la constancia de energía. Conclusiones: La experiencia con el LIAC ha sido un proceso de aprendizaje, y basado en los resultados de los controles de calidad a lo largo de estos meses y en la carga de pacientes se puede concluir que el LIAC es un acelerador razonablemente estable, pero debe mantenerse un control periódico al igual que con un acelerador convencional.

Palabra Clave: Radioterapia, RIO, Radioterapia Intra Operatoria, haz de electrones, tasa de dosis, cámara plano paralela.

ABSTRACT

Introduction: In May 2012, installs in Costa Rica, the first mobile electron linear accelerator (LIAC) in Latin America. Through daily and monthly quality controls, has been able to study the stability of the dose rate and energy constancy of energies for 6, 8, 10 and 12 MeV of LIAC. Objective: The objective of this work is to present the experience of working with mobile electron linear accelerator (LIAC), used on intra operative radiation therapy, technique that currently takes place in the surgery rooms at Hospital Clínica Bíblica in Costa Rica. Methodology: The quality control tests are performed in which the dose rate and constancy of energy measurements are made using a parallel-plate ionization chamber PPC05, a solid RW3 phantom and an electrometer DOSE 1, to depths of 100 % and 50% delivered dose. Results: The results of these tests over 10 months, show a stability of a 3% to 4% and dose rate of less than 3% for the constancy of energy. Conclusions: The experience with the LIAC has been a learning process, and based on the results of quality controls over these months and the patient load can be concluded that the LIAC is an accelerator reasonably stable, but must be regular monitoring as a conventional accelerator.

Keyword: Radiotherapy, IORT, Intra Operative Radiotherapy, electron beam dose rate, parallel-plate ionization chamber.

I. INTRODUCCIÓN

La Radioterapia Intra-Operatoria (RIO) es una técnica de tratamiento oncológico, en la cual se aplica una alta dosis de radiación al lecho tumoral, tras ser extraída la neoplasia durante la intervención quirúrgica. Su principal característica es lograr un control local preciso y una toxicidad muy baja en tejidos sanos. Su ventaja táctica es poder observar directamente el volumen de tratamiento, permitiendo remover las estructuras críticas del campo de radiación.

La RIO con haces de electrones, se puede llevar acabo con aceleradores “no dedicados” (convencionales) o “dedicados” (especialmente diseñados para este tipo de terapia).

En el caso del uso de aceleradores no dedicados, después de que el cirujano ha expuesto lecho tumoral, el paciente es trasladado al bunker del acelerador, cumpliendo en medida de lo posible con la asepsia respectiva durante la movilización del paciente y durante su estancia en el bunker. Tras el procedimiento de posicionamiento del paciente y tratamiento con electrones, el paciente es nuevamente trasladado al quirófano para finalizar la cirugía. Existe también la posibilidad de contar con bunkers dedicados a RIO lo que implica que la intervención quirúrgica se realiza en el bunker y posteriormente el paciente es trasladado escasos metros para ser posicionado bajo el acelerador, y de esta forma aplicar el tratamiento con electrones. En ambos casos además de los aplicadores respectivos para la RIO y discos de radio protección, se debe trasladar al paciente de la mesa de operaciones a la camilla del acelerador o bien contar con una mesa de operaciones dedicada que pueda posicionarse bajo el acelerador y

que cuente 3 grados de libertad para lograr posicionar a paciente.

Los aceleradores dedicados, tiene la particularidad de poder entregar la dosis de tratamiento en la sala de operaciones sin necesidad de mover al paciente, ya que están diseñados para utilizarse dentro de la sala de cirugía, ser móviles y versátiles ya que cuentan con los grados de libertad como: movimiento vertical, y angulación 2 ejes. Suficientes para no tener que requerir de una mesa de cirugía especializada. Las salas de cirugía no requieren mayores cambios estructurales e incluso el acelerador puede trasladarse de un quirófano a otro de ser necesario, reduciendo así el tiempo de la intervención. Las medidas de radio protección son cubiertas por mamparas móviles, que están diseñadas para atenuar la radiación dispersa de electrones y fotones generadas por bremsstrahlung, además se cuenta con un beam-stopper que atenúa el haz principal que va en dirección al suelo.

