

Validação da curva de calibração do tomógrafo para o sistema de planejamento de Radioterapia no Instituto Nacional de Câncer

Validation of the CT scan calibration curve for the Radiotherapy treatment planning system at the Instituto Nacional de Câncer

Lucas de Brito Cavalcanti¹, Maíra Ribeiro dos Santos¹ 

¹Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro, Brasil

Resumo

No presente trabalho foram analisados os efeitos das diferentes densidades eletrônicas no cálculo da dose prescrita para o tratamento radioterápico, implementando a curva de calibração do tomógrafo dedicado à Radioterapia. Foi utilizado o fantoma 062M da CIRS com nove densidades diferentes, referentes às densidades mais usuais. O levantamento da curva específica do tomógrafo considerou as diferenças inseridas por vários fatores e avaliou os protocolos já definidos no serviço. Com a curva feita, o sistema de planejamento foi alimentado com as curvas de unidades de Hounsfield versus densidade eletrônica relativa e unidades de Hounsfield versus densidade em massa. Por fim, para a validação foi realizado um planejamento em um fantoma que foi tomografado no referido tomógrafo e as medidas experimentais corroboraram com os planejamentos, garantindo uma incerteza máxima de 2,2%, confirmando a validação da curva específica do tomógrafo. **Palavras-chave:** radioterapia; correção de heterogeneidade; unidades de Hounsfield; sistema de planejamento; densidade eletrônica; tomografia computadorizada.

Abstract

In the present work the effects of the different electronic densities were analyzed in the calculation of the dose prescribed for the radiotherapy treatment, implementing the tomograph calibration curve dedicated to Radiotherapy. The 062M CIRS phantom was used with nine different densities, referring to the most usual densities. The survey of the specific curve of the tomograph took into account the differences inserted by several factors and evaluated the protocols already defined in the service. With the curve made, the planning system was fed with the curves of Hounsfield units versus relative electronic density and Hounsfield units versus mass density. Finally, for validation a planning was performed on a phantom with tomography of said tomography and the experimental measurements corroborated with the plans, guaranteeing a maximum uncertainty of 2%, confirming the validation of the specific curve.

Keywords: radiotherapy; heterogeneity correction; Hounsfield units; treatment planning; electronic density; CT scan.

1. Introdução

Na radioterapia, a simulação é o processo de planejamento estratégico para determinar a maneira mais apropriada de irradiar o paciente e todos os seus parâmetros. O cálculo da dose a ser entregue depende não somente da geometria da tomografia, mas das heterogeneidades em densidade eletrônica e de massa, pois ambos interferem nos valores de *stopping power* para o feixe de mega voltagem¹, levando a diferentes condições de atenuação e espalhamento. Esses dados são obtidos a partir da tomografia computadorizada (TC) do paciente, por isso a sua importância quanto a fidelidade das informações.

A TC é realizada com feixes finos, chamados de *fambeam* (feixes em leque) que são reconstruídos em uma imagem volumétrica com a junção destes múltiplos cortes. Cada feixe é coletado por detectores diametralmente opostos ao tubo de raio X que coleta basicamente o feixe transmitido após atravessar o corpo do paciente. Na reconstrução da imagem, tem-se então um mapa de atenuação do feixe.

Os pixels da imagem são formados por tons de cinza dentro de uma escala que vai do preto ao branco, onde o preto significa baixa densidade e o

branco, alta densidade. Esta escala então é associada a valores de unidades de Hounsfield (UH) pelo próprio tomógrafo.

As unidades de Hounsfield foram desenvolvidas como forma de padronizar as medições de densidade. Água (ou fluido) é designada por 0, osso a +1000 e ar a -1000, com a maioria dos tecidos moles na faixa de +0 a +100. O número real tem pouco significado, exceto como um método para o radiologista comparar e medir diferentes tecidos de maneira padrão, tanto dentro de um paciente quanto entre pacientes. O UH é associado com o coeficiente de atenuação usando a seguinte fórmula:

$$UH_{\text{tecido}} = [(\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{agua}}) / \mu_{\text{agua}}] \times 1000 \quad (1)$$

