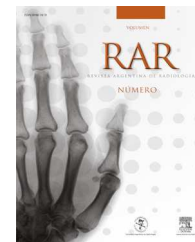


RAR

REVISTA ARGENTINA DE RADIOLOGÍA

www.elsevier.es/rar



ACTUALIZACIÓN EN RADIOLOGÍA

Dosimetría en tomografía computada



D. Andisco^{a,b}, S. Blanco^{a,c} y A.E. Buzzi^{a,b,*}

^a *Capítulo de Protección Radiológica y Seguridad, Sociedad Argentina de Radiología, Argentina*

^b *Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina*

^c *Facultad de Ingeniería, Universidad de Belgrano, Buenos Aires, Argentina*

Recibido el 10 de junio de 2014; aceptado el 4 de julio de 2014

Disponible en Internet el 27 de agosto de 2014

PALABRAS CLAVE

Dosimetría;
Tomografía
computada;
Niveles de referencia

Resumen La cantidad de estudios de tomografía computada (TC) que se llevan a cabo por año en el mundo crece de manera exponencial, fundamentalmente por la incorporación de la tomografía computada multicorte (TCMC) que permite la realización de estudios en pocos segundos. Sin embargo, a pesar del beneficio diagnóstico que tienen los pacientes, la dosis de radiación recibida con este tipo de prácticas es una preocupación en la comunidad profesional, debido a que es necesario disminuirla tanto como sea razonablemente posible.

El presente artículo describe las principales unidades dosimétricas utilizadas en la tomografía computada, con el fin de poder trabajar con ellas de manera sencilla, utilizando los valores de los equipos modernos y los de referencia conocidos internacionalmente.

© 2014 Sociedad Argentina de Radiología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

KEYWORDS

Dosimetry;
Computed
tomography;
Reference levels

Dosimetry in computed tomography

Abstract The amount of computed tomography (CT) studies that are performed each year in the world is growing exponentially mainly due to the incorporation of multislice CT that allows studies in a few seconds. But, despite the benefit received by patients with the diagnosis, radiation dose is a concern in the professional community and it has been reduced as much as reasonably possible.

This article describes the main dosimetric CT units used in order to work with this practice easily, using the values that provide modern equipment and internationally known reference levels.

© 2014 Sociedad Argentina de Radiología. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: alfredo.buzzi@diagnosticomedico.com (A.E. Buzzi).

Introducción

La cantidad de estudios de tomografía computada (TC) que se realizan por año en el mundo crece de manera casi exponencial, fundamentalmente por la incorporación de la tomografía helicoidal multicorte que permite la realización de estudios en pocos segundos^{1,2}.

Tanto en la TC como en otras técnicas convencionales, es imposible medir directamente la dosis efectiva o en órganos para un paciente en particular. Por ello, es preciso recurrir a modelos simplificados (basados en aproximaciones idealizadas de la anatomía) para, a partir de medidas externas o sobre fantomas, calcular las magnitudes relevantes desde el punto de vista dosimétrico.

El método de Montecarlo a través de múltiples simulaciones se utiliza para determinar los coeficientes que ayudan a los cálculos dosimétricos. Estos han tenido un desarrollo notable en los últimos tiempos, pero también se pueden buscar relaciones entre las dosis en órganos a partir de dosis medidas en el exterior³.

En la radiología convencional suele usarse la dosis de entrada en piel (*entrance skin dose*) como indicador dosimétrico directo o como dato base para un cálculo posterior de la dosis efectiva o en órganos. Sin embargo, en la TC este indicador no resulta práctico ni útil, por lo que se utilizan otros parámetros.

En un corte único de TC, el haz incide sobre una zona muy fina de tejido. La divergencia del haz, la atenuación en el propio tejido y la dispersión de los rayos X provocan que la distribución de las dosis sobre el eje del paciente (z) alcance sectores fuera de la zona seleccionada con una forma que no es rectangular y simétrica, sino ajustada a una curva suavizada. En el [figura 1](#) puede verse un perfil de corte donde se muestra la dosis relativa (eje vertical)^{4,5}.

