

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

Lucas de Brito Cavalcanti, Máira Ribeiro dos Santos
lucas2904@gmail.com

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 usado o fantoma 062M da Cirs com nove densidades diferentes. O levantamento da curva específica do tomógrafo considerou as diferenças inseridas por vários fatores e avaliou os protocolos de imagem da radioterapia do INCA. O sistema de planejamento foi alimentado com as curvas medidas de unidades de Hounsfield versus densidade eletrônica relativa e unidades de Hounsfield versus densidade em massa. Para a validação foi realizada um planejamento em fantoma com tomografia do referido tomógrafo e as medidas experimentais corroboraram com os planejamentos, garantindo uma incerteza máxima de 2,2%, validando a curva específica do tomógrafo.

INTRODUÇÃO

Na radioterapia, a simulação é o processo de planejamento para determinar a maneira mais apropriada de irradiar o paciente. O cálculo da dose depende não somente da geometria da tomografia, mas das heterogeneidades do corpo, 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.

A TC é realizada com feixes finos que são reconstruídos em uma imagem volumétrica. Cada feixe é coletado por detectores opostos ao tubo de raio X que coleta 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 para padronizar as medições de densidade. Água é designada por 0, osso a +1000 e ar a -1000, com a maioria dos tecidos moles na faixa de +0 a +100. O UH é associado com o coeficiente de atenuação usando a seguinte fórmula:

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

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. Parâmetros específicos do tomógrafo, podem alterar a UH. A precisão do sistema de planejamento de tratamento é dependente das imagens da TC. A qualidade das imagens influencia 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 a 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.

MÉTODOS E MATERIAIS

A cadeia de planejamento de radioterapia do INCA é composta de um tomógrafo Big Bore da Phillips e um sistema de planejamento Eclipse (Varian Systems Inc. 13.6) e o algoritmo de cálculo é o AAA (versão 13.6). Nesse sistema de planejamento o usuário pode implementar curvas de calibração de densidades de diferentes materiais em função da UH. Para estabelecer a dependência de UH na densidade, foi usado um fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M. São nove tipos de densidade eletrônica e em massa, representando os tecidos mais comuns do corpo humano, todas essas densidades estão organizadas na Tabela 1.



Fig. 1: Fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M

Tabela 1 – Valores finais para calibração da curva

Peça (equivalente em densidade eletrônica ao tecido ou órgão)	Densidade física, g/cc	Densidade de elétrons, $\times 10^{23}$ elétrons/cc	Densidade e relativa a 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

Atualmente, o serviço tem protocolos bem definidos para a tomografia de diferentes sítios e modalidades de tratamento. Os valores dos protocolos estão 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.

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.

Tabela 2: Informações sobre os protocolos usados.

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

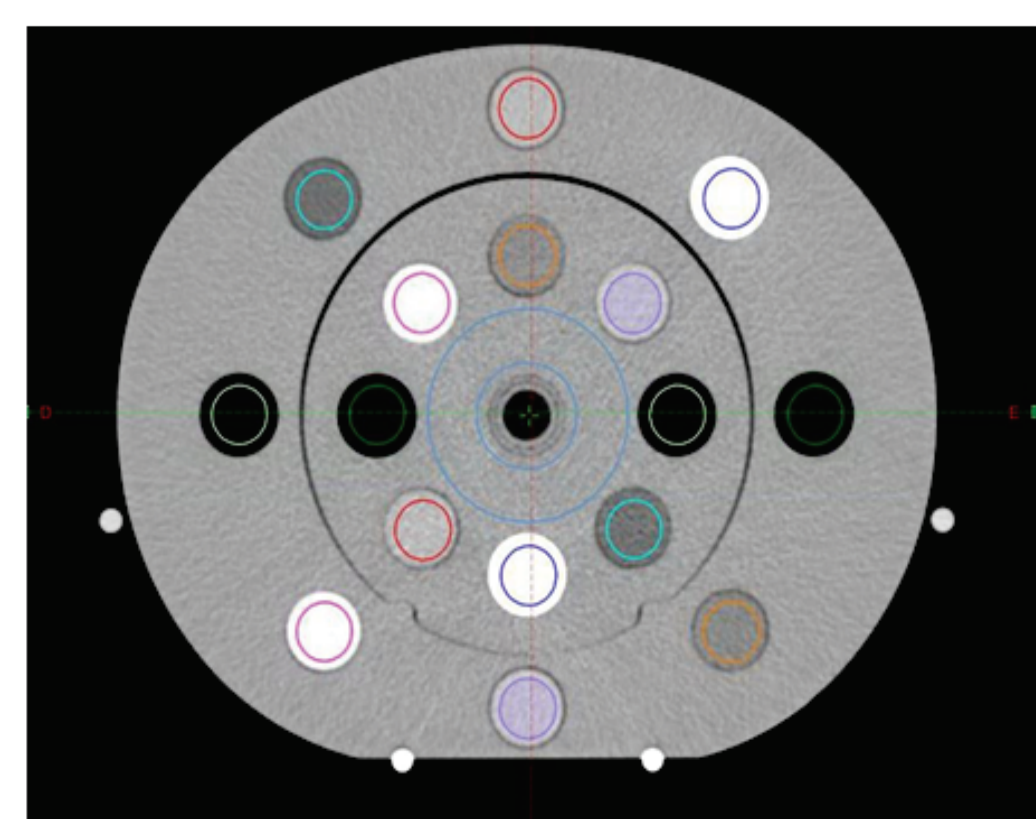


Fig. 2: Fantoma de densidade eletrônica da CIRS modelo 062M.

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

RESULTADOS

Os valores finais para a curva de calibração do tomógrafo estão na tabela 4. 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.

