

## DOSIMETRO DE RADIACIONES CONSTRUIDO CON CENTELLADORES PLASTICOS

por

R. A. BARREA y R. T. MAINARDI

**ABSTRACT** -- Las cámaras de ionización, con paredes equivalentes aire, han sido utilizadas en dosimetría de rayos-x como el principal sistema de medición, dado que su respuesta permite expresar la dosis directamente en Roentgens. A partir de la disponibilidad de centelladores plásticos con número atómico equivalente al aire, se investigó su utilización en dosimetría de rayos x.

Nosotros hemos realizado un diseño con el cual es posible reducir efectos secundarios que introducen errores y obtener una respuesta independiente de la energía, en un rango desde 20KeV hasta 180 KeV y es dable esperar además un comportamiento adecuado para altas energías. También presenta una alta eficiencia y precisión en un gran rango de dosis y esto lo convierte en una nueva alternativa para la determinación de dosis de rayos x.

Se presentan resultados preliminares obtenidos con un prototipo construido ad-hoc, estos permiten preveer su aplicación con fines dosimétricos con amplias ventajas respecto a las cámaras de ionización.

### INTRODUCCION

El uso de cámaras de ionización Wickoff and Attix (1957) requiere ciertas precauciones y se deben aplicar a las lecturas realizadas correcciones posteriores. Algunas de estas tienen en cuenta las condiciones atmosféricas en el momento de la medición, así como parámetros eléctricos específicos. Con respecto a las primeras tenemos la presión y temperatura que deben ser consideradas para corregir el volumen de aire dentro de la cámara. Las segundas se refieren a las pérdidas por recombinación, pérdidas en los cables conductores que dadas las bajas corrientes con que se trabaja pueden ser importantes, etc. Además de estas correcciones,

---

Facultad de Matemática, Astronomía y Física. Universidad Nacional de Córdoba.

Laprida 854. 5000 . Córdoba. Argentina

• Investigador del CONICET.

es de destacar que las cámaras presentan un rango de aplicación limitado lo que provoca que para distintas mediciones sea a veces necesario utilizar dos cámaras de distintas características.

Para algunas aplicaciones prácticas parece interesante emplear un sistema de medición basado en detectores centelladores y su electrónica asociada, cuyas principales características son: una mayor precisión en las mediciones, dada su alta densidad con respecto al aire y que el volumen activo no depende de la presión y la temperatura, lo que permitiría evitar la necesidad de correcciones posteriores. Furuta y Kimbara (1966) presentaron un dosímetro para rayos gama empleando un centellador orgánico cuyas características en su respuesta a la energía lo asemejan al aire. Encontraron un comportamiento no lineal para energías menores de 150 KeV, lo que invalidaría su uso para bajas energías, aunque mantendría sus ventajas sobre las cámaras de ionización en su zona de aplicación, es decir para energías mayores de 150tKeV. Henshaw y Shaugnessy (1972) propusieron nuevamente el empleo de este tipo de centelladores, presentando además mediciones de la respuesta en función de la energía, la que varía en un 20% en la región de 1.5 mm de Al a 6.0 mm de Al de H V L. Estos valores equivalen a energías de 20 a 50 KeV lo que representa un rango muy limitado respecto de lo que podría esperarse para este sistema de medición y no contrasta con lo obtenido anteriormente por Furuta y Kimbara.

Tojo (1983) presentó resultados obtenidos en determinaciones de dosis empleando centelladores inorgánicos, NaI(Tl). En dicho trabajo se presentan curvas de calibración de energía absorbida en NaI(Tl) con respecto a dosis en aire. Queda expuesto claramente allí la necesidad de conocer la energía de la radiación incidente para poder realizar las correcciones correspondientes. Este hecho indica que no es posible emplear centelladores inorgánicos, que no presentan una respuesta en energía equivalente al aire, en determinaciones de dosis de fuentes de radiación de energía desconocida.

## DESCRIPCION TECNICA

El dosímetro se construyó con centellador equivalente aire disponible comercialmente. El mismo se acopló a una guía de luz de acrílico transparente, contruida de la menor dimensión posible y todo el conjunto es recubierto por una película de aluminio electrodepositada para reducir las perdidas de luz hacia el fotocátodo. Se incorporó la guía de luz con el objeto de alejar el centellador del fotocátodo y evitar así una posible contribución de este último en la detección de rayos x.