Estos aceleradores son capaces de trabajar con energías que van de 4-12 MeV, con una alta tasa de dosis por pulso > 1 cGy/pulso pudiendo llegar hasta 13 cGy/pulso[4] ,lo que puede equivaler a una tasa de 15 Gy/min[1], esto reduce considerablemente el tiempo de exposición. La dosis se prescribe a una determinada profundidad o hasta el 90% de la dosis basal alrededor de la cavidad tumoral, de manera que la profundidad terapéutica del 80% de la dosis oscila entre 13mm (3MeV), 24mm (9MeV) y 40mm (12MeV)[3].

En mayo de 2012 el grupo Tecnología Oncológica Costarricense instala en Costa Rica, el primer acelerador móvil dedicado a RIO. El acelerador LIAC fue el primero instalado en Latinoamérica y en el momento del estudio del presente trabajo se cumplen 10 meses desde su puesta en marcha, en los cuales se han tratado a un total de 30 pacientes.

Los aceleradores móviles como el LIAC requiere de algunas consideraciones dosimétricas diferentes a las usuales en la radioterapia externa, la razón principal de esto es que en RIO se entrega una alta dosis única dirigida a un volumen (extensión y profundidad) que se determina durante la cirugía, en la cual el equipo de RIO (Radioterapeuta, Físico y Técnico) tiene poco tiempo para seleccionar la forma y diámetro del aplicador, prescribir la dosis, seleccionar la energía, escoger la curva de isodosis más adecuada, y calcular las unidades monitor (UM) para entrega el tratamiento. Por esto se importante disponer los datos físicos referentes a cada aplicador y energía en un formato de rápido y fácil acceso [1].

Otra diferencia son los aplicadores en sí, estos pueden influir en la calidad, output y homogeneidad del haz. Suelen ser cilíndricos con diámetros que van de 3 a 10 cm, hechos de PMMA, y pueden tener un bisel de 0° a 45°, que facilita el posicionamiento. Por esto se requiere contar con un factor de corrección para cada aplicador.

En general los protocolos internacionales como el TRS 398, se pueden seguir en RIO, pero se debe tener en cuenta que con aceleradores con una alta tasa de dosis por pulso, existe el riesgo de una sobre estimación de hasta un 20% en el factor de recombinación (k_{sat}) de las cámaras de ionización [4]. Sin embargo existen modelos matemáticos que se puede utilizar para la adecuada determinar del k_{sat} como la que se estudia en el artículo citado [4].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de algunos de las pruebas de control rutinarias que se le realizan al LIAC se ha podido estudiar la estabilidad del mismo.

El equipo utilizado para dichos controles consta de:

- Cámara de ionización plano paralela marca IBA modelo PPC 05,
- Electrómetro marca IBA modelo DOSE 1,
- Fantoma solido de RW3, compuesto por 4 láminas de 10mm, 1 lámina de 5mm, 2 láminas de 2mm, 1 lámina de 1mm y el receptáculo de la cámara de ionización PPC 05.
- Termómetro
- Barómetro.

Previendo las dificultades con el factor de recombinación, se eligió trabajar con la cámara de ionización descrita anteriormente, debido a que por sus características estructurales, específicamente la distancia entre electrodos, próxima a 0.6mm, cambia el comportamiento de la recombinación en una exposición a una alta tasa de dosis por pulso, pudiéndose aproximar el valor del k_{sat} = 1,000 [5].

Se usa el aplicador de 10 cm de diámetro como aplicador de referencia para los dichos controles de calidad.

