

DETERMINACIÓN DE DOSIS EN TOMOGRAFIA COMPUTADA.

C. Descamps^(a), M. Gonzalez^(b), A. Germanier^{(c)(*)}, E. Garrigó^(a), D. Venencia^(a).

^a Departamento de Física Medica, Instituto de Radioterapia-Fundación Marie Curie.

^b Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales, Universidad Nacional de Córdoba.

^c CEPROCOR, Ministerio de Ciencia y Tecnología, Córdoba, ARGENTINA

Correo-e agermani@ceprocor.uncor.edu

Resumen

En los últimos años se están revisando las metodologías para determinar la Dosis en tomografía computada. En este trabajo realizamos un estudio dosimétrico de los protocolos de exploración utilizados para simulación de tratamientos de radioterapia. Se aplicó la metodología descrita en el Reporte Nº 111 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) sobre un tomógrafo computado de dos cortes. Se utilizó un fantoma cilíndrico de agua con dimensiones: 30 cm de diámetro y 50 cm de longitud, que simula las condiciones de absorción y dispersión de un cuerpo adulto de tamaño promedio. Las dosis se determinaron con cámara de ionización y TLD. Los resultados indican que la información de dosis (CTDIvol) que proporciona el tomógrafo subestima la Dosis entre un 32 y un 35%.

Palabras clave: Dosis, Tomografía Axial Computada, AAPM TG111

Introducción.

El paradigma utilizado actualmente para evaluar la Dosis entregada durante un procedimiento de TAC es el Índice de Dosis en Tomografía Computada (Computed Tomography Dose Index, CTDI) propuesto por Shope et al (1981). Este índice es medido con una cámara de ionización “lápiz” de 100 mm de longitud en un Fantoma cilíndrico de PMMA (14 cm de longitud y 16 o 32 cm de diámetro). Pero este método excluye la contribución de radiación dispersa originada más allá de los 100 mm del rango de integración en el eje z. Un nuevo método es propuesto en el reporte AAPM TG111 (2008), utilizando una cámara de ionización de volumen pequeño ubicada en un Fantoma lo suficientemente largo como para una dosis de equilibrio en el punto donde se localiza la cámara.

Materiales y Métodos.

Las mediciones se realizaron en un Tomógrafo Siemens, SOMATOM Spirit Power 2-slice CT scanner. La cámara de ionización utilizada fue una PTW tipo Farmer- (0.6cm³) con electrómetro PTW Unidos E. Este instrumento fue calibrado por un laboratorio secundario de referencia para rangos de calidades de haces que comprenden los utilizados por los Tomógrafos. Se utilizaron dosímetros TLD de LiF:Ti,Mg, (TLD100, Harshaw) de forma prismática (1x1x6 mm³) con un recocido a 400°C por una hora y enfriamiento rápido hasta temperatura ambiente. Las lecturas fueron realizadas en un Lector termoluminiscente Harshaw 4000A. La rampa de lectura fue de 90 a 290°C en 40s. La deconvolución de las curvas de brillo fue realizada con CGANew de Ciemat. El Fantoma utilizado es de agua y tiene un diámetro exterior de 30cm y 50cm de longitud. Cuenta con alojamientos central y periférico para ubicar los TLD y la cámara de ionización (Fig 1)