El fotomultiplicador empleado es un Amperex 52AVP ( equivalente RCA 7767). El divisor resistivo empleado para esta aplicación corresponde al tipo fotocátodo a A.T. y ánodo flotante. De esta manera toda la carga generada será colectada en un circuito integrador sin pasar por un filtro, como es usual en la configuración ánodo a A.T. La tensión aplicada al FM es fija en cada determinación pero es posible calibrar el dosímetro con distintas tensiones aplicadas lo que permite ampliar así el rango de utilización del mismo. Por ello se realizaron dos calibraciones a 1000 V y 1400 V de tensión de alimentación.

La salida del fotomultiplicador se conecta al circuito integrador que acumula toda la carga generada y posee un control regulable de tiempo de adquisición. Las lecturas sobre el integrador se obtuvieron con un voltímetro de alta impedancia analógico modelo Philips PM 2440. Para polarizar el fotomultiplicador se empleó una fuente de alta tensión regulable ORTEC 556 que asegura una alta estabilidad en la tensión de salida.

## RESULTADOS OBTENIDOS

Se midió con un equipo de terapia superficial que permite variar el Kilovoltaje aplicado desde 60kV hasta 180kV, a pasos de 20kV, con filtraciones adicionales de 0,5 mm de Cu + 1 mm de Al; 1 mm de Cu + 1 mm de Al y 2 mm de Cu + 1 mm de Al. Es posible también variar la corriente hasta 10 mA.

Las mediciones se obtuvieron contrastando las lecturas obtenidas de nuestro dosímetro con las de una cámara de ionización marca Capintec modelo PRG-06.

Se realizaron mediciones con kV fijo y variable; con tensión de FM de 1000 V y 1400 V y con diferentes filtraciones adicionales. Las determinaciones con kV fijo y variable se realizaron para determinar la respuesta del dosímetro con la energía, dado que al modificar el kV o filtrar el haz se modifica la forma espectral. En las siguientes tablas se muestran resultados obtenidos con cámara de ionización, expresados en Roentgen/min y con el dosímetro, expresados en mVolts.

La primera columna  $i$ [mA] indica la corriente de tubo que se tenía en cada determinación, la cual se variaba para obtener diferentes dosis a la misma energía.

La figura 1 muestra un esquema del arreglo experimental, utilizado en la medición de dosis y la figura 2 un diagrama esquemático de los componentes del dosímetro de centellador plástico.

La tabla I muestra los datos obtenidos de determinaciones para kilovoltaje fijo de 160 kV en cuatro condiciones de filtración adicional, esto es: sin filtración y con las tres filtraciones posibles variando la corriente de tubo de 2 mA a 10 mA, con tensión de polarización de fotomultiplicador de 1000 V. Donde S/F significa sin filtración adicional, 1/2Cu es 0.5mm Cu + 1mm Al, 1 Cu es 1mm Cu + 1mm Al y 2 Cu es 2mm Cu + 1mm Al.

**TABLA I**

i[mA]	160kV s/f		160kV 1/2Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	6.1±0.1	26.6±0.2	2.53±0.05	9.4±0.1
4	12.3±0.1	60.6±0.4	4.43±0.05	17.6±0.1
6	17.4±0.1	90.6±0.4	5.68±0.05	25.6±0.1
8	22.0±0.1	116±2	6.92±0.05	29.6±0.2
10	25.9±0.1	148±2	7.70±0.05	34.6±0.4

i[mA]	160kV 1Cu		160kV 2Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	1.73±0.01	6.4±0.1	1.11±0.01	4.3±0.1
4	3.00±0.05	11.8±0.2	1.80±0.01	6.9±0.1
6	4.00±0.05	15.6±0.2	2.18±0.05	8.5±0.1
8	4.71±0.05	19.0±0.2	2.61±0.05	10.1±0.2
10	5.16±0.05	22.0±0.2	2.83±0.05	10.5±0.2

Los errores para cada dato provienen de la promediación de errores de apreciación de cada instrumento utilizado.

Las tablas II, III, IV y V muestran los datos obtenidos de 80 determinaciones para distintos espectros filtrados con tensión de polarización de 1400V del fotomultiplicador.