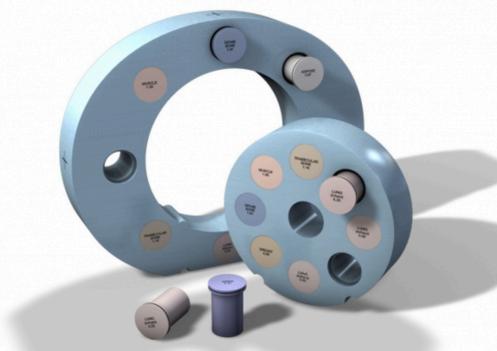
Já foi visto em trabalhos anteriores uma variação de 1% a 2% na medida de valores de UH em materiais homogêneos^{2,3}, e essa variação pode chegar a 3% dependendo da localização do material na imagem⁴. Além disso, parâmetros específicos do tomógrafo, podem alterar a quantificação das unidades de Hounsfield. A precisão do sistema de planejamento de tratamento é altamente dependente das imagens da TC. A qualidade das imagens influencia o

reconhecimento e o delineamento dos volumes alvo e dos tecidos. A qualidade da imagem abaixo do padrão pode resultar em um delineamento inadequado do volume alvo e dos tecidos sadios tanto por omissão ou sobre inclusão de uma porção de volume do órgão normal. Assim, é essencial manter a melhor qualidade de imagem dos tomógrafos usados para simulação de pacientes na radioterapia. A precisão do cálculo da dose usando estes sistemas de planejamento de radioterapia, levando em conta o efeito das diferentes densidades de tecidos, baseia-se nesses dados da TC e a correta calibração das unidades (HU) relativo à densidade de elétrons (elétrons por massa de material). No presente estudo, queremos medir o efeito de diferentes métodos de tomografia na variação do número de UH e seus impactos dosimétricos no cálculo de dose usado pelo algoritmo de cálculo.

2. Materiais e Métodos

A cadeia de planejamento de radioterapia do INCA é composta de um tomógrafo *Big Bore* da Phillips e um sistema de planejamento de tratamento Eclipse (Varian Systems Inc. 13.6) e o algoritmo de cálculo usado é o AAA (versão 13.6). Nesse sistema de planejamento o usuário pode implementar curvas de calibração de densidades customizadas de diferentes materiais em função da unidade de Hounsfield.

Figura 1: Fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M



Para estabelecer a dependência de UH na densidade, foi utilizado um fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M. Esse modelo 062M consiste em dois discos aninhados feitos de água sólida, com espaço para dezessete *plugs*, onde um deles é a referência com água líquida. Dentre as heterogeneidades, é disponibilizado nove tipos de densidade eletrônica e em massa, representando os tecidos mais comuns encontrados no corpo humano, todas essas densidades estão organizadas na Tabela 1, de acordo com dados fornecidos pelo fabricante⁵.

O fantoma pode ser usado com os dois aros ou com o aro menor, como mostra a Figura 1. Logo para avaliar o efeito das UH em *FOV* maior, foram tomografados os dois aros juntos e, para avaliar o *FOV* menor, foi tomografado somente o aro pequeno.

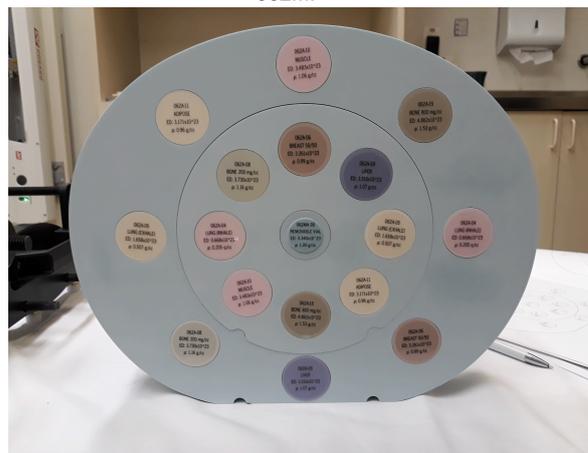
Tabela 1 – Informações sobre as peças usadas no fantoma

Peça (equivalente em densidade eletrônica ao tecido ou órgão)	Densidade física, g/cc	Densidade de elétrons, $\times 10^{33}$ elétrons/cc	Densidade relativa à água
Pulmão inalando	0,205	0,668	0,200
Pulmão exalando	0,507	1,658	0,496
Mama	0,99	3,261	0,976
Osso trabecular	1,16	3,730	1,117
Fígado	1,07	3,516	1,052
Músculo	1,06	3,483	1,043
Tecido adiposo	0,96	3,171	0,949
Osso Denso (800mg/cc)	1,53	4,862	1,456
Osso Denso (1250mg/cc)	1,82	5,663	1,695
Peça preenchível com água	1,00	3,34	1,000

Fonte: CIRS⁵.

A Figura 2 mostra a configuração do fantoma usada mostrando a distribuição das heterogeneidades de tal forma para que não houvesse formação de artefato na imagem.

Figura 2: Fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M.



Atualmente, o serviço já conta com protocolos bem definidos para a tomografia de diferentes sítios e modalidades de tratamento. Os valores dos protocolos mais comuns estão apresentados na tabela 2. Schneider¹ já relatava que o fator preponderante para afetar o UH é a energia do feixe, logo, na implementação do tomógrafo isso foi pensado para elaborar os protocolos de imagem e minimizar as variações possíveis.

Entretanto, devido a possibilidade de artefatos e diferentes itens de imobilização, posicionamento, monitoramento ou anestesia podem ser tomografados, o protocolo de radiocirurgia, especificamente, possui variações para melhorar a qualidade da imagem. Logo, os valores de ajuste do tubo de raio X para esses protocolos estão apresentados na tabela 3.

Tabela 2 – Informações sobre os protocolos usados na tomografia.

Protocolo	kV	mAs
Radiocirurgia	120	65
Cabeça e pescoço	120	325
Tórax	120	325
Abdômen	120	325
Extremidades	120	200

Fonte: o autor.

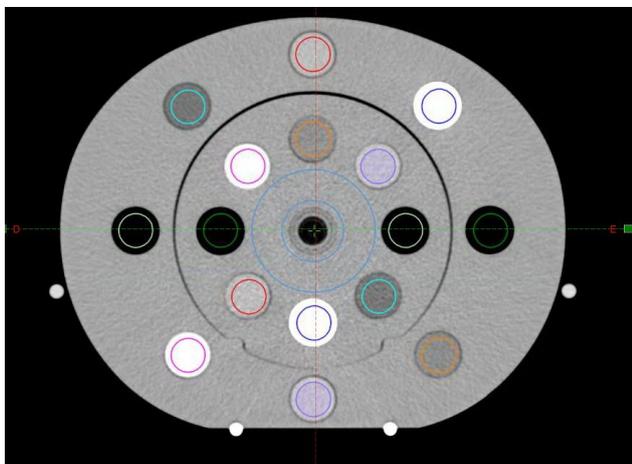
Tabela 3 –Protocolo de radiocirurgia com valores extremos de KV e mAs.

Protocolo	kV	mAs
Radiocirurgia	90	65
Radiocirurgia 1	120	40
Radiocirurgia 2	120	55
Radiocirurgia 3	120	60
Radiocirurgia 4	140	65
Radiocirurgia 5	120	65

Fonte: o autor.

Com as tomografias realizadas, elas foram inseridas no sistema de planejamento e as Unidades de Hounsfield foram identificadas com análise de histograma de cada região com quadrados de 1 cm de lado em cada heterogeneidade (Figura 3). Os valores foram normalizados para o valor da água líquida como referência.

Figura 3: Fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M



A curva alimentada na calibração do tomógrafo dentro do sistema foi obtida pela média dos valores encontrados para cada densidade, extrapolando os extremos da curva, como identificado na literatura⁶.

A validação foi realizada com dois *setups* de fantoma heterogêneo manufaturado localmente e tomografado com o referido tomógrafo. Com a correção de heterogeneidade ligada, foram irradiados campos diretos no fantoma, com uma câmera farmer (PTW 30013 – eletrômetro PTW Unidos E) para as três energias do acelerador: 6MV (DR 400MU/min), 10MV (DR 400 UM/min) e 6 SRS (1000 UM/min). O acelerador usado foi um Trilogy com OBI integrado.

3. Resultados

Os valores finais obtidos para a calibração da curva do tomógrafo estão apresentados na tabela 4.

Tabela 4 –Valores finais para calibração da curva

Material	Densidade Eletrônica Relativa	Densidade em massa	HU	erro
Pulmão inalando	0,20	0,205	-772	9
Pulmão exalando	0,50	0,507	-495	7
Tecido Adiposo	0,95	0,960	-66	5
Mama	0,98	0,990	-30	4
Água	1,00	1,000	0	3
Músculo	1,04	1,060	43	3
Fígado	1,06	1,070	62	3
Osso Trabecular	1,12	1,160	204	3
Osso Denso	1,46	1,530	860	3

Fonte: o autor.

Seguindo a metodologia de Coolens⁶, foi realizada uma extrapolação linear para UH de densidade eletrônica relativa igual a cinco. Na Figura 4 está representado o gráfico final alimentado no sistema de planejamento.

Figura 4: Densidade eletrônica relativa x UH dos protocolos convencionais



As doses calculadas e medidas com os planos de tratamento obtiveram os resultados apresentados na tabela 5. Vale ressaltar que o posicionamento foi realizado com duas exposições ortogonais com feixe de kilovoltagem e o isocentro do dispositivo é testado corriqueiramente e tem diâmetro menor que 1 mm, garantindo a certeza do posicionamento.

