

**"Calibración en maniquí de un equipo de Alta Tasa de Dosis por Carga Remota"**

**Ing. Rodolfo Alfonso\***  
**Lic. Pablo Toledo\*\***  
**Dr. Víctor Pich\*\***

\* Dpto. de Radioterapia, Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología (INOR)  
\*\* Servicio de Oncología, Hosp. Prov. Santa Clara (viejo)

**Resumen**

**"Calibración en maniquí de un equipo de Alta Tasa de Dosis por Carga Remota"**

El empleo de la braquiterapia de Alta Tasa de Dosis (HDR) en Cuba se ha enmarcado a las instalaciones de fabricación soviética AGAT-V. Con vista a la calibración para uso clínico de una de estas instalaciones se desarrolló un procedimiento basado en la medición directa de la dosis absorbida en punto de referencia B de un maniquí de parafina. Se muestran los resultados obtenidos de la calibración. Se realizó a partir de estos resultados la evaluación de las dosis efectivas impartida en punto de prescripción A mediante el empleo del modelo Lineal-Cuadrático. Se presentan de modo comparativo los resultados clínicos obtenidos con el AGAT-V.

**Abstract**

**"In Phantom Calibration of a High Dose Rate Remote Afterloading Device"**

The High Dose-Rate (HDR) brachytherapy in Cuba is based on soviet made devices type AGAT-V. In order to calibrate one of these for clinical use a method based on the direct measurement of the absorbed dose at the reference point B in a paraffin phantom was developed. The results of the calibration are shown. From these results an analysis was made of the effective doses to prescription point A considering the Lineal-Quadratic model. The clinical results by using the AGAT-V device are displayed in a comparative way.

**Key words:** Brachytherapy, HDR, In phantom calibration, Radiobiology, Remote afterloading.

**Introducción**

La experiencia cubana en el uso de la braquiterapia con Altas Tasas de Dosis (HDR) esta basada en la explotación de instalaciones tipo AGAT-V de fabricación soviética, los cuales utilizan como fuente de radiación cápsulas de Co-60. Estos equipos, por el elevado valor de tasa de dosis y la energía de la radiación gamma emitida, significan un alto riesgo radiológico,

tanto para el paciente como para el personal que labora con el equipo.

El objetivo principal del trabajo radica en la calibración dosimétrica del equipo AGAT-V del Servicio de Oncología del Hospital Provincial de Santa Clara (viejo), el cual no se encontraba en uso clínico por no disponerse de los certificados de calibración de las fuentes de Co-60.

Dada la elevada tasa de dosis en los puntos de prescripción de la dosis, se estimó adecuado realizar una evaluación de las dosis biológicamente efectivas que se recibiría en estos puntos, para lo cual se recomienda el empleo del modelo radiobiológico Lineal-Cuadrático.

## Materiales y Métodos

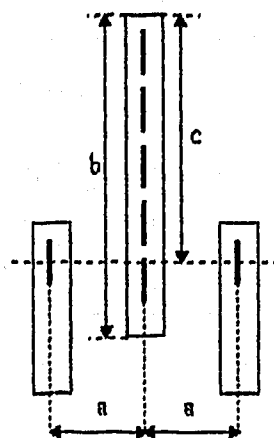
### *Descripción de la Instalación*

El AGAT-V es una instalación para braquiterapia intracavitaria por carga diferida remota, la cual, como veremos más adelante clasifica como un sistema HDR. Esta instalación consta de un pupitre de mando a distancia y un sistema neumático que permite el traslado de la fuente seleccionada en los aplicadores. El equipo consta de 7 fuentes de Co-60 selladas doblemente en cápsulas de acero inoxidable situadas en un contenedor blindado que forma parte del sistema neumático, todo esto ubicado en la unidad de irradiación, la cual se encuentra en el local de tratamiento. Estas fuentes están distribuidas en 3 compartamentos de dicho contenedor, 5 de ellas en el compartimento central y el resto en cada uno de los compartimentos laterales. Cada compartimento funciona como un sistema independiente con su correspondiente manguera, de manera que se puede seleccionar un número diferente de fuentes y de geometría de irradiación.

La instalación posee diferentes tipos de aplicadores intracavitarios, pero en este trabajo, por interés clínico, solo fue evaluado el aplicador para cervix uterino, el cual es una variante del sistema de Fletcher, que permite, dadas las características de la instalación, variar el número de fuentes en el tubo uterino, así como la configuración de los colpostatos vaginales respecto a este.

### *Dosimetría Clínica*

El fabricante del AGAT-V suministra las cartas de isodosis para las diferentes configuraciones geométricas del aplicador uterino definidas por la nomenclatura esquematizada en la figura 1.