**TABLA II**

		60kV 1/2Cu		80kV 1/2Cu	
i[mA]	R/min	mV	R/min	mV	
2	0.26±0.01	4.8±0.1	0.50±0.01	7.0±0.1	
4	0.40±0.01	6.6±0.1	0.79±0.01	11.8±0.1	
6	0.44±0.01	7.2±0.1	1.00±0.01	15.6±0.1	
8	0.48±0.01	7.6±0.1	1.06±0.01	17.2±0.1	
10	0.49±0.01	7.6±0.1	1.08±0.01	17.6±0.1	
		100kV 1/2Cu		120kV 1/2Cu	
i[mA]	R/min	mV	R/min	mV	
2	0.88±0.01	13.2±0.2	1.19±0.01	17.0±0.2	
4	1.40±0.01	21.0±0.2	2.05±0.05	30.0±0.4	
6	1.79±0.01	26.0±0.2	2.74±0.05	41.0±0.4	
8	1.99±0.01	30.0±0.2	3.21±0.05	50.0±0.4	
10	2.12±0.05	32.0±0.4	3.50±0.05	57.0±0.4	

**TABLA III**

		140kV 1/2Cu		160kV 1/2Cu	
i[mA]	R/min	mV	R/min	mV	
2	1.76±0.01	26.0±0.4	2.11±0.05	33.0±0.4	
4	2.95±0.05	46.0±0.4	3.80±0.05	63.0±0.4	
6	3.81±0.05	64.0±0.4	5.10±0.05	94.0±0.4	
8	4.48±0.05	77.0±0.4	6.14±0.05	117 ± 2	
10	4.99±0.05	91.0±0.4	6.80±0.05	136 ± 2	
		180kV 1/2Cu		100kV 1Cu	
i[mA]	R/min	mV	R/min	mV	
2	2.97±0.05	49.0±0.4	0.56±0.01	8.0±0.04	
4	4.99±0.05	90.0±0.4	0.92±0.01	12.8±0.2	
6	6.78±0.05	132 ± 2	1.12±0.01	16.2±0.2	
8	8.07±0.05	168 ± 2	1.25±0.01	18.2±0.2	
10	8.99±0.05	194 ± 2	1.29±0.01	19.0±0.2	

**TABLA IV**

i[mA]	120kV 1Cu		140kV 1Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	0.86±0.01	12.0±0.2	1.23±0.01	19.4±0.2
4	1.47±0.01	19.8±0.2	2.04±0.05	30.0±0.4
6	1.89±0.01	24.5±0.2	2.63±0.05	40.0±0.4
8	2.17±0.05	29.0±0.2	3.07±0.05	48.0±0.4
10	2.33±0.05	31.5±0.4	3.32±0.05	53.0±0.4

i[mA]	160kV 1Cu		180kV 1Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	1.59±0.01	23.0±0.2	2.20±0.05	34.0±0.4
4	2.75±0.05	43.0±0.4	3.73±0.05	61.0±0.4
6	3.70±0.05	60.0±0.4	4.94±0.05	89.0±0.4
8	4.36±0.05	73.0±0.4	5.90±0.05	106 ± 2
10	4.92±0.05	84.0±0.4	6.60±0.05	120 ± 2

**TABLA V**

i[mA]	120kV 2Cu		140kV 2Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	0.48±0.01	6.5±0.1	0.71±0.01	10.2±0.2
4	0.77±0.01	10.5±0.2	1.21±0.01	16.2±0.2
6	0.93±0.01	13.2±0.2	1.53±0.01	20.8±0.2
8	1.04±0.01	14.0±0.2	1.76±0.01	23.0±0.2
10	1.06±0.01	14.2±0.2	1.92±0.01	25.0±0.2

i[mA]	160kV 2Cu		180kV 2Cu	
	R/min	mV	R/min	mV
2	1.09±0.01	14.4±0.2	1.41±0.01	19.0±0.2
4	1.82±0.01	24.0±0.2	2.50±0.05	34.0±0.4
6	2.32±0.05	32.0±0.4	3.21±0.05	47.0±0.4
8	2.67±0.05	37.0±0.4	3.78±0.05	57.0±0.4
10	2.89±0.05	41.0±0.4	4.19±0.05	64.0±0.4

La figura 3 muestra los datos experimentales de la tabla I (CURVA [1] ) y las tablas II a V ( CURVA [2] ).

La tabla VI muestra los parámetros de ajuste de los puntos experimentales y su correspondiente errores.

