

## DOSIMETRÍA ABSOLUTA PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Absolute Dosimetry for high energy photons

MARIA CRISTINA PLAZAS, KEWIN LÁZARO SANDOVAL<sup>1</sup>, SILVIA CEBALLOS PELÁEZ<sup>2</sup>

### KEWIN WILLIAM LÁZARO SANDOVAL<sup>1</sup>

Ingeniero Físico Universidad Nacional de Colombia sede Medellín, Maestría en Física Médica Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá, Investigación en Radiocirugía.



### SILVIA PATRICIA CEBALLOS PELÁEZ<sup>2</sup>

Ingeniera Física, Maestría: Universidad de Salamanca Máster Oficial en Física y Tecnología de los Láseres, Julio de 2010, Doctorado Universidad Nacional de Colombia - Sede Bogotá Doctorado en Ciencias -

#### RESUMEN

Para garantizar la estabilidad de equipos emisores de haces de fotones usados en radioterapia, se deben hacer varias pruebas que evalúan la calidad del haz en diferentes ámbitos, siendo de gran importancia la garantía de calidad respecto a la dosimetría impartida por el eje central del haz. La prueba que valora este último parámetro es la dosimetría absoluta, por lo que se presentan las consideraciones físicas, montajes experimentales y factores de corrección del sistema lector respecto a las cargas colectadas que son considerados a la hora de ejecutar tal control. La prueba de dosimetría absoluta se realizó para un acelerador de electrones en modo fotón Linac VARIAN IX para una energía de fotones de 6 MV.

**Palabras clave**— Acelerador de electrones, cámaras de ionización, dosimetría absoluta, haces de fotones, TPR.

**ABSTRACT**

In order to certify an equipment beam generator of ionizing radiation used in radiotherapy, is necessary to make several test to verify the beam quality, especially the dose released in the central axis of the beam; absolute dosimetry test it. This work presents physics concepts, experimental arrangement and correction factors for the reading system. Absolute dosimetry test was making for a clinical lineal accelerator Clinac EX, VARIAN for 6 MV photons energy.

**Key Word:** Electron accelerator, ionizing chamber, dosimetry, photons-beams, TPR.

**1. INTRODUCCIÓN**

En un control de calidad adecuado para los equipos usados en radioterapia, se pretende asegurar que un dispositivo determinado cumple con ciertos estándares de calidad definidos por organismos de control [1 - 5]. Uno de los procesos que hace parte del control de calidad es conocido como dosimetría absoluta, el cual consiste en medir la dosis entregada por un equipo de acuerdo a ciertos valores de referencia, y en las condiciones bajo las cuales se realiza el tratamiento a los pacientes.

En la dosimetría absoluta, la dosis absorbida se determina a partir de la medición de magnitudes físicas primarias (corrientes eléctricas o temperaturas), factores de corrección y constantes físicas universales [7 - 8].

Durante el desarrollo de la dosimetría absoluta se usan algunas cantidades y coeficientes de corrección que se mencionan en la tabla 1.

Tabla 1. Resumen de algunas cantidades usadas en el procedimiento de dosimetría absoluta.

Factor	Descripción
$D_{w/Q}$	Dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia, $z_{ref}$ , en un maniquí de agua irradiado por un haz de calidad Q. El subíndice Q se omite cuando la calidad del haz de referencia es $^{60}Co$ . Unidad: gray (Gy).
$k_i$	Factor de corrección general, utilizado en el formalismo, que corrige por el efecto de la diferencia en el valor de una magnitud de influencia entre la calibración de un dosímetro en condiciones de referencia en el laboratorio de calibración y el uso de este dosímetro en la instalación del usuario en condiciones diferentes.
$k_{elec}$	Factor de calibración de un electrómetro.
$k_h$	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por efecto de la humedad, si el factor de calibración de la cámara está referido a aire seco.
$k_{pol}$	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara.
$k_{Q/Q_0}$	Factor que corrige por la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización en la calidad de referencia $Q_0$ del haz utilizado para calibrar la cámara, y la calidad real del haz del usuario, Q. El subíndice $Q_0$ se omite cuando la calidad de referencia es la radiación gamma del $^{60}Co$ (es decir, la notación reducida $k_Q$ siempre corresponde a la calidad de referencia de $^{60}Co$ ).
$k_s$	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (debidas a la recombinación de iones).