Las pruebas de los controles de calidad usadas para la estimación de la estabilidad del acelerador a lo largo de 10 meses de uso son:

Valor de tasa de dosis o “Output” (dosis/UM):

En esta prueba, que se realiza semanalmente, el aplicador de referencia (100 mm de diámetro) es colocado sobre el fantoma, totalmente perpendicular respecto a la superficie de este último y alineado de forma que la cámara de ionización quede centrada en el campo de radiación. El fantoma se posiciona sobre 10cmm de PMMA, que se colocan sobre el beam-stopper para evitar contaminación por retro dispersión, en las medidas que se obtengan.

Una vez posicionado el equipo, se toman lecturas a profundidad de entrega de dosis máxima (z_{max}) para cada energía disponible (tabla 1), y se procede a estimar la dosis absorbida en el máximo [6], luego se obtiene la razón de este valor respecto al valor de las UM medidas por la cámara de ionización inherente del acelerador.

Tabla 1: Profundidades de referencia características para cada Energía.

Energía	z_{max}	R_{50}
6 MeV	8 mm	22 mm
8 MeV	10 mm	30 mm
10 MeV	12 mm	39 mm
12 MeV	14 mm	45 mm

La tabla 1, muestra las profundidades de referencia para pruebas de control de calidad en donde se lleva a cabo la entrega máxima de dosis y del R_{50} para cada energía.

Constancia de Energía:

Esta es una prueba, que se realiza mensualmente, donde se estudia la estabilidad del comportamiento de la dosis en profundidad, entregada por cada haz de electrones. El posicionamiento del equipo de medición es igual al de la prueba de valor de tasa de dosis, con la diferencia que se realizan mediciones a profundidad no solo de z_{max}, sino también de R_{50} (tabla 1), y luego se comparan la razón de UM detectadas por la cámara inherente sobre la carga eléctrica colectada por la cámara de ionización PPC 05, para cada energía de haz de electrones, y verificar una proximidad a un valor de 0.5 en cada una.

Con los resultados obtenidos en ambas pruebas a lo largo de 10 meses, se busca obtener la discrepancia de estos valores con respecto a los valores de referencia, durante este tiempo.

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La discrepancia de los resultados de las pruebas de valor de tasa de dosis (output) a lo largo de 10 meses de trabajo y normalizados a los valores de referencia, para cada energía se presentan en los *gráficos 1, 2, 3 y 4*.

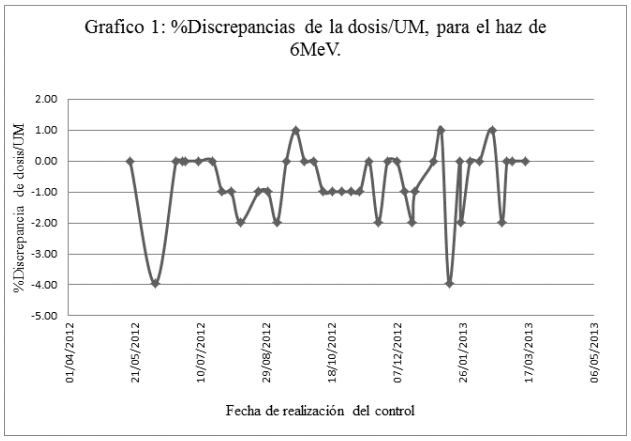


Grafico 1: Muestra la discrepancia de las mediciones del output del acelerador, para la energía de 6 MeV, normalizado a su valor de referencia, desde mayo de 2012 a marzo de 2013.

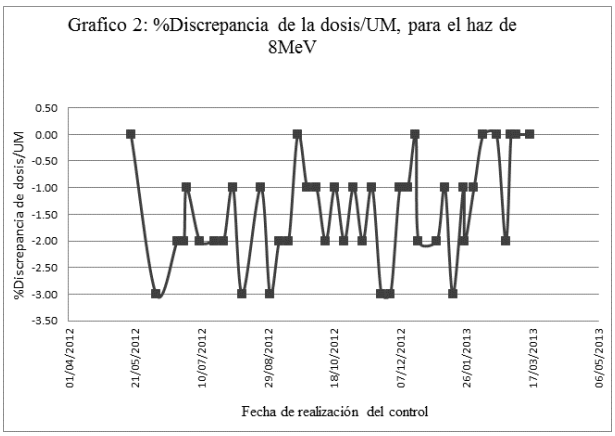


Grafico 2: Muestra la discrepancia de las mediciones del output del acelerador, para la energía de 8 MeV, normalizado a su valor de referencia, desde mayo de 2012 a marzo de 2013.

