

# Utilização de uma Câmara de Pequeno Volume em Tomógrafos Computadorizados

L. G. Almeida ; A. F. Maia; C. C. Ferreira

*Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, 49100-000, São Cristóvão-SE, Brasil*

*lailaalmeida@fisicamedica.net*

*(Recebido em 01 de setembro de 2009; aceito em 01 de novembro de 2009)*

O avanço dos tomógrafos de múltiplos cortes tem tornado defasado o protocolo dosimétrico atualmente utilizado. Diante deste fato e de estudos recentes que mostram que, em relação a outros procedimentos radiológicos, a contribuição da tomografia computadorizada para a dose coletiva efetiva é grande, nota-se a necessidade da definição de novos procedimentos de medidas e também da utilização de novos detectores e objetos simuladores. Assim, este trabalho teve como objetivo testar a viabilidade de utilização de um dosímetro não usual uma vez que a câmara de ionização tipo lápis, utilizada há algumas décadas, está sendo considerada inadequada para as novas características dos feixes dos tomógrafos. Dessa forma, foram realizados testes em um objeto simulador de acrílico confeccionado localmente utilizando uma câmara de ionização de pequeno volume com comprimento ativo de 23 mm e uma câmara tipo lápis com 100 mm de comprimento ativo. Os objetos simuladores confeccionados localmente foram baseados no objeto simulador de tomografia computadorizada proposto pelas recomendações internacionais. A comparação dos resultados preliminares dos testes realizados com os dois tipos de dosímetros (câmaras de pequeno volume e tipo lápis) indica a viabilidade de utilização de dosímetros não específicos para realização de medidas em feixes de tomografia computadorizada.

Palavras chaves: tomografia computadorizada, objetos simuladores, dosimetria.

The dosimetric protocol currently used has become inadequate since the advancement of multislice computed tomography. Considering this fact and recent studies that show that, the contribution of computed tomography for the collective effective dose is larger than other radiological procedures, it is necessary to define new measuring procedures and to use new detectors and phantoms. This study aimed to test the viability of using an unusual dosimeter since the pencil ion chamber, which has been used since few decades, is considered inappropriate to the new characteristics of the computed tomography beams. Therefore, tests were performed on a PMMA phantom using a small volume ion chamber with active length of 23 mm and a 100-mm-long pencil chamber. The phantom was constructed locally and it was based on the computed tomography phantom proposed by international recommendations. The comparison of tests results from both types of dosimeters (small volume ion chamber and pencil ion chamber) indicates the viability of using unusual dosimeters to perform measures computed tomography beams.

Keywords: computed tomography, phantoms, dosimetry.

## 1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) está na quarta década de uso e já se consolidou como ferramenta extremamente útil em diversas aplicações clínicas como diagnóstico de câncer, trauma, entre outros [1].

É interessante citar que a TC é um procedimento radiológico que, apesar de ainda ser relativamente pouco utilizado, libera altas doses. Na Alemanha, por exemplo, a TC representa apenas 6% dos exames radiológicos e, no entanto, contribui com 47% da dose efetiva coletiva [2]. Portanto, o processo de dosimetria de TC deve ser tão acurado quanto possível. O protocolo dosimétrico padrão de TC utiliza a grandeza CTDI (Índice de Dose de Tomografia Computadorizada) que é obtida utilizando uma câmara de ionização tipo lápis cujo comprimento ativo é de 100 mm. A medida do CTDI é obtida realizando-se uma única rotação do tubo de raios X, ou seja, um único corte, no centro do objeto simulador e é definida pela equação abaixo:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-b/2}^{+b/2} f(z) dz \quad (1)$$

onde  $f(z)$  é a dose em função da posição longitudinal devido a um único corte,  $T$  é a espessura do corte e  $b$  é o comprimento de integração. Para a câmara de ionização tipo lápis,  $b=100\text{mm}$ .

Na obtenção do CTDI, assume-se que praticamente todo o perfil de dose é contabilizado pelo comprimento ativo (100 mm) da câmara tipo lápis. No entanto, com o grande avanço tecnológico dos feixes de tomógrafos, isto pode nem sempre ser válido. Por exemplo, Dixon [5] mediu um perfil de dose num objeto simulador de corpo para um feixe de 20 mm de espessura de um tomógrafo multi-cortes e constatou que esse perfil se estendia por cerca de 200 mm [+100 mm, -100 mm] de comprimento e que, na posição correspondente aos dois extremos dos limites de integração da câmara de ionização tipo lápis ( $z = +50\text{ mm}$  e  $z = -50\text{ mm}$ ), a dose era 30% do valor da dose medida na posição  $z = 0\text{ mm}$  (dose de pico). Sendo assim, percebe-se que os 100 mm de comprimento ativo da câmara de ionização tipo lápis não são suficientes para abranger todo o perfil de dose gerado por um corte. Portanto, nota-se a necessidade da definição de novos procedimentos de medidas e também da utilização de novos detectores. Estudos têm sugerido alguns tipos de detectores não usuais para medidas de perfil de dose: dosímetros termoluminescentes (TLDs) [6], detectores de diamante [7] e câmaras de ionização de pequeno volume [8]. No entanto, alguns fatores limitam o uso desses dosímetros, por exemplo, as medidas com os TLDs são de relativa complexidade e o detector de diamante possui alta dependência energética para as energias de TC. [4, 5].

Num estudo recente [9], foi feita a comparação entre TLDs de sulfato de cálcio dopado com disprósio ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ) e uma câmara de pequeno volume utilizada em radioterapia (câmara dedal ou cilíndrica) na aquisição de duas grandezas da dosimetria de TC: O  $\text{CTDI}_{100}$  e o MSAD (Dose Média Central devido a Múltiplos Cortes). A complexidade da realização das medidas com os TLDs foi evidenciada no trabalho, além de comprovar a limitação do uso de TLDs de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  em dosimetria devido a alta dependência energética destes dosímetros. Já a câmara de ionização de pequeno volume apresentou resultados relativamente bons e de acordo com a literatura [10]. No entanto, apesar da similaridade entre os resultados obtidos no estudo e os valores encontrados na literatura, ainda é necessário realizar outros testes, onde parâmetros como variação do kVp e do fator de passo (*pitch*) sejam analisados, para validar o uso desse dosímetro alternativo (CI de pequeno volume) em dosimetria de TC. Dessa forma, motivado pelos resultados obtidos por *Ferreira et al* [9] e visando complementar a análise anteriormente feita, este trabalho teve como objetivo fazer uma análise comparativa das leituras obtidas com o dosímetro padrão de dosimetria de CT (a câmara de ionização tipo lápis) e a câmara de ionização de pequeno volume, quando os parâmetros kVp, posição do orifício e fator de passo eram variados.

Para verificação da viabilidade, o valor da grandeza Dose Acumulada [ $D(0)$ ] obtida em uma varredura de comprimento igual ao comprimento ativo da câmara tipo lápis (100 mm) deve ser igual ao  $\text{CTDI}_{100}$ , medido com a câmara de ionização tipo lápis, no modo axial [4]. A  $D(0)$  pode ser calculada pela equação:

$$D(0) = \frac{1}{v\tau} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z) dz \quad (2)$$

onde  $v$  é a velocidade da mesa,  $\tau$  é o tempo de uma rotação da fonte e  $L$  é o comprimento da varredura.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi confeccionado localmente um objeto simulador feito de acrílico com 15 cm de diâmetro e 16 cm de comprimento, baseado no objeto simulador de tomografia computadorizada proposto pelas recomendações internacionais. O simulador possui cinco orifícios de 1,5 cm de diâmetro externo, sendo um central e quatro periféricos distando 1 cm da borda do objeto simulador. A figura 1 mostra objeto simulador.



Figura 1. Ilustração do objeto simulador feito de acrílico.

Dois dosímetros foram utilizados para realização das medidas: uma câmara de ionização tipo lápis fabricada pela Radcal, modelo Accu-Pro, e uma câmara de ionização de pequeno volume fabricada pela PTW, modelo TN30013, tipo farmer com eletrômetro da Sun Nuclear Corporation. O comprimento sensível da câmara de ionização tipo lápis é de 100 mm e o da câmara de ionização de pequeno volume que foi utilizada é de 23 mm. As medidas foram feitas em um tomógrafo fabricado pela TOSHIBA, modelo ASTEION.

O estudo analisou duas grandezas: a  $D(0)$ , obtida utilizando a câmara de pequeno volume, e o  $CTDI_{100}$ , obtido utilizando a câmara de ionização tipo lápis. Para aquisição do  $CTDI_{100}$  efetuou-se um único corte no centro do eixo longitudinal do objeto simulador com a câmara de ionização tipo lápis posicionada no orifício central. Já para aquisição da  $D(0)$ , utilizou-se a câmara de ionização de pequeno volume e foram realizados vários cortes totalizando 100 mm de varredura. A figura 2 ilustra como foi o arranjo experimental utilizado.

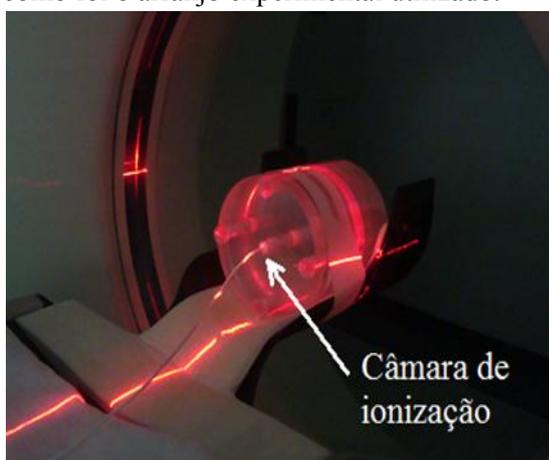


Figura 2. Ilustração da câmara de ionização posicionada no orifício central do objeto simulador.

Os parâmetros analisados nas medidas foram: posição de medida dentro do objeto simulador (centro ou periferia) e kVp para o modo axial. No modo helicoidal o único parâmetro analisado foi o Fator de Passo (*Pitch*). Na aquisição das medidas, variava-se um dos parâmetros citados anteriormente e mantinham-se todos os outros constantes.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como o dosímetro usualmente utilizado para dosimetria em feixes de tomógrafos computadorizados é a câmara de ionização tipo lápis, as medidas realizadas com esta câmara foram tomadas como referência para comparação com as medidas realizadas utilizando a câmara de ionização de pequeno volume. Além disso, os valores apresentados nas tabelas seguintes são valores relativos para facilitar a comparação dos resultados obtidos com as duas câmaras de ionização, uma vez que elas apresentam leituras em grandezas diferentes.

Na tabela 1, são apresentados os valores relativos do  $CTDI_{100}$  e da  $D(0)$  quando o kVp foi variado.

*Tabela 1. Valores relativos do  $CTDI_{100}$  e da  $D(0)$  em função do kVp. Parâmetros: 5 mm de espessura de corte, 150mAs.*

<b>kVp (kV)</b>	<b><math>CTDI_{100}</math> rel.</b>	<b><math>D(0)</math> rel.</b>
<b>100</b>	0,498±0,003	0,505±0,054
<b>120</b>	0,759±0,003	0,767±0,061
<b>135</b>	1,000±0,004	1,000±0,069

Quando todos os outros parâmetros são mantidos constantes e o kVp é aumentado, o valor do  $CTDI_{100}$  também cresce [9]. A tabela 1 mostra que o valor da leitura obtida, tanto com a câmara de ionização tipo lápis como com a câmara de ionização de pequeno volume, aumenta à medida que o kVp cresce, estando em concordância com a previsão teórica. Nota-se também que o crescimento da leitura da câmara de ionização de pequeno volume foi de forma bastante similar ao crescimento da leitura da câmara de ionização tipo lápis uma vez que o valor da leitura de ambas as câmaras aumentou aproximadamente 26% quando se variou o kVp de 100 kV para 120 kV.

Segundo a literatura [10], em um objeto simulador de cabeça, os valores das leituras nos orifícios central e periférico devem ser iguais. A tabela 2 mostra os valores relativos das leituras obtidas com as duas câmaras em duas posições distintas: uma no orifício central e outra em um dos orifícios periféricos.

*Tabela 2. Valores relativos do  $CTDI_{100}$  e da  $D(0)$  em função da posição do orifício. Parâmetros: 5 mm de espessura, 120kV e 150mAs.*

	<b><math>CTDI_{100}</math> rel.</b>	<b><math>D(0)</math> rel.</b>
<b>Orifício Central</b>	0,997±0,005	0,914±0,010
<b>Orifício Periférico</b>	1,000±0,005	1,000±0,011

A leitura obtida com a câmara de ionização tipo lápis seguiu os resultados encontrados na literatura, [10] visto que a diferença entre o valor da leitura dos orifícios central e periférico foi de apenas 0,3%. Já para a câmara de ionização de pequeno volume, essa diferença foi maior e mais relevante, sendo a leitura no orifício central 8,6% menor do que a leitura no orifício periférico. Dessa forma, percebe-se uma pequena discrepância no comportamento da câmara de ionização de pequeno volume em comparação a do tipo lápis. Algumas causas podem ser

citadas para justificar a ocorrência dessa discrepância, tornando assim, aceitável a diferença entre os valores medidos nos orifícios central e periférico. Mesmo o comprimento ativo da câmara de ionização de pequeno volume sendo menor do que o da câmara de ionização tipo lápis, ele ainda é considerado grande para medir dose acumulada, pois acaba medindo a média da dose ao longo do próprio comprimento, ou seja, significa que a câmara lineariza o *ripple* existente na região do seu comprimento ativo. Somado a isso, a incerteza no posicionamento da câmara em relação à varredura total pode também ter contribuído.

A tabela 3 mostra as leituras obtidas com a CI de pequeno volume à medida que o fator de passo ou pitch varia no modo helicoidal.

*Tabela 3. Valores relativos da D(0) em função do fator de passo. Parâmetros: 5 mm de espessura de corte, 120kV, 150mAs.*

<b>Fator de Passo</b>	<b>D(0) rel.</b>
<b>0,5</b>	1,000±0,006
<b>1,0</b>	0,500±0,005
<b>1,9</b>	0,277±0,004

Nota-se que quando o fator de passo foi variado de 0,5 para 1, o valor da leitura da câmara de ionização de pequeno volume caiu exatamente à metade, o que concorda com o esperado uma vez que resultados extraídos da literatura [10] mostram que quando o fator de passo dobra, o valor da leitura obtida utilizando uma câmara de ionização tipo lápis se reduz à metade, visto que à medida que o fator de passo cresce, o tempo que um ponto qualquer do espaço fica exposto ao feixe de radiação diminui.

#### **4. CONCLUSÃO**

Foi possível notar que, na variação do parâmetro kVp, as duas grandezas medidas, CTDI<sub>100</sub> e D(0), apresentaram, na leitura realizada com 120kV, um aumento de aproximadamente 26% em relação a medida em 100kV. Na avaliação do parâmetro posição do orifício, a câmara de ionização tipo lápis apresentou uma diferença de leitura entre orifícios de apenas 0,3% enquanto que nas medidas realizadas com a câmara de ionização de pequeno volume, a leitura do orifício central foi 8,6% menor do que a do orifício periférico, diferença esta que pode ser considerada aceitável diante das justificativas citadas anteriormente na discussão. Além disso, quando o parâmetro Fator de Passo foi variado de 0,5 para 1,0, houve redução de exatamente 50% do valor inicial medido com a câmara de ionização de pequeno volume, estando assim em concordância com o comportamento esperado [10].

Sendo assim, a câmara de ionização de pequeno volume apresentou viabilidade para uso em feixes de tomografia computadorizada, pois seu comportamento foi similar ao da câmara de ionização tipo lápis.

#### **AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem a FAPITEC/SE e ao INCT em Metrologia das Radiações na Medicina (MCT, CNPq e FAPESP) pelo apoio na realização deste trabalho.

[1] BUSHBERG, J.T. et al. *The essential physics of medical imaging*. 2<sup>nd</sup> ed, Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

[2] W. A. KALENDER, *Computed Tomography; fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, 2<sup>th</sup> revised edition, Erlangen, Publicis (2005)

- 
- [3] MURRY, R.C. JR. Christensen's *Physics of Diagnostic Radiology*, 4 th Ed., Dallas, Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- [4] NAKONECHNY, K.D.; FALLONE, B.G.; RATHEE, S. Novel methods of measuring single scan dose profiles and cumulative dose in ct. *Med. Phys.* 32:98-109 (2005).
- [5] R. L. DIXON A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI, *Med. Phys.* 30, 1272-1280 (2003).
- [6] AAPM Report No. 39: Specification and Acceptance Testing oh Computed Tomography Scanners, Task Group 2: Diagnostic X-Ray Imaging Committee (American Institute of Physics, New York, 1993)
- [7] B. PLANSKOY Evaluation of diamond radiation dosimeters, *Phys. Med. Biol.* 25, 519-532 (1980).
- [8] R. A. JUCIUS and G. X. KAMBIC Radiation dosimetry in computed tomography", *Proc.Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng.* 127,286 (1977)
- [9] C. C. FERREIRA, A. F. MAIA, L. G. ALMEIDA, L. E. A. MACEDO Resultados Dosimétricos Obtidos com uma Câmara de Ionização Tipo Dedal e com Dosímetros Termoluminescentes em Feixes de Tomografia Computadorizada, *Scientia Plena*, 4: 1-7 (2008).
- [10] MCNITT-GRAY, M.F. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: topics in CT, Radiation Dose in CT. *Radiographics.* 22: 1541-1553.