En la Figura 1 se dan valores calculados del factor  $k_Q$  para un conjunto de calidades  $Q$  del usuario relacionadas con el  $TPR_{20,10}$  y un conjunto de tipos de cámaras de ionización. En los cálculos de todas las cámaras no impermeables se ha utilizado una camisa de 0,5 mm de espesor de PMMA; para espesores de camisa de hasta 1 mm, el cambio en  $k_Q$  no es mayor del 0,1% aproximadamente.

Tabla 1. (Continuación) Resumen de algunas cantidades usadas en el procedimiento de dosimetría absoluta.

Factor	Descripción
$k_{TP}$	Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia que pueda existir entre la temperatura y presión de referencia, especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de la cámara en la instalación del usuario en condiciones ambientales diferentes.
$M_Q$	Lectura de un dosímetro en la calidad $Q$ , corregida por las magnitudes de influencia diferentes a las relacionadas con la calidad del haz. Unidad: C o div.

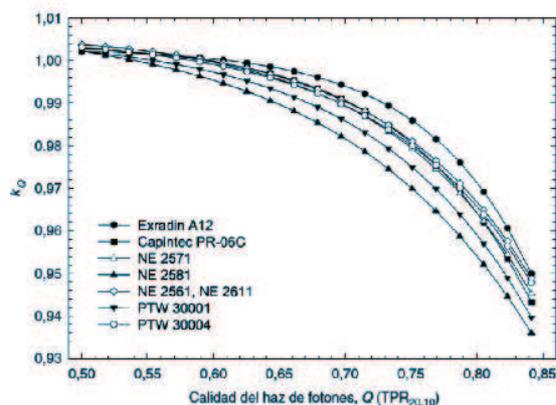


Figura 1. Ajustes sigmoïdales de valores calculados de  $k_Q$  para varias cámaras de ionización cilíndricas usadas normalmente para dosimetría absoluta, en función de la calidad del haz de fotones,  $Q$ , ( $TPR_{20,10}$ ).

Los símbolos claros corresponden a cámaras de ionización con pared de grafito y los oscuros a las de pared de plástico. Tomado de TRS 398 [9]

En este informe se presenta una de las pruebas empleadas en el control de calidad para un acelerador lineal Linac IX, la cual consiste en realizar una dosimetría absoluta para un haz de 6 MV.

Mensualmente el físico médico responsable del servicio debe verificar esta constancia para todas las calidades de fotones y electrones, empleando para ello un sistema de medición más preciso que el usado en las pruebas diarias, así como los protocolos de calibración del OIEA.

Se recomienda además, la implementación de los cálculos computarizados como tablas de cálculo de Excel, con vista a minimizar los errores de cálculo y de interpolación de datos.

Existen varios protocolos de procedimientos para la realización de controles de calidad de los aceleradores lineales [9 - 10], que evalúan aspectos técnicos, físicos, eléctricos, dosimétricos y ambientales.

Algunas de las pruebas son: Pruebas a los sistemas de seguridad, Pruebas mecánicas y telemetro, posición del isocentro mecánico, indicadores de tamaños de campos, limitadores del haz de electrones, pruebas dosimétricas para haces de fotones, constancia de calidad del haz, control de cámaras monitoras, factores de campo, verificación de factores de cunas y verificación de factores de bandeja.

## 2. CONTENIDO

### Montaje experimental

En la figura 2 se presenta el esquema general del montaje experimental usado para realizar la prueba de dosimetría absoluta.

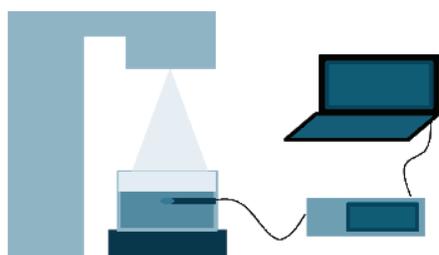


Figura 2. (1) acelerador Linac VARIAN IX, (2) Haz de fotones de 6 MV, (3) Cámara de ionización de  $0,6 \text{ cm}^3$  de volumen sensible tipo dedal PTW 30006/30013, (4) Simulador físico de agua, (5) Soporte o camilla, (6) Electrómetro PTW UNIDOS E Universal Dosimeter, (7) Computador.

Como fuente de fotones se usó un acelerador lineal clínico Linac IX, se empleó como transductor la cámara de ionización y electrómetro asociado a la misma. Para el procesamiento de los datos se contó con un computador que contiene hojas de cálculo recomendadas por el Organismo Internacional de Energía Atómica IAEA [9]. Por medio de diferentes láseres se ubicó el punto efectivo de detección de la cámara [9]. Ver figura 3.