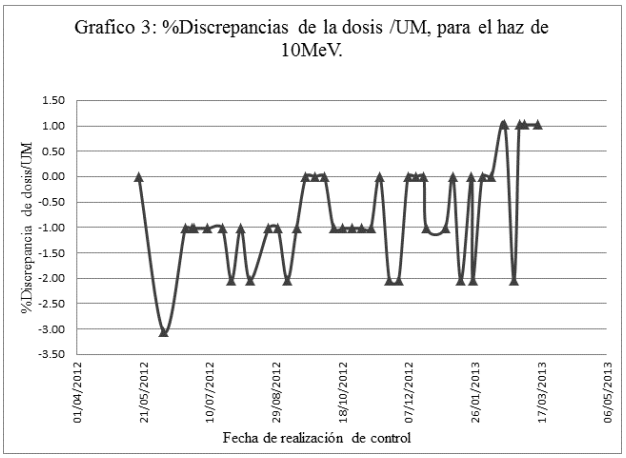


Grafico 3: Muestra la discrepancia de las mediciones del output del acelerador, para la energía de 10 MeV, normalizado a su valor de referencia, desde mayo de 2012 a marzo de 2013.

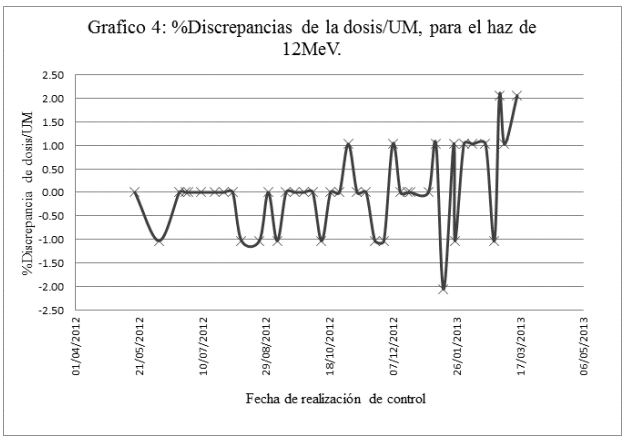


Grafico 4: Muestra la discrepancia de las mediciones del output del acelerador, para la energía de 12 MeV, normalizado a su valor de referencia, desde mayo de 2012 a marzo de 2013.

Como se puede observar para el haz de 6 MeV, la discrepancia respecto al valor de referencia es menor a ± 4%, mientras que para el resto de los haces de 8, 10 y 12 MeV, dicha discrepancia es menor a un ± 3%.

Los resultados de la prueba de constancia de energías que se reflejan en el *grafico 5*, muestran una discrepancia en general menor al 3%, con excepción de la fecha del 10 de agosto de 2012 en la cual el generador pulso del acelerador sufrió una fuga de aceite dieléctrico que se evidencio en estos resultados, pero que fue solucionado eficientemente por el cuerpo de ingenieros.