Tabela 5 –Valores finais para calibração da curva

Energia	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)
6 MV	200,8	205,2	2,19
10 MV	200,2	202,9	1,35
6 MV SRS	201,1	204,9	1,89

Fonte: o autor.

Por fim, a comparação entre os protocolos diferentes de radiocirurgia mostraram uma diferença de até 300 UH para o protocolo "Radiocirurgia" comparado a média dos restantes, mostrando a interferência da escolha dos parâmetros do tubo para a relação UH e densidade eletrônica (Figura 5).

Figura 5: Gráfico da densidade eletrônica relativa versus os UH para os protocolos de radiocirurgia



4. Discussão

Com o volume crescente de pacientes, principalmente, de SBRT de pulmão dentro do serviço, era crucial o levantamento da curva para que a equipe de Radioterapia tivesse mais confiança na dose entregue. Era uma escolha do serviço sempre ter a correção de heterogeneidade ligada nesses casos, porém era de extrema importância levantar a curva específica do tomógrafo para reduzir incertezas, como sugerido pela literatura padrão para implementação e comissionamento de sistemas de planejamento em radioterapia.^{7,8,9.}

A curva de calibração obtida no levantamento estava coerente com os dados pré configurados pela Varian e concordaram tanto com os trabalhos experimentais quanto com os trabalhos que fizeram análise estequiométrica.

A escolha de manter todos os protocolos com mesma energia se mostrou importante para baixas variações entre os valores de UH para densidades altas, ponto que se mostrou mais discrepante entre os protocolos diferentes.

A comparação entre os protocolos de radiocirurgia mostraram diferenças de até 300 UH em um protocolo que, utilizou 90 kV ao invés do 120 kV (como a maioria dos protocolos), mostrando uma diferença importante na relação de UH e Densidade eletrônica. Porém, o protocolo com energia de 140 kV mostrou-se bastante coerente com os demais protocolos que utilizam 120 kV, evidenciando que o protocolo com nome "Radiocirurgia" foge demais do desvio aceito pelos documentos de referência sobre comissionamento^{7,9.}

A densidade máxima a disposição para o trabalho é baixa quando comparada com a densidade de próteses de titânio, por exemplo, levando a crer que as maiores densidades precisam ser melhor estudadas, entretanto não havia material ou recurso para tal até o presente momento.

5. Conclusões

O trabalho mostrou coerência com os valores esperados e, respeitou as tolerâncias de valores de UH para as estruturas pré-definidas do fantoma. Entretanto o trabalho evidencia a falha em solucionar a calibração para maiores densidades até o momento. A curva do tomógrafo para um protocolo com 90 kV apresenta uma discrepância significativa

em termos valores de UH para densidades altas, isso possibilita a investigação para avaliar os protocolos que usam baixos valores de kV que normalmente são usados para tomografias de crianças.

Apesar dessa discrepância na curva do tomógrafo para um protocolo com 90 kV, os protocolos de tomografia usados atualmente no Serviço podem ser usados nos planejamentos onde as heterogeneidades estarão presentes e as incertezas na entrega da dose para os pacientes serão reduzidas.

Por fim, o trabalho permitiu a calibração da curva do tomógrafo, mas abre precedente para melhor pesquisa de densidades mais altas e o comportamento das mesmas no sistema de planejamento.

Referências

1. Uwe Schneider et al 1996 The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 41 111.
2. Constantinou C, Harrington JC, DeWerd LA. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med Phys.* 1992;19:325-7. DOI: 10.1118/1.596862.
3. Guan H, Yin FF, Kim JH. Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. *Phys Med Biol.* 2002;47:223-31.
4. Moyers MF, Miller DW, Siebers JV, Galindo R, Sun S, Sardesai S. Water equivalence of various materials for 155 to 250 MeV protons. *Med Phys.* 1992;19: 829.
5. CIRS. CBCT Electron Density & Image Quality Phantom System. Product Guide.
6. CCoollens and P J Childs. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. *Phys. Med.Biol.* 48 (2003) 1591-1603.
7. International Atomic Energy Agency. Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. Technical Report Series N0.430. Vienna, 2004.
8. International Atomic Energy Agency. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA-TECDOC-1583. Vienna, 2008.
9. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA Human Health Series. No.19. Vienna, 2012.

Contato:

Autor Correspondente:
Lucas de Brito Cavalcanti
Instituto Nacional do Câncer - Ministério da Saúde
E-mail: lucas2904@gmail.com

Máira Ribeiro Santos
Instituto Nacional do Câncer - Ministério da Saúde
E-mail: mairafisica@gmail.com