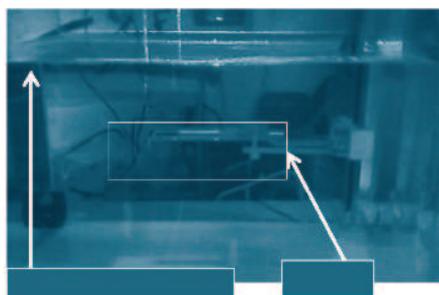


Figura 3: Ubicación del punto efectivo de la cámara con sistemas de posicionamiento láser.

Las medidas de carga colectada por la cámara de ionización se hicieron con tamaño de campo  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ , a una profundidad de  $10 \text{ cm}$  de la superficie del agua.

### Procedimiento

Como se indicó anteriormente se utilizó un acelerador clínico IX con energía de  $6 \text{ MV}$  en su modo manual exigiendo una tasa de dosis de  $300 \text{ Unidades Monitor por minuto}$  ( $300 \text{ UM/min}$ ) a una distancia isocentro de  $100 \text{ cm}$  donde se ubicó la cámara a  $10 \text{ cm}$  de profundidad, como se resumen en la figura 4.

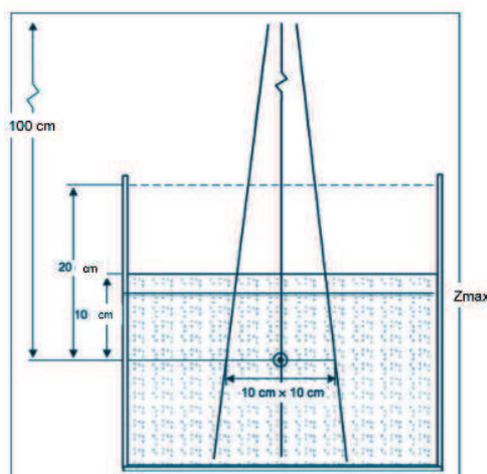


Figura 4: Ubicación de la fuente de fotones de  $6 \text{ MV}$  y la cámara de ionización respecto al simulador físico de agua. La medida de  $100 \text{ cm}$  corresponde a la distancia isocentro y es la ubicación de la cámara respecto a la fuente, la distancia de  $10 \text{ cm}$  corresponde a la profundidad a la que se debe encontrar la cámara respecto a la superficie de agua,  $z_{\text{max}}$  es la profundidad a la cual se obtiene la máxima dosis, todo lo anterior con un campo de  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  proyectado en el isocentro.

Se deben realizar medidas para poder calcular los factores que afectan los valores

de cargas colectadas por la cámara, obtenidas en las condiciones de referencia respecto a las obtenidas en el sitio de medición, por lo que se acostumbra medir lo siguiente:

- 1 Condiciones ambientales de presión, temperatura y humedad relativa en el lugar de medición.
- 2 Varias medidas de cargas colectadas a -300 V y 300 V para obtener el promedio de éstas en cada polaridad de voltaje.
- 3 Varias lecturas de cargas colectadas a 50 V para obtener su promedio.

Para los numerales 2 y 3, las medidas se realizan a la misma profundidad, es decir, a 10 cm respecto a la superficie en el isocentro.

Para obtener las curvas de rendimiento en profundidad se realizan medidas con la cámara de ionización a diferentes profundidades a lo largo del eje central del haz, de acuerdo a lo recomendado en [9].

## Resultados

Cuando se hace la dosimetría para haces de fotones de alta energía fuera de las condiciones de referencia usadas por el laboratorio secundario de calibración dosimétrica (LSCD), se deben considerar factores de corrección que varían la medida de dosis por cambios de las variables físicas y electrónicas asociadas al sistema y lugar de medición.

Algunos de los factores considerados son mostrados a continuación:

*Factor presión y temperatura  $K_{tp}$ :*

Las condiciones en que fueron tomadas las medidas en las instalaciones del acelerador son mostradas en la tabla 2, con base en estas condiciones se plantea la correspondiente corrección.