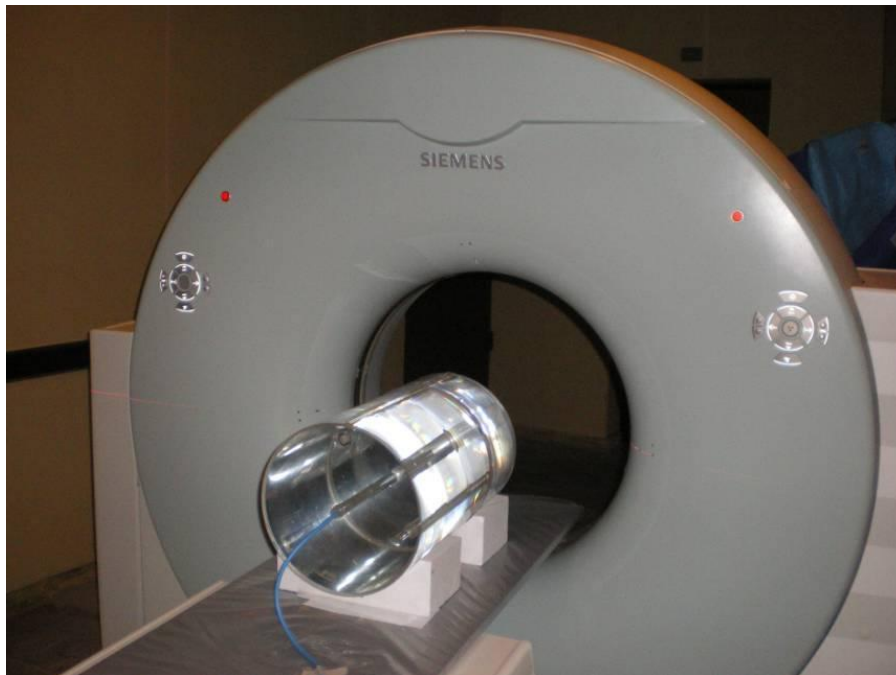


Fig 1: Fantoma de agua con alojamiento central y periférico para insertar cámara de ionización o dosímetros TLD.

Las mediciones se realizaron para los protocolos clínicos de TAC, siguiendo las recomendaciones de la AAPM. Se compararon las Dosis entregadas durante los modos de adquisición de un barrido axial con secciones tomográficas adyacentes y con barrido helicoidal con un factor de “pitch” de valor 1. La condición de operación de “referencia” fue elegida como recomienda la AAPM, la más utilizada en la práctica clínica. Para este trabajo la condición de referencia fue en modo barrido axial, con cortes adyacentes ($130\text{kV}_{\text{pref}}$, 100mA 1s por rotación del tubo, 2 cortes de 5mm). Los resultados finales presentados corresponden a tres protocolos utilizados con mayor frecuencia en radioterapia: Protocolo para Mama {modo de barrido helicoidal, factor pitch=1, $\text{kV}_{\text{pref}}=130\text{kVp}$, 100mA , 1s por rotación de tubo, 2 cortes de 5mm, imagen reconstruida de 10mm}, protocolo de próstata para IMRT {modo de barrido axial de 1.5mm, $\text{kV}_{\text{pref}}=130\text{kVp}$, 100mA , 1s por rotación de tubo, 2 cortes de 1.5mm, imagen reconstruida de 3mm} y “axial 5mm” {modo de barrido axial, cortes adyacentes, $\text{kV}_{\text{pref}}=130\text{kVp}$, 100mA , 1s por rotación de tubo, 2 cortes de 2.5mm, imagen reconstruida de 5mm}.

Fue evaluada la longitud mínima de barrido L_{eq} necesaria para obtener Dosis acumulada de equilibrio Deq . Ella se realizó considerando un conjunto de longitudes comprendidas entre 50mm y la longitud total del Fantoma (L) menos nT (Fig2).