A validação foi realizada com dois setup de fantoma heterogêneo manufacturado 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 utilizado foi um Trilogy com OBI integrado.

As doses calculadas e medidas com o 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.

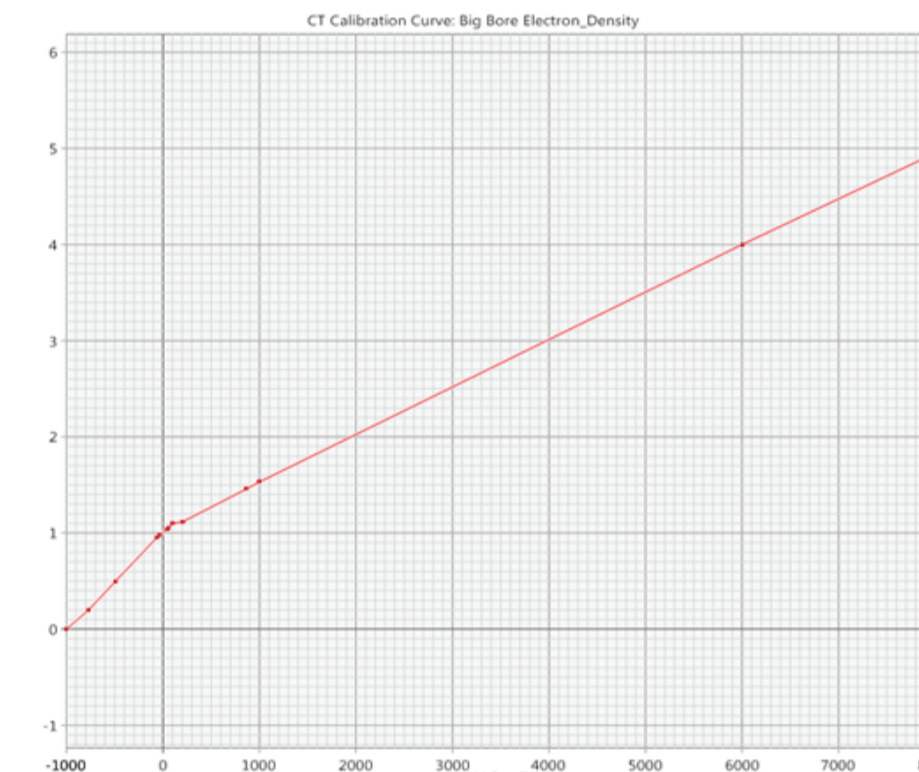


Fig. 3: Densidade eletrônica relativa x UH dos protocolos convencionais

Tabela 3 – 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

DISCUSSÃO

É importante levantar a curva específica do tomógrafo para reduzir incertezas na entrega de dose. 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 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, mostrando uma diferença importante na relação de UH e Densidade eletrônica. Porém, o protocolo com energia de 140 kV mostrou-se coerente com os demais que usam 120 kV, evidenciando que o protocolo com nome "Radiocirurgia" foge do desvio recomendado na literatura.

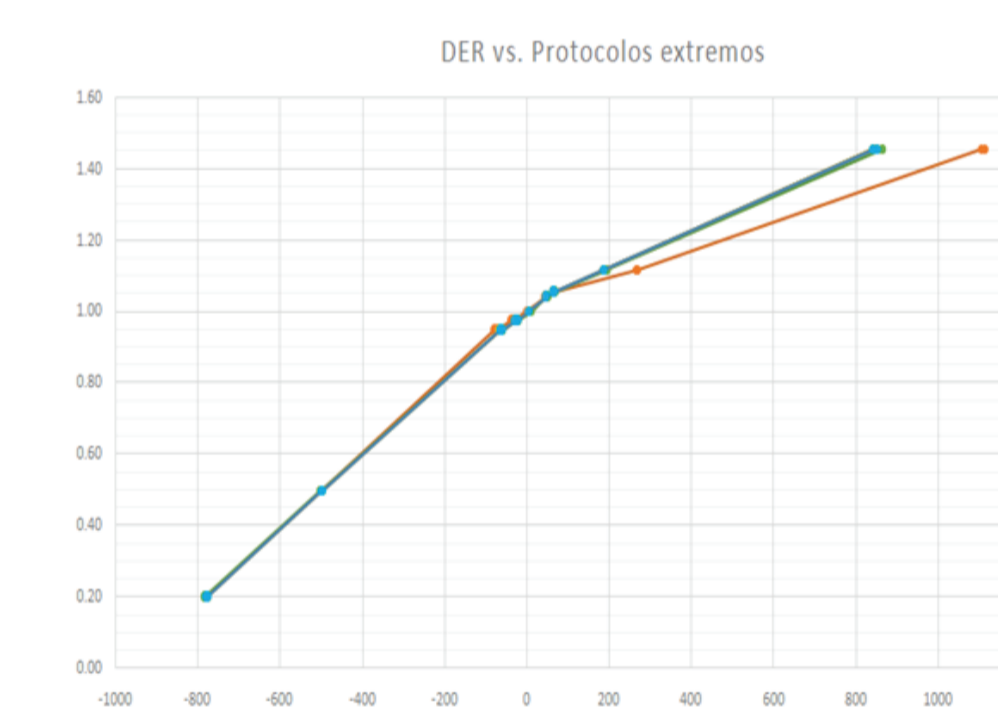


Fig. 4: Densidade eletrônica relativa x UH para os protocolos de radiocirurgia.

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.ado na literatura.

CONCLUSÕES

O trabalho mostrou coerência com os valores esperados e, respeitou as tolerâncias de valores de UH para as estruturas do fantoma. 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 do 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- Coolens 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 No.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.