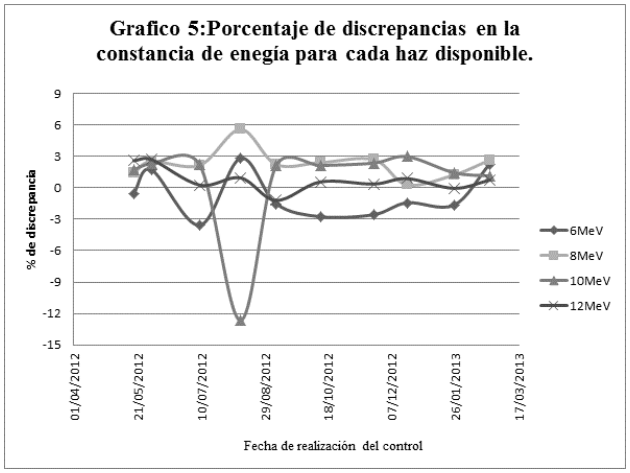


Grafico 5: Muestra la discrepancia de los resultados de la prueba de constancia de energía, realizadas de mayo de 2012 a marzo de 2013, para cada haz la energía disponible en el acelerador.

IV.CONCLUSIONES

El trabajo con el LIAC a lo largo de este tiempo ha sido un proceso de aprendizaje, ya que es una técnica relativamente novedosa en la región, y que la manipulación de acelerador, es diferente a la de uno convencional, debido a ser un dispositivo móvil, sus grados de libertad y la entrega de una alta dosis por pulso.

Basado en las discrepancias obtenidas a partir de los resultados de valor de tasa de dosis, respecto a los valores de referencia. Se puede concluir que el LIAC es un acelerador razonablemente estable, tomando en cuenta: que es un dispositivo móvil y por esto su electrónica es más sensible que la de un acelerador convencional, y que una variación de un 3% o 4% en la tasa de dosis según la energía, es relativamente pequeña, además de que se toma en cuanta en el cálculo de UM para el tratamiento, ya que esta prueba se realiza siempre el día del tratamiento.

Con respecto a los resultados de discrepancia de la prueba de constancia de energía, es posible observar que el LIAC es muy estable con un valor de discrepancia promedio < 3%. Además se puedo evidenciar la necesidad de mantener un programa de control de calidad, al igual que con un acelerador convencional, con el resultado que se tuvo el 10 de agosto de 2012, cuando muestra una irregularidad en el valor de discrepancia producto de un problema menor pero que implicaba variaciones dosimétricas las cuales fueron resaltadas por esta prueba.

V. AGRADECIMIENTOS

El autor desea agradecer al grupo Tecnología Oncológica Costarricense por facilitar y autorizar el uso de los resultados de los controles de calidad, realizados al LIAC, los cuales fueron esenciales para el desarrollo del presente trabajo. Y al Ph.D. Giuseppe Felici por su apoyo con información técnica valiosa para este trabajo.

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Antonella Rosi, Vincenza Viti. Editors , Linee guida per la garanzia di qualità nella radioterapia intraoperatoria, Istituto Superiore di Sanità, vi, 68p, Rapporti ISTISAN 03/1 EN, 2003
   R. Martínez-Monge, M. Cambeiro Vázquez, C. Garrán del Río y L.I. Ramos García, Braquiterapia en el tratamiento del cáncer, Jano. 2007; N° 1656, p 23-27
2. Cantero Muñoz P, Eraso Urién MA, Ruano Raviña A. Radioterapia intraoperatoria en cáncer de mama y cáncer colorrectal. Santiago de Compostela: Consellería de Sanidade. Axencia de Avaliación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia, avalia-t; 2009. Serie Avaliación de Tecnoloxías. Informe de evaluación; IA2010/01.
3. F. Di Martino, M. Giannelli, A. C. Traino, and M. Lazzeri, Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams, Med Phys. 2005; Vol 32, N° 7, p 2204-2210.
4. R F Laitano, A S Guerra, M Pimpinella, C Caporali and A Petrucci, Charge collection efficiency in ionization charmber exposed to electron beams with high dose per pulse, Phys. Med. Biol., 2006, Vol 51, p 6419-6436.
5. IAEA TRS-398, "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water," Vienna, 2000.

Contacto para correspondencia:
Autor: David Marcelo Chacón Obando
Institución: Universidad Nacional
País: Costa Rica
Correo electrónico: david.chacon.obando@una.cr