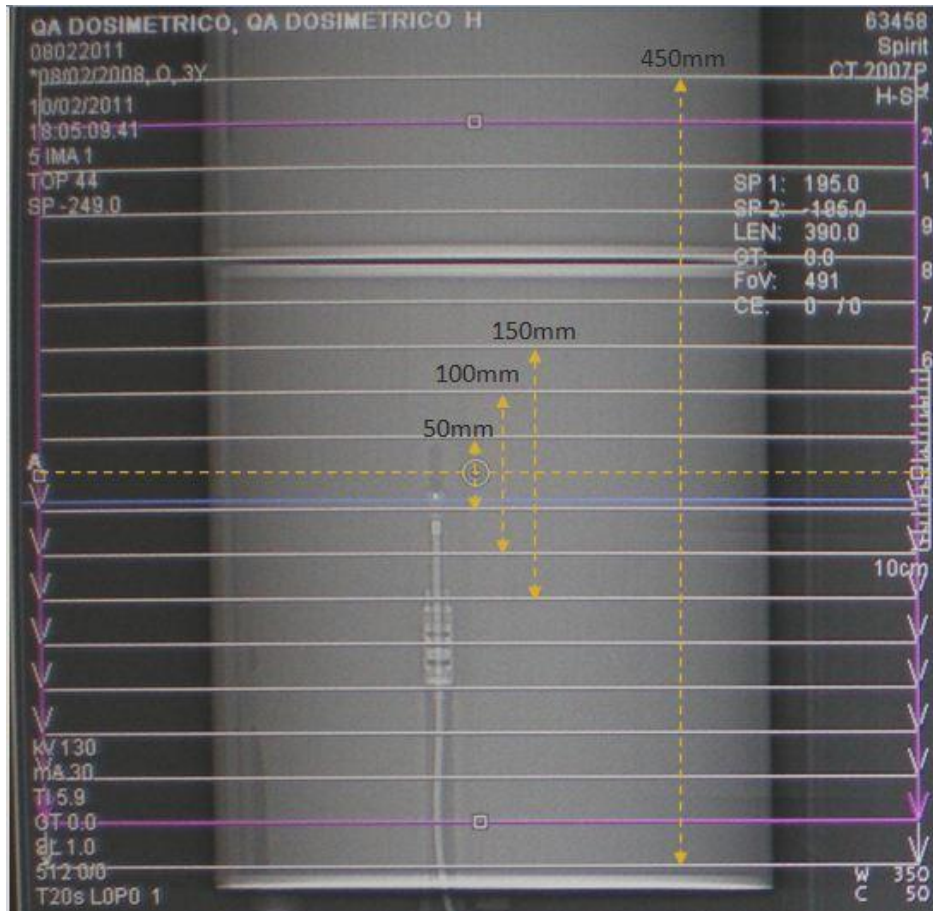


Fig 2. Longitudes de barrido adoptadas para determinar la Dosis acumulada central.

Para cada valor de L usado, fue determinada la Dosis central $DL(z=0)$ acumulada con cámara de ionización. $DL(z=0)$ fue determinado como el producto de una función “aproximada al equilibrio” $h(L)=1-a \exp(-4L/L_{eq})$ y la Dosis de equilibrio D_{eq} . El parámetro a está relacionado con la razón de radiación dispersa/primaria en el eje del Fantoma. Se determinó la Dosis de equilibrio para cada eje (central y periférico). El promedio en el plano de la Dosis de equilibrio fue calculado asumiendo que $D_{eq} \sim r^2$, este valor fue comparado con los valores de CTDI informados por el Tomógrafo.

Con el objeto de validar el conjunto de mediciones, los valores de dosis fueron confirmados con mediciones con TLD (Fig 3).

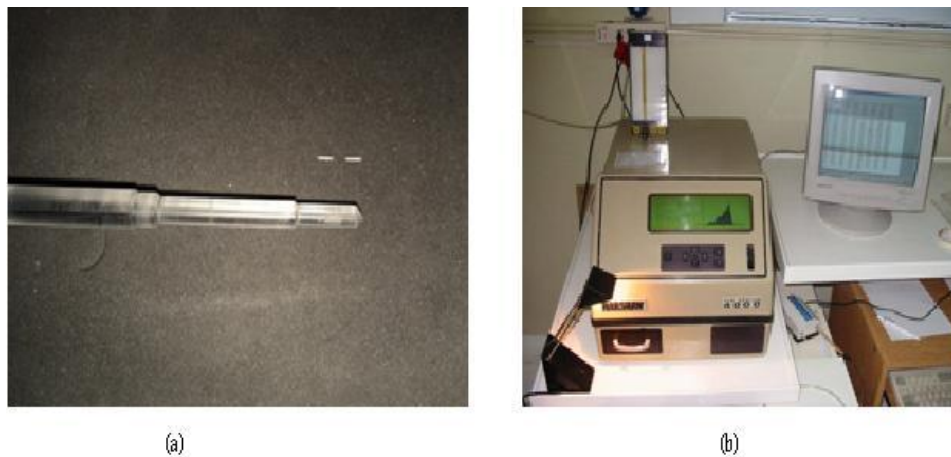


Fig 3. a) TLD prismáticos e inserto para realizar la medición en Fantoma de agua.
b) sistema Lector de TLD.

Los TLDs fueron calibrados en haz de Rayos X siguiendo el código de práctica TRS-277 de la IAEA, irradiados en la misma condición que la cámara de ionización.

Resultados.

Reproducibilidad del posicionamiento de Fantoma y dosímetros.

El eje central del Fantoma de agua fue alineado con el eje de rotación del tomógrafo y la cámara de ionización fue ubicada en el Fantoma con el objeto de centrar el volumen colector de cargas con el plano $z=0$ del Tomógrafo (Fig4).

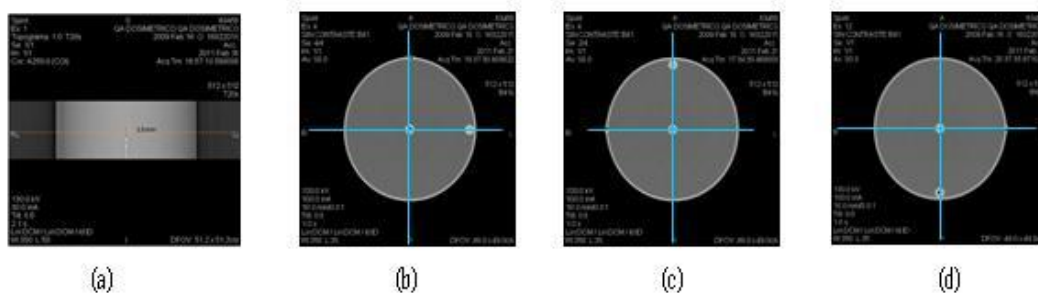


Fig 4. a) Posicionamiento del volumen sensible de la cámara de ionización con el Tomógrafo en plano $z=0$, **b), c)** y **d)** Alineamiento del centro del Fantoma con el eje del Tomógrafo (imagen centrada) y verificación de la posición del inserto periférico.