### CONFIGURACIÓN a-b/c-a

- a- separación en cm entre el eje del colpostato vaginal y el eje del tubo uterino (en el ejemplo a = 1 cm).
- b- número total de fuentes en el tubo uterino.
- c- número de fuentes en el tubo uterino por encima de los colpostatos vaginales.

Fig. 1: Nomenclatura para las configuraciones geométricas del aplicador uterino (en el ejemplo de la figura corresponde a 1-5/4-1).

El sistema dosimétrico que recomienda el fabricante para la prescripción y reporte de las dosis impartidas se basa en el Sistema Manchester (Paterson & Parker, 1934), respetando la ubicación de los puntos de referencia A y B. Las curvas de las cartas de isodosis suministradas por el fabricante se encuentran normalizadas al 100% respecto al punto A; cada carta reporta a su vez un valor absoluto nominal de dosis absorbida en el punto A ( $D_A$ ) para el caso en que cada una de las fuentes de Co-60 que se emplean en el aplicador produzca una tasa de exposición a 1 m de la fuente ( $X_{1m}$ ) de  $10^{-5}$  R/seg.

El procedimiento recomendado por el fabricante para la determinación del valor absoluto real de  $D_A$  se basa en disponer del certificado de calibración de las fuentes con el valor de  $X_{1m}$  [1]. De esta manera se determina un factor de corrección de  $D_A$  definido como:

$$K = X_{1m} / 10^{-5} \quad (1)$$

por lo tanto la dosis absorbida en A para cada configuración geométrica se obtiene como:

$$D_A^i(\text{real}) = D_A^i(\text{nominal}) K \quad (2)$$

donde i representa una configuración geométrica dada.

En el caso de la instalación analizada no se dispone de los certificados de calibración de las fuentes, por lo que el procedimiento anterior no era posible aplicarlo.

#### *Determinación de la intensidad de las fuentes*

La especificación de la intensidad de las fuentes de braquiterapia, según las recomendaciones internacionales [2, 3], se debe realizar en termino de tasa de Kerma en aire a 1 m de la fuente, corregida por la atenuación en aire y la dispersión.

Por otra parte vemos que existen diferentes métodos para la determinación de la intensidad de las fuente [4]:

- a- calibración en un Laboratorio Patrón,
- b- medición en aire de la Kerma en aire con una cámara de ionización que posea un factor de calibración de Kerma en aire o Exposición determinado por un Laboratorio Patrón,

c- medición en maniquí de agua (o plástico equivalente al agua) de la Kerma en aire a distancia corta de la fuente (5 cm) usando un cámara de ionización como la del punto b,

d- medición con una cámara de ionización de pozo que ha sido calibrada en un Laboratorio Patrón.

De ellos los mas utilizados para la calibración de las fuentes de HDR son los correspondientes a los puntos b y c. En estudios comparativos entre estos dos métodos [5] se ha observado que ambos son reproducibles y concuerdan sus resultados dentro del 1%, siempre que las correcciones correspondientes sean tomadas en consideración.

En nuestro caso el sistema de medición de que se disponía era en base a diodo de Si para dosimetría in vivo, el cual había sido directamente calibrado contra un dosímetro Patrón Secundario NPL2560/2561 en términos de dosis absorbida en agua, por lo tanto ninguno de los métodos anteriores se ajustaba adecuadamente a este sistema. No obstante, la estimación de la dosis absorbida en agua en las cercanías de la fuente ( punto A en el sistema AGAT-V) a partir de la tasa de Kerma en aire a 1 m de distancia requiere la introducción de una serie de correcciones que incrementan la incertidumbre de la dosis calculada en este punto.

Por todo lo anterior se decidió realizar la medición directa de la tasa de dosis absorbida en el punto B ( $D_B$ ) mediante la medición en maniquí. Con este fin se construyo un maniquí de parafina de dimensiones  $20 \times 20 \times 20$  cm<sup>3</sup>. En el plano central de este se fijo un aplicador uterino en configuración 1-x/3-1. Se perforo un canal para la colocación del diodo en el punto de referencia B; se seleccionó el punto B ya que como se observa de la relación entre la incertidumbre relativa de la dosis  $\Delta D/D$  y el error de posicionamiento  $\Delta r$ :

$$\Delta D/D = 2 \Delta r/r \quad (3)$$

donde  $r$  representa la distancia fuente-diodo, en la medida que se incrementa la distancia  $r$  se reduce el error de la dosis por esta causa. En nuestro maniquí se estimo que la incertidumbre en la colocación del diodo estaba en el orden de 0.5 mm, de manera que evaluando en (3) tendríamos que:

$$\text{en punto A (r = 2 cm): } \Delta D/D = 5\%$$

$$\text{en punto B (r = 5 cm) } \Delta D/D = 2\%$$

Los valores de  $D_A$  se pueden calcular entonces a partir de la relación de dosis porcentual obtenidos mediante interpolación en la carta de isodosis correspondiente a la configuración geométrica medida [1]:

$$D_A^{\text{real}} = D_B^{\text{medido}} (D_A/D_B)^{\text{nominal}} \quad (4)$$

Debido a que el fabricante oferta 25 posibles configuraciones geométricas del aplicador uterino con sus correspondientes cartas de isodosis, no era factible construir un maniquí para cada una de ellas. Para las configuraciones escogidas (1-3/3-1 y 1-4/3-1) se midió  $D_B^{\text{medido}}$ , tanto con los colpostatos vaginales cargados como sin carga. Luego, a partir de (4) se puede obtener  $D_A^{\text{real}}$ , con el cual de (2) se determina el valor experimental de  $K$  para cada configuración

medida. El valor de  $K_1$  promediado resultante permite corregir todos los valores de  $D^1_A$  de cada carta de isodosis.

*Radiobiología*

La experiencia clínica de braquiterapia de cervix uterino acumulada esta basada en el empleo de sistemas donde la tasa de dosis en los puntos de prescripción (punto A en nuestro caso) cae en el rango de 0.4 a 2.0 Gy/h [2]. Estos sistemas son conocidos como de Baja Tasa de Dosis (Low Dose Rate, LDR). Cuando la tasa de dosis en los puntos de prescripción es tal que el tiempo de exposición es corto respecto a la reparación del daño subletal, es decir, menor de una hora, se habla de sistemas HDR [6]. Esto corresponde a valores superiores a 20 cGy/min. (12 Gy/h). La experiencia clínica con LDR no es extrapolable a los sistemas de HDR, ya que los efectos biológicos tanto en el tumor como en el tejido sano difiere significativamente para iguales valores de dosis-tumor total.

Con el objetivo de buscar esquemas de tratamiento equivalentes de HDR y LDR se han desarrollado diversos modelos radiobiológicos, pero el mas aceptado para este fin es el Lineal-Cuadrático [7]. Para buscar esquemas equivalentes se emplea el termino de Dosis Biológica Efectiva (BED), para HDR con fracciones iguales, separadas entre si por mas de 6 horas tenemos que:

$$BED = D \times RE \tag{5}$$

donde RE: Efectividad Relativa de la radiación,

$$RE = 1 + d/(\alpha/\beta) \tag{6}$$

donde: D: dosis total (D = n d)  
d: dosis por fracción  
n: numero de fracciones

$\alpha/\beta$ : parámetro que caracteriza el tipo de tejido ( $\alpha/\beta \geq 10$  para tejidos de efecto temprano o tumores;  $\alpha/\beta \leq 5$  para tejidos de efectos tardíos).

Para el modelo de irradiación continua, que se aplica a LDR, tenemos que:

$$RE = 1 + gd/(\alpha/\beta) \tag{7}$$

donde:  $g = 2[1-(1-\exp(-\mu T))/\mu T]/\mu T$  (8)

$\mu = 0.693/T_{1/2}$  es la tasa de reparación celular,  
 $T_{1/2}$  : periodo de semi-reparación (se asume 15 horas)

Debido a una cuidadosa observación clínica seguida de muchas autocorrecciones, los tratamientos tradicionales con LDR de 50 a 60 cGy/h presentan similares valores de RE que los tratamientos de Teleterapia con dosis por fracción de 200 cGy. Esto significa que para estas tasas de dosis se pueden sumar las dosis de tele- y braquiterapia en los puntos de interés.

**Resultados y Discusión**

*Resultados de la Calibración*

Como resultado de las mediciones en el fantoma de parafina se obtuvieron los valores de  $D^1_A$  y  $D^1_B$  , que aparecen en la tabla 1:

**Tabla 1**  
Resultados de las mediciones en maniquí

Configuración Geométrica "T"	Tasa de dosis absorbida [cGy/min.]		Factor de Corrección K
	D <sub>B</sub> <sup>i</sup>	D <sub>A</sub> <sup>i</sup>	
<i>Ovoides cargados</i>			
1-3/3-1	10.1	40.8	10.3
1-4/3-1	10.9	43.3	10.12
<i>Ovoides descargados</i>			
1-3/3-1	8.45	31.0	10.09
1-4/3-1	9.45	34.3	10.12
			<u>Promedio: 10.15</u>

Tomando en consideración los errores debidos a la calibración de diodo ( $\pm 2.5\%$ ) y su posicionamiento en el maniquí ( $\pm 2\%$ ), así como a la interpolación de las curvas de las cartas de isodosis ( $\pm 2\%$ ), se estimó que la incertidumbre del valor de K esta en el orden del  $\pm 4\%$  (10).