Tabla 2: Condiciones ambientales en el cuarto del acelerador

Temperatura [°C]	$1,92 \times 10^1$
Presión [mmHg]	$5,68 \times 10^2$
Presión KPa	$7,55 \times 10^1$
Humedad –relativa [%]	$5,00 \times 10^1$

Las condiciones de referencia de temperatura ( $T_0$ ) y presión ( $P_0$ ) corresponden a 20 °C y 101.3 kPa, respectivamente. De esta forma se obtiene el factor de corrección por presión y temperatura,  $K_{tp}$ , de acuerdo a la ecuación 1.

$$K_{tp} = \frac{(273+T)P_0}{(273+T_0)P} = 1,34 \quad (1)$$

*Factor de polarización,  $K_{pol}$ :*

Para esta corrección se realizan medidas a dos potenciales de polaridad opuesta y se registran las medidas de cargas colectadas en nC; donde  $M_+$  y  $M_-$  son las lecturas promediadas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente (columnas 1 y 2 de la tabla 3), y  $M$  es la lectura promedio del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa), en este trabajo se usa de manera rutinaria la polaridad positiva. El cálculo de  $K_{pol}$  se obtiene a partir de la ecuación 2.

Tabla 3: Datos experimentales, la última fila contiene los promedios de las 3 medidas.

lecturas (nC) a 300 V	lecturas (nC) a -300 V	lecturas (nC) a 50 V
22,26	-22,2	21,95
22,14	-22,23	21,94
22,15	-22,22	21,93
22,18	-22,22	21,94

$$K_{poi} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = 1.00 \quad (2)$$

Factor de corrección del electrómetro  $K_{elec}$ :

En muchos casos, como en este trabajo, la calibración de la cámara y el electrómetro se realiza de manera conjunta, por esto el factor de corrección de las lecturas del electrómetro respecto a las obtenidas en la cámara es uno a uno. Así el factor de corrección del electrómetro es  $K_{elec} = 1$ .

Factor de recombinación  $K_s$ :

El factor de corrección por recombinación da información del cambio de cargas colectadas por recombinaciones secundarias de electrones primarios y átomos ionizados dentro de la cámara o en caso de potenciales altos, da información del aumento en cargas colectadas por ionizaciones secundarias.

$K_s$  depende de la relación de los voltajes que son los que determinan los valores de las constantes  $a_i$  y de las medidas de cargas colectadas.

Tabla 4: Factores  $a$  para diferentes relaciones de voltajes.

$V_1/V_2$	Pulsados		
	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2,0	2,337	-3,636	2,299
2,5	1,474	-1,587	1,114
3,0	1,198	-0,875	0,677
3,5	1,080	-0,542	0,463
4,0	1,022	-0,363	0,341
5,0	0,975	-0,188	0,214

Para este caso,  $V_1 = 300$  V,  $V_2 = 50$  V y el valor de cargas colectadas para ambos casos se encuentran en la tabla 3. Los valores de  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$  pueden ser extrapolados para el valor  $V_1/V_2 = 6$ . Al extrapolar obtenemos  $a_0 = 0,9584$ ;  $a_1 = -0,1075$  y  $a_2 = 0,1495$  para valores de cargas registradas a 300 V y 50 V de  $M_1 = 22,18$  nC y  $M_2 = 21,94$  nC. Lo anterior sometiendo a un mismo tiempo de exposición de 300 Unidades Monitor a una tasa de dosis constante de 200 UM  $\text{min}^{-1}$  (Una unidad monitor UM es el tiempo que tarda un equipo de teleterapia en entregar un cGy de dosis para condiciones particulares de distancia de la fuente y tamaños de campo, generalmente de 1 m y 10 cm x 10 cm respectivamente, en un simulador físico de agua).

El factor de corrección por recombinación puede obtenerse a partir de la ecuación 3 y los datos suministrados en las tablas 3 y 4.

$$K_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,003 \quad (3)$$

Tasa de dosis en agua a la profundidad de referencia 10 cm

Considerando los factores de corrección, la medida corregida de las cargas colectadas por unidad monitor,  $M_0$  [nC/UM] está dada por la ecuación 4:

$$M_Q = M_1 K_{tp} K_{pol} K_{ele} K_s = 0,1487 \quad (4)$$

La tasa de dosis (Gy/UM) está en términos de la calidad del haz  $K_{Q,Q_0}$  y el factor de calibración de la cámara  $N_{D,w,Q_0}$  de acuerdo a la ecuación 5.

$$D(10cm) = M_q N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} = 1,018E-02 \quad (5)$$

Tasa de dosis absorbida a la profundidad  $Z_{MAX}$

El lugar donde se espera estadísticamente encontrar la máxima entrega de dosis para haces de fotones de 6 MV esta a 1.5 cm de la superficie en el simulador físico de agua y puede ser expresada en función de la dosis en el punto de referencia. En este trabajo las medidas fueron realizadas en un punto de referencia a 10 cm de la superficie.