La reproducibilidad de esta configuración fue estimada en 0.4% con una variación en la posición inferior a 1mm.

Dosis acumulada central ($z = 0$) y su aproximación al equilibrio.

Comparación de los modos de barrido axial y helicoidal.

El objetivo de este trabajo fue evaluar la Dosis entregada para cada combinación de parámetros de TAC clínicamente relevantes. Como se observa en la fig 5, no se observan diferencias significativas si se comparan los dos modos son comparados (adyacentes y *pitch* de 1 cortes axial y helicoidal respectivamente), en el numero limitado de mediciones realizadas.

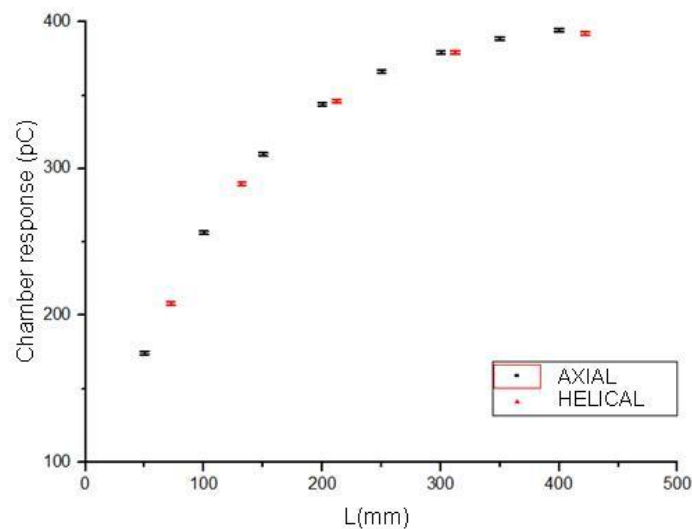


Fig 5. Comparación de la Dosis entregada durante los modos de barrido axial y helicoidal.

Aproximación a la dosis acumulada de equilibrio para los eje central y periférico.

Las mediciones para el conjunto de operación del Tomógrafo de referencia en las ubicaciones central y periférica son presentadas en la Fig 6 (puntos). El total de los datos fue analizado con el software OriginLab usando la función $h(L)=1-a \exp(-4L/Leq)$, son presentados en la Fig 6 (líneas).

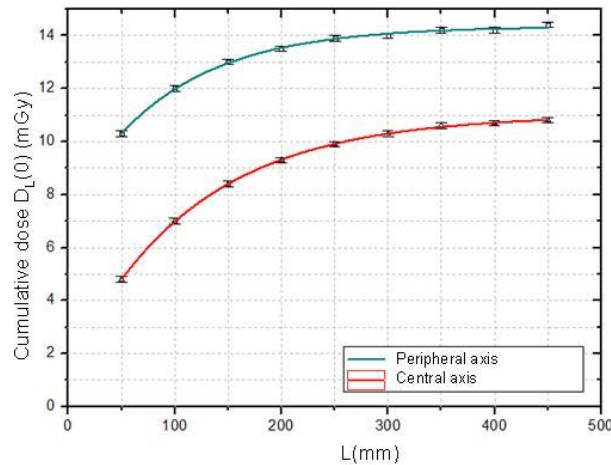


Fig 6. Aproximación a la Dosis acumulada de equilibrio central y periférica.

Los parámetros ajustados calculados son resumidos en la Tabla I. Para Dosis en el eje central, la contribución dispersa domina la contribución primaria a la Dosis. El parámetro a es próximo a la unidad, D_{eq} es menor, y es mayor la longitud para la cual la Dosis acumulada central esta dentro del 2%.

Tabla I. Parámetros ajustados L_{eq} , D_{eq} y a obtenidos con software OriginLab.

Posición de la Cámara	Central	Periférica
L_{eq} [mm]	450 ± 1	380 ± 1
D_{eq} [mGy]	11.0 ± 0.1	14.4 ± 0.1
a	0.9	0.5

Dosis de equilibrio e integral, promedio en el plano.