Índice de Dosis en Tomografía Computada

Usualmente se utiliza un indicador de dosis denominado Índice de Dosis en Tomografía Computada (CTDI, por sus

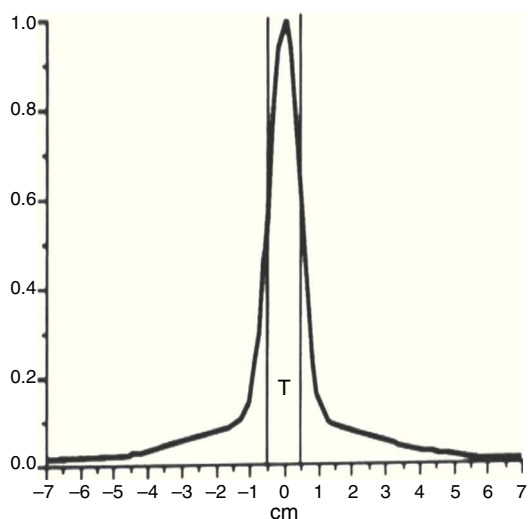


Figura 1 Perfil de un haz de rayos X en tomografía computada.



Figura 2 Cámara de ionización tipo lápiz.

siglas en inglés: *Computed Tomography Dose Index*), que ha sido definido como:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz$$

En esta fórmula, $D(z)$ es la dosis, también en función de la posición "z" para un corte único en el plano x-y, y T es la colimación (es decir, el ancho del haz de radiación X). Además, a efectos prácticos y para obviar la dificultad de integrar entre extremos infinitos, a la hora de evaluar el CTDI se acorta arbitrariamente el intervalo de integración a una distancia finita (generalmente entre -5 y +5 cm) en relación con el plano de interés, debido al uso de cámaras de ionización de 10 cm de longitud. Esto se ha definido así, porque la dosimetría suele realizarse con una cámara de ionización tipo lápiz ([fig. 2](#)) unida a un electrómetro ([fig. 3](#))⁶.

Las cámaras lápiz más utilizadas poseen una longitud activa de 100 mm y un volumen aproximado de 3 cm³ (esto corresponde a un diámetro ligeramente mayor de 6 mm).

Para las mediciones de dosis, se utilizan maniqués (fantomas) de acrílico compacto. Cuando la cámara lápiz se coloca en aire o en el interior de un fantoma, en posición paralela al eje z de barrido del equipo, y se efectúa un corte por el plano que pasa por el centro de la cámara, esta recoge



Figura 3 Electrómetro - Dosímetro.

una carga que corresponde a una irradiación parcial. La lectura incluye no sólo el componente de radiación directa que llega a su zona central, sino también los componentes de radiación dispersa que llegan a ambos lados⁷.

Suponiendo que puede despreciarse la dosis correspondiente a la radiación dispersa, y luego de hacer las correcciones necesarias utilizando la presión y temperatura atmosféricas (no indicadas en esta fórmula), la ionización detectada por la cámara en toda su longitud puede expresarse de manera simplificada como:

$$CTDI_{100} = \frac{100\text{mm}}{T} \cdot D_R$$

En la fórmula, D_R es la lectura del electrómetro y T es el ancho del haz de radiación, siendo el subíndice 100 la referencia que indica que el cálculo integra una longitud de 100 mm, en coincidencia con la longitud de la cámara. La unidad usualmente utilizada para el CTDI es el miligray (mGy), al igual que en la lectura del dosímetro.

El CTDI puede calcularse tanto en aire como en el interior de un fantoma de acrílico (polimetilmetacrilato [PMMA]). Estos habitualmente son cilíndricos (aunque también hay elípticos y antropomorfos) y tienen alturas de entre 15 y 20 cm, y diámetros de 16 (maniquí representativo para cabeza) o 32 cm (maniquí representativo del cuerpo estándar). Siempre llevan un alojamiento central para la cámara lápiz y al menos cuatro alojamientos periféricos, perforados a 1 cm de la superficie exterior del cilindro y situados regularmente a 90° entre sí (fig. 4).



Figura 4 Fantoma abdominal y craneal de acrílico (PMMA) donde puede observarse la cámara de ionización colocada en el orificio central.

Índice de Dosis en Tomografía Computada ponderado

Las medidas del CTDI deben efectuarse tanto en el centro como en la periferia del fantoma (los valores periféricos se promedian, obteniendo el $CTDI_{100,perif}$). Para los maniqués de cabeza los valores de uno y otro, con la geometría y filtración habitual, no suelen ser muy diferentes, pero para el maniquí de tórax y abdomen el valor central es menor que el de la periferia, debido a la mayor atenuación.

En los últimos años, se ha propuesto unir las medidas en un CTDI ponderado o efectivo ($CTDI_{100,W}$), calculado como:

$$CTDI_{100,W} = \frac{1}{3} (CTDI_{100,centro} + 2 \cdot CTDI_{100,perif})$$

En muchos casos es usual ver los índices expresados sin el número 100, ya que se utilizan generalmente cámaras de 100 mm.

Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen

Como primera aproximación a la estimación de la dosis aplicada en un protocolo específico, se ha definido una magnitud denominada Índice de Dosis en Tomografía Computada en volumen ($CTDI_{VOL}$), cuya expresión para cortes axiales es:

$$CTDI_{VOL} = \frac{N \cdot T}{l} \cdot CTDI_W$$

En la fórmula, N es el número de cortes axiales a realizar, T es el espesor de cada uno de los cortes expresados en mm e l es el avance de la camilla entre cortes. Las medidas también son en mGy.

En la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch. En este caso, el $CTDI_{VOL}$ viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{VOL} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_W$$

El $CTDI_W$ representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el $CTDI_{VOL}$ establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el eje z. Esta última magnitud es muy utilizada como indicador de dosis para un protocolo específico, porque tiene cuenta la información del pitch.

El valor del $CTDI_{VOL}$ suele estar aclarado por el fabricante del equipo en los informes de dosis por estudio, pero es aconsejable comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que los valores reales coincidan con los especificados. Además, es importante tener en cuenta que en muchos casos el fabricante detalla los valores de CTDI como "dosis en metacrilato", ya que, si las cámaras y electrómetros están calibrados para dar dosis en agua o en aire, el valor directamente leído (con las correcciones exactas por presión, temperatura, etc.) será superior.

Estas mediciones deben ser hechas por físicos médicos que, por su especialización y entrenamiento, realizarán un análisis específico de las dosis, siguiendo las metodologías establecidas internacionalmente en los protocolos.

Producto dosis-longitud

Para tratar de disponer de una magnitud que se relacione con la dosis efectiva y que pueda indicar el riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés: *dose-length product*). Este se expresa, para una exploración completa, de acuerdo con la ecuación:

$$DLP = \sum_i CTDI_{100,W,i} \cdot T_i \cdot N_i$$

En ella, la sumatoria se extiende sobre toda la serie (definida por el índice *i*) de cortes de una secuencia, siendo T_i el espesor de corte nominal y N_i el número de cortes con ese espesor.

Esta magnitud tiene la ventaja de ser proporcional a la energía total que se imparte al paciente y, por tanto, con algunas limitaciones, también a la dosis efectiva. De hecho, se pueden encontrar valores que permiten el cálculo de la dosis efectiva a partir del cálculo de la energía total. En la tomografía helicoidal existen expresiones especialmente establecidas para esta magnitud.

De manera equivalente y práctica para el área médica, se puede utilizar la expresión:

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L$$

En esta, *L* es la longitud real escaneada a lo largo del eje *z* del paciente. La unidad habitualmente utilizada es el mGy.cm, por su practicidad⁸.

Dosis efectiva

Para estimar el riesgo de llevar a cabo una tomografía en el paciente, se deberían tener en cuenta las dosis absorbidas por cada órgano en función de la radiación. Además, en el caso de la TC, es necesario definir factores de peso obtenidos a través de una dosis efectiva normalizada, utilizándose la siguiente fórmula:

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

Así, *E* representa la dosis efectiva expresada en milisieverts (mSv), *DLP* es el producto dosis-longitud expresado en mGy.cm y E_{DLP} es la dosis efectiva normalizada expresada en $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$ en una región específica (tabla 1).

Si bien los valores de la tabla 1 son empíricos y han sido establecidos para adultos (como resultado de numerosas mediciones en un rango de edades muy variable y simulaciones a través de sistemas informáticos), no deberían ser utilizados para un estudio individual de cada paciente. Por su naturaleza, estos solo se utilizan como referencia para la confrontación entre protocolos o estudios dosimétricos obtenidos en diferentes equipos, o bien para el cotejo con niveles de referencia.

Tabla 1 Valores de dosis efectiva normalizada según la región⁶

Región	Dosis efectiva normalizada E_{DLP} [$mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$]
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

En el caso de los pacientes pediátricos, existen otros valores o correcciones que permiten realizar mejores aproximaciones⁹.

Niveles de referencia

Para la realización de actividades de optimización en TC y obtención de imágenes confiables (con la calidad adecuada para un correcto diagnóstico, pero aplicando en el paciente la menor dosis posible), es necesario comparar los valores utilizados por los niveles de referencia^{8,10-15}. En tomografía computada, se utiliza el $CTDI_w$ y *DLP* (tabla 2).

Conclusiones

En los países desarrollados, más del 10% de los procedimientos radiológicos de diagnóstico son exámenes por TC. En los Estados Unidos, por ejemplo, se realizan en total 60 millones de tomografías (incluyendo todos los grupos etarios) y, de estas, 7 millones corresponden a la población pediátrica. La TC es una herramienta valiosa, cuyo uso ha ido en aumento con una tasa aproximada del 10% anual. Si se tienen en cuenta los últimos 20-30 años, el incremento ha sido de ocho veces (y en casos especiales, la tasa de aumento en el número de exámenes podría ser aún mayor).

Dada la sobreutilización de estudios diagnósticos con radiaciones ionizantes que se evidencia en los últimos años, se deben mancomunar esfuerzos para concientizar y promover la protección radiológica en esta disciplina. La disponibilidad de técnicas alternativas y modalidades que no requieren el uso de radiación ionizante, así como una cuidadosa revisión de las peticiones de TC

Tabla 2 Principales valores propuestos por la Comunidad Europea⁶

Tipo de estudio	$CTDI_w$ [mGy]	<i>DLP</i> [mGy.cm]
Cabeza rutina	60	1050
Tórax	30	650
Abdomen	35	780
Pelvis	25	570
Cara y fosas nasales	35	360
Trauma vertebral	70	460
Pulmones alta resolución	35	280
Hígado	35	900
Pelvis ósea	25	520

en los hospitales, pueden contribuir a una disminución significativa en el uso de este estudio. A su vez, una justificación adecuada de la práctica y un exhaustivo control dosimétrico y de calidad de los protocolos empleados ayudarán a ajustar las dosis de acuerdo a las de referencia.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. European Comission (EC 1999b). European Guidance on Quality Criteria for Computed Tomography: EUR 16262 EN; 1999.
2. International Atomic Energy Agency. (BSS) International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Series 115, International Atomic Energy Agency, 1996.
3. Salvadó Artells M, López Tortosa M, Morant Echevarne JJ, Calzado Cantera A. Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en voxels. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo. *Revista de Física Médica*. 2003;4:107-15.
4. ACR-AAPM Practice guideline for diagnostic reference levels and achievable doses in medical x-ray imaging. Res 47-2013. Disponible en: http://www.acr.org/Quality-Safety/Standards-Guidelines/Practice-Guidelines-by-Modality/~media/ACR/Documents/PGTS/guidelines/Reference_Levels.pdf. (Consultado Jun 2014).
5. Fleitas I, De la Mora R, Ferrer C. Resultados obtenidos en la ejecución de controles de calidad en tomografía computarizada. Niveles de dosis para exámenes de cráneo (ponencia en línea). En: Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica; 2001 May 23-25; La Habana, Cuba. ISBN 959-7132-57-5. Disponible en: <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00296.pdf> (consultado Jun 2014).
6. European Comission (EC 1999a). Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures Radiation Protection 109. Directorate-General, Environment, Nuclear Safety and Civil Protection, European Commission. 1999.
7. Menke J. Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. *Radiology*. 2005;236:565-71.
8. International Commission on Radiological Protection (ICRP). The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37:1-332.
9. International Atomic Energy Agency. En: Radiation Protection in Paediatric Radiology. Safety Reports Series 71. Austria: International Atomic Energy Agency; 2012.
10. National Radiological Protection Board (NRPB - U.K.). Guidelines on patient dose to promote optimization of protection for diagnostic medical exposures. Documents of the NRPB, Vol. 10, No 1. Didcot: National Radiological Protection Board; 1999.
11. Task Group on Control of Radiation Dose in Computed Tomography. Managing patient dose in computed tomography. A report of the International Commission on Radiological Protection. Publication 87. *Ann ICRP*. 2000;30:7-45.
12. Yano R, Saito RH, Severo LS, Yoshimura EM, Costa PR. Estudo comparativo das doses efetivas em exames de tomografia computadorizada de cabeça e abdome. En: Anais do VIII Congresso Brasileiro de Física Médica; 2003 May 13-16; San Pablo, Brasil. Porto Alegre: PUV-RS; 2003.
13. International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP*. 1991;21:1-201.
14. Goodenough DJ. Psychophysical perception of computed tomography images. En: Newton TH, Potts DG, editores. *Radiology of the Skull and Brain: Technical aspects of computed tomography*. St. Louis: Mosby; 1981. p. 3993-4021.
15. AAPM Task Group 23 of Diagnostic Imaging Council CT Committee. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT [AAPM Report 96]. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008. Disponible en: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_96.pdf. (Consultado Jun 2014).