Usando la relación de tejido máximo (TMR) se puede estimar la dosis recibida en el punto de máxima dosis, de acuerdo a la ecuación (6) y como se observa en la figura 5.

$$D_{w,q}(z_{max}) = \frac{D_{w,q}(10cm)}{TMR(10cm)} = 1,018E-02 \quad (6)$$

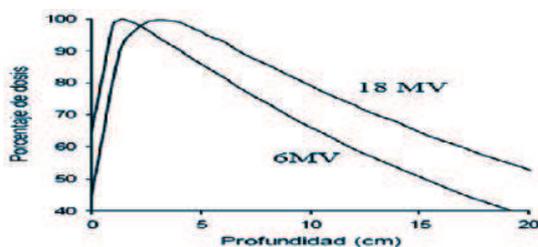


Figura 5: Ubicación del punto efectivo de la cámara con sistemas de posicionamiento laser. Imagen tomada de [11].

Todos los datos calculados de manera manual pueden ser verificados en la hoja de cálculo del Informe técnico 398 del IAEA.

Para chequear la validez de la prueba desarrollada en este trabajo deben compararse los valores obtenidos que se calculan a partir de las expresiones mostradas a continuación, dadas por el IAEA en su hoja de cálculo [9] que son funciones dependientes del factor de recombinación y de la relación de voltajes para las medidas  $M_1$  y  $M_2$  dadas por la cámara de ionización.

$$k_s - 1 = 0,003$$

$$\frac{M_1 / M_2 - 1}{V_1 / V_2 - 1} = 0,002$$

Donde se debe cumplir la condición:

$$k_s - 1 \approx \frac{M_1 / M_2 - 1}{V_1 / V_2 - 1} \quad (7)$$

Los valores calculados con las ecuaciones usadas a lo largo del trabajo (ecuación 1 a ecuación 6) arrojan resultados que difieren como máximo en un 1% de los valores reportados en las hojas de cálculo del Organismo Internacional de Energía Atómica IAEA [9].

### 3. CONCLUSIONES Y RECOMEDACIONES

- Se mostró efectivamente que se puede hacer dosimetría absoluta fuera de las condiciones de referencia si se consideran los factores que hacen la corrección para las lecturas ya sean consideraciones físicas (presión, temperatura y recombinación de cargas) o del sistema de medida (polaridad, estabilidad del electrómetro).

- Al comparar las funciones matemáticas que dependen de la recombinación y del voltaje aplicado, dadas en la hoja de cálculo sugerida por el TRS 398 que se obtienen durante la realización de la prueba de dosimetría absoluta, se observó una diferencia mínima entre los datos generados por cada función generando valores de 0,02 y 0,03 respectivamente para cada función, mostrando que se implementó de manera adecuada el formalismo de medida y el cálculo de datos.

- Al cumplir con la condición dada en (7) se valida la lectura obtenida para la dosis a la profundidad de referencia y a la profundidad de máximo porcentaje de dosis.

- Para disminuir la probabilidad de incidencia en errores sistemáticos, se recomienda tener cuidado con la instrumentación utilizada en la realización de las pruebas, en especial con la cámara de ionización ya que sus paredes de grafito son delgadas y frágiles, así como también el uso correcto accesorios como el *build up* de PMMA de la misma cámara.

## REFERENCIAS

[1] *International Atomic Energy Agency*. (s.f.). Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.iaea.org/>

[2] *International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU*. (s.f.). Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.icru.org/>

[3] *International Commission on Radiological Protection ICRP*. (s.f.). Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.icrp.org/>

[4] *Nation Council on Radiation Protection & Measurements NCRP*. (s.f.). Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.ncrponline.org/>

[5] *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR*. (s.f.). Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.unscear.org/>

[6] Attix, F. H. (2004). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Germany: WILEY-VCH.

[7] Podgorsak, E. B. (2010). *Radiation physics for medical physicists*. New York: Springer.

[8] Khan, F. M. (2003). *The Physics on Radiation Therapy*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.

[9] OIEA. (2005). *Colección de informes técnicos No. 398 Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos*. Viena: OIEA.

[10] Sociedad Española de Física Médica. (1984). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1MV y 50MV en radioterapia de haces externos SEFM 84-1*. Madrid: SEFM.

[11] plusformacion.com. (s.f.). *Formalismos de cálculo de unidades de monitor para haces de fotones de alta energía*. Recuperado el Enero de 2012, de <http://www.plusformacion.com/Recursos/r/Formalismos-calculo-unidades-monitor-para-haces-fotones-alta-energia>