**TABLA VI**

PARAMETROS	CURVA [1]	CURVA [2]
$A^0$	$4.5E-1 \pm 8.9E-2$	$1.1E-1 \pm 3.2E-2$
$A^1$	$2.2E-1 \pm 4.7E-3$	$6.7E-2 \pm 1.2E-3$
$A^2$	$-3.2E-4 \pm 3.3E-5$	$-1.20E-4 \pm 7.2E-6$

### CONCLUSIONES

Se diseño un dosímetro con centelladores plásticos cuyos resultados preliminares muestran que es capaz de determinar dosis de radiación con buena precisión, eficiencia y repetitibilidad en las mediciones. La respuesta, aunque no es lineal con respecto a una cámara de ionización, presenta un comportamiento funcional suave lo que permite su calibración en dosis, sin importar la energía del haz incidente. La independencia de factores atmosféricos indica que su aplicación en dosimetría es inmediata y confiable, ya que no necesita de correcciones posteriores en la determinaciones.

### AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo se realizó dentro del marco de un proyecto de investigación sobre espectroscopía de rayos x, auspiciado por la Universidad Nacional de Córdoba y el Consejo de Investigaciones Científicas y Tecnológicas (CONICET).

### REFERENCIAS

- E.T.Henshaw and J.T.Shaughnessy (1972). *Phys. Med. Biol.*17 577.  
Y.Furuta and S.Kimbara (1966). *Rev. Sci. Inst.*37 176.  
T.Tojo (1983). *Nucl. Instr. and Meth.* 205 517.  
H.O.Wyckoff and F.H.Attix (1967). *N B S Handbook* 64.

## **RADIATION DOSIMETER BUILT WITH PLASTIC SCINTILLATOR**

**ABSTRACT** – Ionization chambers, with air equivalent plastic walls, have been used as the main x-ray dosimetry system, since its response permits to give the doses in Roentgens. From the commercial availability of plastic scintillators with air equivalent atomic number we have studied its use in x-ray dosimetry.

We devised a system with which it is possible to reduce side effects that introduce errors and obtain a response independent of energy, from 20 to 180 KeV and it is also expected to behave that way for higher energies. The system has a high efficiency and precision for a wide dose range and it is then a new alternative to measure x-ray doses.

Results obtained with a prototype, built ad-hoc, make it possible its use with dosimetric purposes with several advantages over conventional

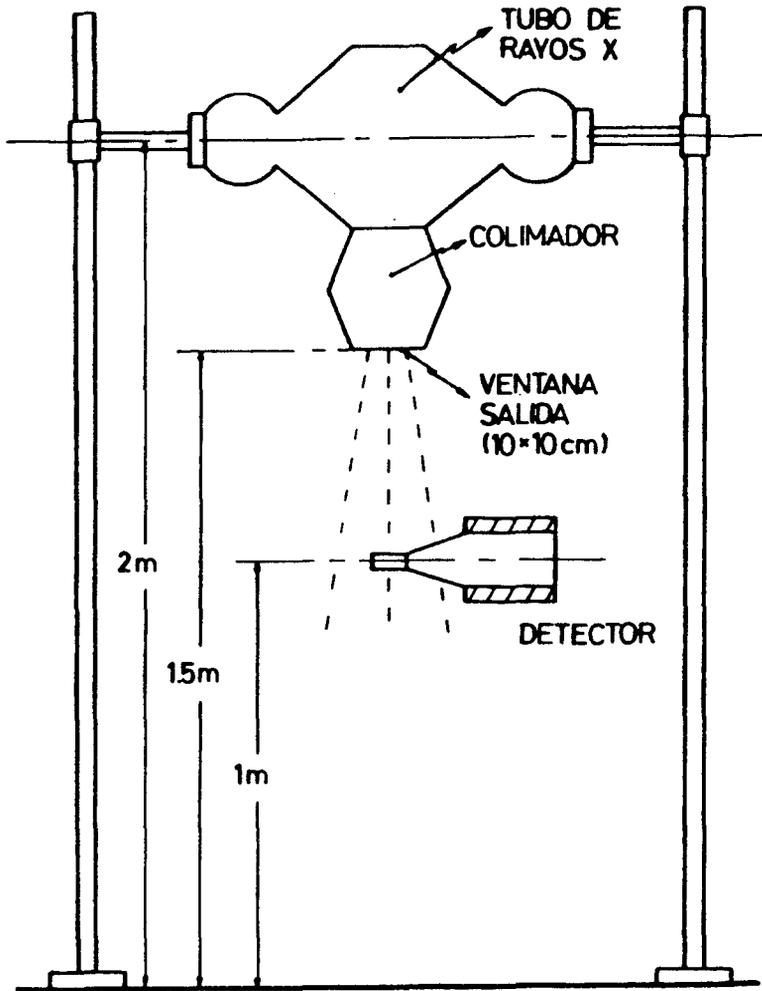


Figura 1. esquema del Arreglo experimental utilizado en la medición de dosis

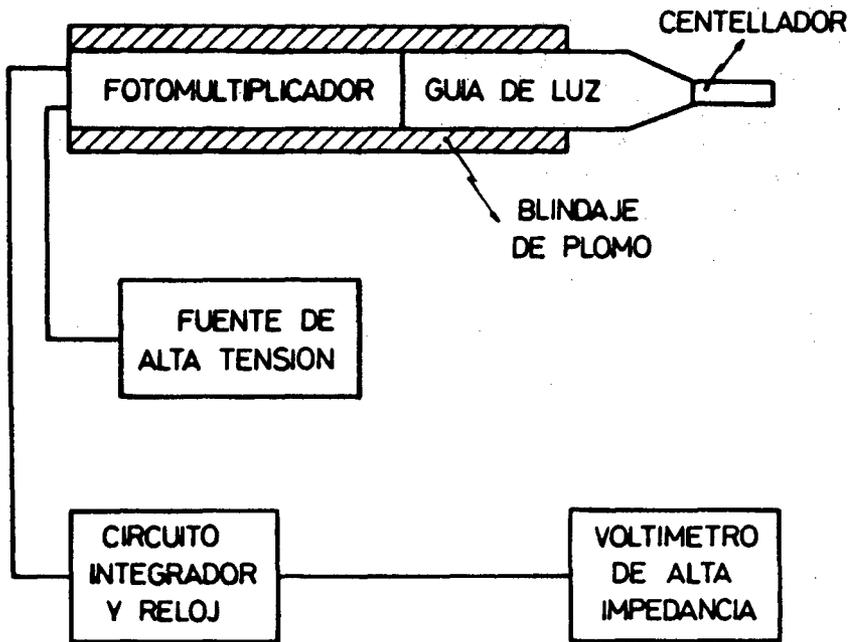


Figura 2. Diagrama Esquemático de los Componentes del dosimetro de Centelador plástico.

LECTURAS CAMARA DE IONIZACION  
vs  
LECTURAS DOSIMETRO CON CENTELLADOR

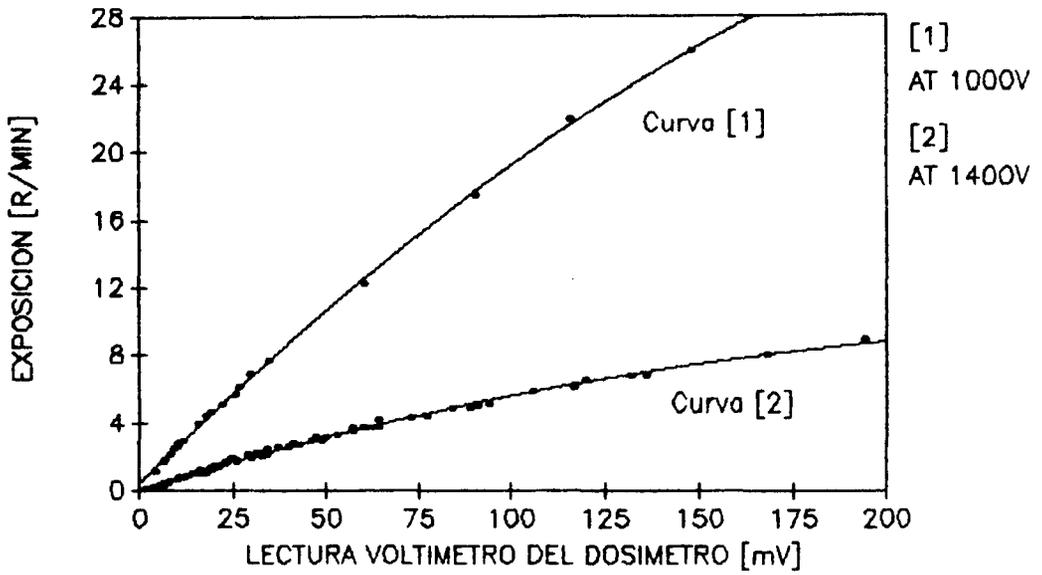


FIGURA No 3

Figura 3. Lecturas cámara de ionización vs lecturas dosimetro con centellador  
Curva [1] at 1000V, curva [2] at 1400V