#### *Radiobiología*

Como se puede apreciar de la Tabla 1, los valores de tasa de dosis en punto A corresponden al rango de HDR; por esta razón se evaluó según el modelo Lineal-Cuadrático el tratamiento con el AGAT-V equivalente al impartido con el sistema Amersham de LDR, con el cual se tiene una larga experiencia en el Departamento de Radioterapia del INOR. Con el objeto de comparar se escogió un tratamiento en el que se prescriba una dosis efectiva de 50 Gy en punto A, considerando irradiación continua a LDR, así como irradiación fraccionada a HDR. Los resultados se muestran en la Tabla 2.

**Tabla 2**  
Comparación de tratamientos con equipo AGAT-V y con sistema Amersham.

Parámetro	Amersham (INOR)	AGAT-V (Sta. Clara)		
		n=5	n=10	n=25
a- Tasa de dosis en punto A	0.5 Gy/h	24Gy/h	24Gy/h	24Gy/h
b- Tiempo de irradiación para 50 Gy dosis total	100 horas	2.08 horas	2.08 horas	2.08 horas
c- Dosis total para dar una dosis efectiva de 50 Gy	48 Gy	35 Gy	43 Gy	51 Gy
d- Tiempo para dar una dosis efectiva de 50 Gy	96 horas	1.2 horas	1.58 horas	2.12 horas
e- Discrepancia entre "b" y "d"	+ 4 %	+ 42 %	+16 %	- 2 %

Como se puede observar, las dosis totales impartidas con el equipo AGAT-V deben ser reducidas en la medida que el número de aplicaciones "n" se reduce. Se nota que para aplicaciones con dosis por fracción de 2 Gy prácticamente no hay diferencias

entre la dosis total y la efectiva, pero evidentemente esta opción no es practica.

#### Resultados Clínicos

Se realizó un estudio comparativo de 174 pacientes de neoplasias de cuello de útero que han sido atendidas en el Servicio de Oncología del Hospital Provincial de Santa Clara. Se atendieron 73 pacientes con Ra-226 (LDR) y 101 con Co-60 (AGAT-V, HDR).

Los resultados globales de este estudio se muestran en las tablas 3 y 4.

**Tabla 3**  
Respuesta al tratamiento

Respuesta	Ra-226		AGAT-V	
	# pacientes	%	# pacientes	%
Completa	46	63	85	84.1
Parcial*	23	31.5	15	14.9
No Respuesta	4	5,5	1	0.9

\* Se considera respuesta parcial si pasado un mes y medio del último tratamiento radiante existe actividad tumoral en el 50% de la lesión.

**Tabla 4**  
Complicaciones

Complicación	Ra-226		AGAT-V	
	# pacientes	%	# pacientes	%
Necrosis	6	8.2	10	9.9
Cistitis	3	4.1	8	7.9
F. R. V. <sup>(1)</sup>	1	1.3	3	2.9
F. V. V. <sup>(2)</sup>	.	.	2	1.9
O. I. <sup>(3)</sup>	1	1.3	1	0.9

(1) Fístula Recto-Vaginal

(2) Fístula Vésico-Vaginal

(3) Obstrucción Intestinal

Como puede apreciarse, la respuesta al tratamiento realizado con el AGAT-V es superior a la obtenida con la técnica tradicional con Ra-226, sin embargo, las complicaciones en el primero son mayores, lo que debe estar relacionado a lo pronosticado por el modelo Lineal-Cuadrático para estas tasas de dosis altas.

### Referencias

- [1] "Gammaterapia Intracavitaria de Cáncer de Cuello de Utero en el Aparato Gammaterapéutico AGAT-V"; Recomendaciones Metodológicas; Moscú, 1974.
- [2] International Commission on Radiation Units and Measurements: "Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology"; ICRU Report 38, 1985.
- [3] Dutreix, A. et al, "ICRU Recommendations on dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy", Measurement Assurance in Dosimetry, IAEA Proc. Series, Vienna, 1994, pp. 277-287.
- [4] Meertens, H., "Physics", Brachytherapy 2, Proceedings of the Brachytherapy Working Conference, The Hague, 1988, pp. 605-608.
- [5] Ezzel, G.A., "Evaluation of Calibration Techniques for the MicroSelectron-HDR", Brachytherapy 2, Proceedings of the Brachytherapy Working Conference, The Hague, 1988, pp. 62-70.
- [6] Fowler, J.F., "The Radiobiology of Radiotherapy", Brachytherapy HDR & LDR, Proceedings of a Brachytherapy Meeting, Dearborn, Michigan, 1989, pp. 121-137.
- [7] Fowler, J.F., "The linear quadratic formula and progress in fractionated radiotherapy- a review", Brit. J. Radiology, 62, 1989, pp. 679-694.