Asumiendo que la $D_{eq}(r)$ varía con r^2 , el promedio en el plano de la Dosis de equilibrio D_{eq} , puede ser calculada como $D_{eq} = 1/2 D_{eq,central} + 1/2 D_{eq,peripheral}$. La energía total absorbida en el Fantoma o la Dosis integral E_{Tot} es el parámetro usado para evaluar el riesgo del paciente: $E_{Tot} = \rho \pi R^2 L D_{eq}$, con $\rho =$

1190kg/m^3 , $R = 0.15\text{m}$, $L = 0.5\text{m}$. Los resultados obtenidos para los protocolos más frecuentes utilizados para la planificación de tratamientos en Radioterapia están resumidos en la tabla II.

Tabla II. Dosis de equilibrio promediada en el plano y Dosis Integral obtenida para las condiciones de operación clínicas seleccionadas relevadas.

Protocolo	Mama	Próstata	Axial 5mm
$D_{eq,central}$ [mGy]	10.8 ± 0.1	10.8 ± 0.1	11.0 ± 0.1
$D_{eq,periférica}$ [mGy]	13.8 ± 0.1	13.8 ± 0.1	14.0 ± 0.1
$\langle D_{eq} \rangle$ [mGy]	12.3 ± 0.1	12.3 ± 0.1	12.5 ± 0.1
E_{Tot} [mJ]	390 ± 3	390 ± 3	400 ± 3

Comparación con mediciones con TLD y $CTDI_{vol}$ informado por el Tomógrafo.

Mediciones con TLD

La calidad del tubo de Rayos X usado para calibrar los TLD fue de 0.23mm de Cu. Se utilizó una cámara de ionización tipo *Farmer* (Factor de calibración ($N_k = 47.90\text{mGy/nC}$). Para la calibración se siguió el TRS277, el coeficiente de absorción de energía, agua/aire fue $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{5\text{cm}} = 1.032$ (Tabla XIV), el factor de perturbación adoptado fue $p_u = 1.03$ (Tabla XV) y la corrección para la dependencia espectral adoptado fue $k_{sp} = 1$. El factor de calibración para los TLD fue de $3.8 \cdot 10^{-5} \text{ mGy/nC}$, utilizando la integral de la señal de los picos de brillo 4 y 5.

Los resultados de Dosis medidos con TLD en el Fantoma de agua y su comparación con las Dosis medidas con cámara de ionización son mostrados en la Tabla III.

Tabla III. Comparación de resultados obtenidos con TLD y cámara de ionización (CI)

Protocolo	Mama	IMRT Próstata	Axial 5mm
$D_{eq,central}$ CI [mGy]	10.8 ± 0.1	10.8 ± 0.1	10.9 ± 0.1

$D_{eq,central}$ TLD [mGy]	10.4 ± 0.3	10.7 ± 0.2	10.9 ± 0.4
Variación [%]	3.4 %	0.7 %	0.0 %
$\langle D_{eq} \rangle$ CI [mGy]	12.3 ± 0.1		
$\langle D_{eq} \rangle$ TLD [mGy]	12.1 ± 0.2		
$\langle D_{eq} \rangle$ CI [%]	1.0 %		

Se observa una variación inferior al 3.4% para las medidas en el eje central e inferior al 1% para el promedio en el plano de la Dosis de equilibrio.

Comparación con $CTDI_{vol}$ informado por el Tomógrafo.

El $CTDI_{vol}$ indicada por el tomógrafo para todos los protocolos utilizados en este trabajo estuvo comprendido entre 32 y 35% por debajo a la Dosis medida. Estos resultados son mostrados en la Tabla IV.

Tabla IV. Comparación entre $CTDI$ y D_{eq} .

Protocolo	Mama	Próstata	Axial 5mm
$CTDI_{vol}$ [mGy]	9.1	9.3	9.3
$\langle D_{eq} \rangle$ [mGy]	12.3 ± 0.1	12.3 ± 12.3	12.5 ± 0.1
Variación [%]	35.0 %	32.2 %	33.9 %

Conclusiones.

Este trabajo muestra las limitaciones del CTDI y revela una subestimación de la dosis entregada al paciente durante un estudio de Tomografía Axial computada.

Para la nueva generación de sistemas tomográficos con detectores longitudinales anchos o con tecnologías *cone-beam* es importante evaluar la Dosis de radiación con esta nueva metodología.

Agradecimientos.

Los autores agradecen a Fundación Marie Curie por apoyar y propiciar esta investigación.

Referencias.

Shope TB, Gagne RM, Johnson GC (1981): A method for describing the doses delivered by transmission x- ray computed tomography. Medical Physics; 8: 488495.

American Association of Physicists in Medicine Task Group N° 111 (2010). "Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography.