



## **UM MÉTODO DE CORREÇÃO E CALIBRAÇÃO DE DENSIDADES DETERMINADAS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

**W. F. Felix<sup>1</sup>; M. E. S. Abrantes<sup>2</sup>; M. A. F. Veloso<sup>1</sup> e M. J. Magalhães<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)  
Departamento de Engenharia Nuclear - DEN  
Av. Antônio Carlos, 6627 Campus UFMG  
Escola de Engenharia, B1 3, sala 3011  
Pampulha – Belo Horizonte – MG  
CEP: 31.270-90  
[warleyferreirafelix@gmail.com](mailto:warleyferreirafelix@gmail.com)

<sup>2</sup>Faculdade Ciências Médicas de Minas Gerais (FCMMG)  
Pós Graduação em Higiene Ocupacional  
Pós Graduação em Radioproteção  
Alameda Ezequiel Dias, 275. 2º. andar  
Centro - Belo Horizonte – MG  
CEP: 30130-110

<sup>3</sup>Ambienttal Proteção Radiológica  
Rua Brasópolis, 166 – B. Floresta  
Belo Horizonte – MG, CEP: 30.150-170

### **RESUMO**

Palavras chaves: Densidade em tecidos humanos; Tomografia Computadorizada; Calibração.

Atualmente ocorre o aumento do uso de programas computacionais para determinação da densidade em tecidos humanos, com finalidade de auxílio ao diagnóstico. Uma dessas ferramentas é o programa Synedra, que deve ser calibrado a fim de conhecer os valores reais das densidades dos tecidos. O objetivo desse trabalho é indicar valores de correção para essa grandeza, lidos em um sistema para visualização de imagens DICOM produzidas por Tomografia Computadorizada. Neste estudo, foi utilizado um objeto simulador de PMMA para gerar imagens DICOM, conhecer as densidades determinadas pelo Synedra e compará-las com os dados indicados pelo fabricante do objeto simulador. Para gerar as imagens DICOM foi utilizado um tomógrafo Aquilion de 64 canais da Toshiba®, cujo protocolo estabelece os seguintes parâmetros: 120 kV, tempo de rotação do tubo de 0,5 s, *pitch* de 0,828 e corrente de 500 mA. Para verificar a calibração do tomógrafo e o programa de gerenciamento da própria máquina a fim de obter a reta de linearidade entre eles foi utilizado o objeto simulador Catphan. As densidades foram associadas e determinada para cada estrutura de interesse: pulmonar, óssea e tecido mole. A densidade encontrada para o PMMA foi de 123,5 UH. Os valores de densidades determinados pelo Synedra foram de  $(125,9 \pm 119,1)$  UH,  $(127,9 \pm 116,2)$  UH e  $(123,2 \pm 15,0)$  UH com isso os valores de correção são de -1,94%, -3,56% e +0,24% para os tecidos: pulmonar, ósseo e tecidos moles. O procedimento realizado pôde constatar que devem ser realizadas correções nos programas computacionais para ajuste dos valores verdadeiros de densidade em tecidos humanos. Esse método pode ser empregado em outros programas que possuam ferramentas para leitura de densidade. Ao utilizar o programa Synedra, para analisar as densidades dos tecidos, deve-se aplicar os valores de correções sugeridos.



## 1. INTRODUÇÃO

Devido ao aumento do uso de ferramentas computacionais com finalidade de auxiliar no diagnóstico ou até mesmo melhorar o planejamento de terapias que alguns programas foram desenvolvidos fundamentados nas imagens geradas em Tomografia Computadorizada (TC). Dessa forma, tornou-se necessário o conhecimento dessas ferramentas e o quanto elas representam na exatidão em visualizar, medir e gerar informações mais fidedignas possíveis.

Imagens de TC que geraram reconstrução 3D de medidas craniofaciais, ósseas e tegumentares, representam com precisão a real avaliação das mudanças no crescimento e desenvolvimento dos tecidos uma vez que os sistemas computacionais estejam calibrados [1, 2].

Processos experimentais e computacionais são amplamente utilizados com este propósito. Os programas computacionais tornaram-se importantes para suprir a impossibilidade de medidas e melhoria de planejamentos naquelas situações em que não é possível realizar medidas, nem tampouco usar processos cirúrgicos exploratórios [3]. A validação dos diferentes programas para condições específicas de exposição dos pacientes é determinante para a confiabilidade do seu uso bem como a precisão nos tratamentos [4]. Desta forma, a verificação de exatidão dos resultados, indicados pelos programas, vem de encontro com a necessidade e habilidade de fornecer seus dados a fim de utilizá-los para aplicações médicas e desenvolvimento de pesquisas nesta área [5].

Uma das alternativas de validação dos programas de reconstrução, determinação de densidades e leitura dos volumes dos tecidos é a realização de comparativos com objetos simuladores contendo materiais conhecidos, tais como o objeto simulador de cabeça, abdômen e tórax cujo material é o polimetilmetacrilato (PMMA) que são utilizados para determinar o Índice de Dose para exames de Tomografia Computadorizada (CDTI) [6, 7] ou ainda o Catphan<sup>®</sup> que contém materiais como teflon, PMMA, polietileno de baixa densidade (LDPE) e Ar [8].

Esse trabalho associa a calibração dos sistemas de imagens para que ao utilizar os mecanismos em radiodiagnóstico, o médico radiologista possa aplicar as correções necessárias para determinar as dimensões das estruturas humanas e suas densidades, que são fundamentais para avaliar o tipo de tecido investigado. Baseado nesses escopos e formulações de investigações decidiu-se estudar a determinação das densidades e estabelecer valores de correções encontrados em um tomógrafo multislice.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Utilizou-se um objeto simulador de tórax, em formato cilíndrico com diâmetro de 32 cm e comprimento de 14 cm de PMMA (Figura 1) para serem adquiridos os cortes axiais e produzir imagens DICOM de seu volume, em um tomógrafo Aquilion de 64 canais da Toshiba<sup>®</sup>.

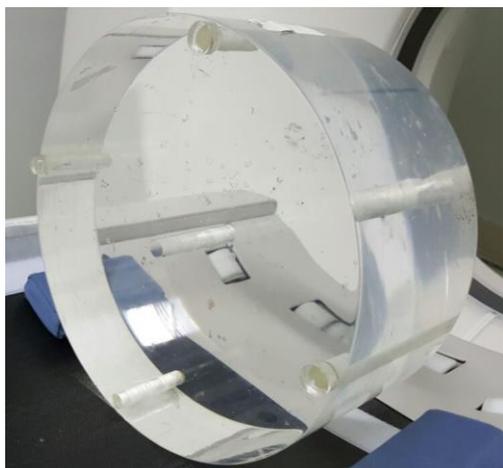


Fig. 1. Objeto simulador de PMMA.

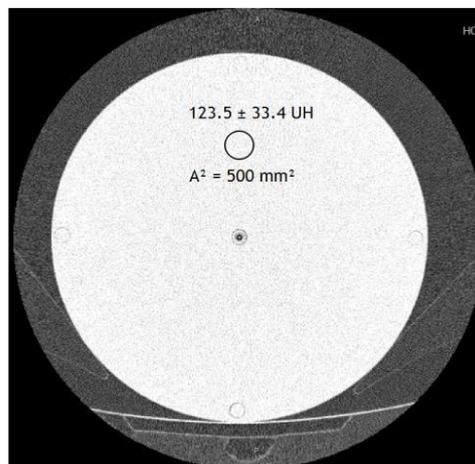


Fig. 2. Leitura do ROI no objeto simulador de PMMA.

A varredura do objeto simulador de PMMA foi realizada em modo helicoidal utilizando uma tensão de alimentação do tubo de 120 kV, corrente de 500 mA e tempo de rotação do tubo de 0,5 s, e *Pitch* de 0,828, sendo o *Pitch* a relação entre o deslocamento da mesa e a rotação do tubo de Raios-X pela espessura de corte [9, 10], as imagens foram geradas com espessura de corte de 2 mm e espaçamento entre cortes de 1 mm.

Após a obtenção dos cortes axiais do objeto simulador de PMMA, foi selecionada uma região de interesse (ROI), com área circular de 5,0 cm<sup>2</sup> para determinar a densidade dos tecidos gerada pelo programa computacional do tomógrafo (Figura 2). Esses cortes foram utilizados para determinar, de forma comparativa, a densidade dos tecidos pelo programa Synedra View Personal v.17 de uso livre, associado a cada estrutura de interesse (janelas): pulmonar, óssea e tecidos moles [11].

Após isto, foi verificada a calibração do tomógrafo utilizando o mesmo protocolo de aquisição de imagens do objeto simulador PMMA, no objeto simulador Catphan<sup>®</sup> 500 que possui os materiais Ar, Teflon, PMMA e LDPE (Figura 3).

Ao ser executada a aquisição dos cortes axiais no objeto simulador Catphan<sup>®</sup>, utilizou-se a ferramenta para criar um ROI, com área circular em cada material (Figura 4) e encontrar suas densidades. Esse ROI foi executado com área menor do que a área de cada material específico para evitar qualquer interferência de leitura do material adjacente. Com essas informações foram criadas a reta de linearidade e sua equação, a qual foi utilizada para encontrar o coeficiente de atenuação do acrílico ( $\mu_{PMMA}$ ) comparando assim com os valores de atenuação informados pelo fabricante [7, 8, 12, 13].

Foi realizada a leitura das densidades no objeto simulador de PMMA, pelo programa computacional do tomógrafo, como sendo de (123,5 ± 33,4) UH (Figura 2) e utilizado para inserir na fórmula gerada pela equação de linearidade no valor de “y (fx)” (Figura 4). Ao inserir esse valor foi encontrado o ( $\mu_{PMMA}$ ) = 0,199 cm<sup>-1</sup> coincidente com o valor do fabricante. Desta forma, a densidade base foi adotada como (123.5 ± 33,4) UH.

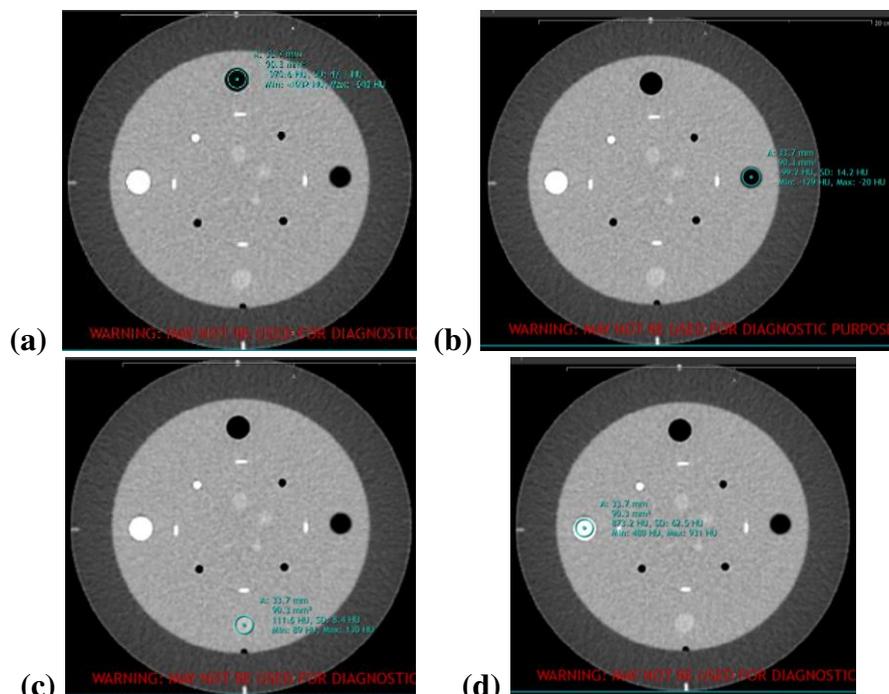


Fig. 3. Objeto simulador Catphan<sup>®</sup> com ROI nos materiais (a) Ar, (b) Teflon, (c) PMMA, (d) LDPE.

### 3.RESULTADOS

Os resultados das densidades, determinados pelo programa computacional Synedra, no objeto simulador Catphan<sup>®</sup> foram de -970,6 UH, -99,2 UH, 111,6 UH e 873,2 UH respectivamente para Ar, LDPE, PMMA e Teflon, como indicado na Figura 3. Com esses valores e os coeficientes de atenuações fornecidos pelo fabricante, foi montado a reta de linearidade das medidas de acordo com a Figura 4.

Para as densidades encontradas no programa Synedra, associado a cada estrutura de interesse, os valores obtidos foram de  $(125,9 \pm 119,1)$  UH,  $(127,9 \pm 116,2)$  UH e  $(123,2 \pm 15,0)$  UH. Com isso os valores de correção são de -1,94%, -3,56% e +0,24% respectivamente para tecidos: pulmonar, ósseo e tecidos moles. Para encontrar os valores de correções considerou-se como base os valores médios das medidas encontradas pelo programa computacional Synedra no objeto simulador de PMMA.

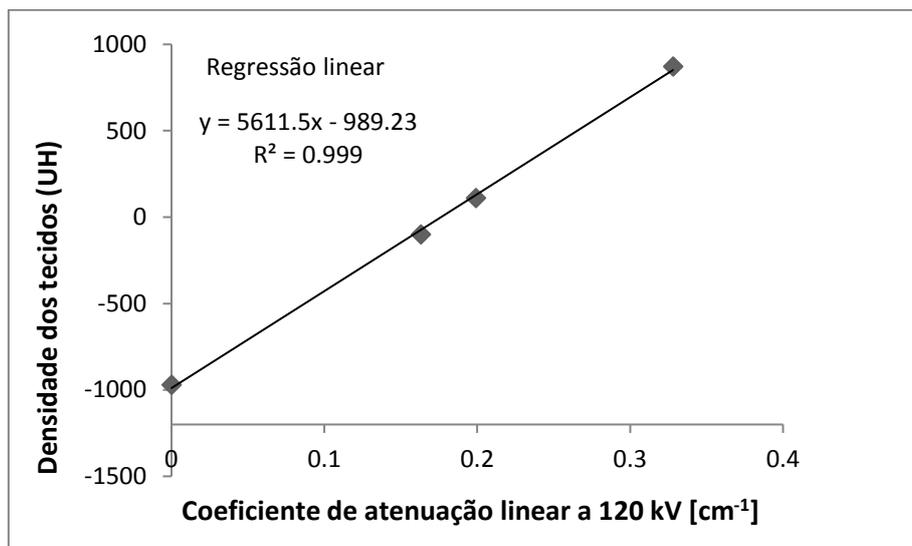


Fig. 4. Linearidade entre as densidades dos tecidos e os coeficientes de atenuação linear do objeto simulador Catphan<sup>®</sup>.

#### 4.CONCLUSÕES

Com a determinação das densidades dos tecidos pulmonar, ósseo e moles, reconstruídos no programa Synedra, percebe-se que existem poucas divergências em relação ao determinado pelo objeto simulador de PMMA, indicando assim que o método empregado é confiável.

De acordo com os valores padrões indicados das densidades dos tecidos [14, 15] para tecidos pulmonar, ósseo e mole como sendo (-800 a -500) UH, (30 a 230) UH e (20 a 80) UH respectivamente, estes valores quando corrigidos pela calibração podem sofrer consideráveis transformações de referências.

O método de calibração do sistema para medições das densidades dos tecidos apresenta parâmetros importantes para auxiliar no diagnóstico de patologias e investigações dos tipos de tecido humano encontrados em uma TC. De acordo com essa pesquisa devem ser inseridos os valores de correções quando utilizados para determinar a densidade em tomografia computadorizada associado ao programa computacional Synedra. Esse método de comparação pela densidade pode ser adotado em outras máquinas de TC com programas dedicados, tanto para auxiliar em diagnósticos, como para implantação de qualidade diagnóstica.

#### AGRADECIMENTOS

À Ambiental Proteção Radiológica por fornecer os objetos simuladores para realização das medidas e a Unidade de Diagnóstico por Imagem do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais pela execução dos testes.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] M. G. P. Cavalcanti et al., “Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro”, **J. Oral Maxillofac. Surg.**, Philadelphia, v. 57, no. 6, p. 690-694, June 1999.
- [2] IAEA. International Atomic Energy Agency. Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using X rays. SRS 39. Vienna: IAEA. 2006.
- [3] A. C. P. Carvalho, “História da Tomografia Computadorizada”. 2007. **Rev. Imagem, Rio de Janeiro**, 6p, 2007.
- [4] IAEA. International Atomic Agency “Radiological Protection for Medical Exposure to ionizing Radiation” Safety Standards. Series n. RS-G-1.5, 2002.
- [5] B.S. Kuszyk et al., “CT angiography with volume rendering: in vitro optimization and evaluation of accuracy in quantifying stenosis”, **AJR American journal of roentgenology** 168(3):79, 1997.
- [6] IAEA. International Atomic Energy Agency “Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography”. IAEA-TECDOC-1423. VIENNA: IAEA. 2004.
- [7] M. E. S. Abrantes et al., “Utilização da reconstrução 3D para correção de volumes e calibração de número de TC em tecidos humanos”. **Brazilian Journal of Radiation Sciences (BJRS)** 03-1A (2015) 01-15, 2015.
- [8] CATPHAN “The phantom laboratory. Manual: Catphan 500 and 600”. Greenwich, NY. 37p. 2009.
- [9] M. Hofer, “**Tomografia computadorizada: manual prático de ensino**”. Ed. Revinter, ISBN: 8573098554 e 9788573098556. 182 p. 2005.
- [10] M. Prokop, M. Galanski, “Spiral and multislice computed tomography of the body”. 1 edition (January 1, 2003). ISBN-10: 3131164816, ISBN-13: 978-3131164810. 1104 p. Stuttgart: Thieme, 2003.
- [11] <https://www.synedra.com/en/>
- [12] M. E. S. Abrantes et al., “Individualização das técnicas radiográficas em radiologia computadorizada. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 2, 2015.
- [13] W. F. Felix, et al., “Correções em leituras de volumes e densidades determinados em tomografia computadorizada”. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 5, n. 1, 2017.
- [14] BIR. British Institute of Radiology “Assurance of quality in the Diagnostic X-ray Department”. 2nd Ed. London, UK. 2001.
- [15] AAPM. “Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process”. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group, No 66. **Medical Physics**, Vol. 30, No. 10, October 2003.