

Levantamento da curva *CT-to-ED* para CBCT e seu uso na estimativa de dose em tratamento radioterápico de próstata

Determination of CT-to-Density conversion curve for CBCT and its usability in prostate cancer radiotherapy dose calculation

Amanda F. Meletti¹, Victor A. B. Ribeiro², Paulo T. D. Siqueira³, Hélio Yoriyaz³, Julian M. B. Shorto³, Maíra G. Nunes³ e Cristiane Barsanelli²

¹ Faculdade de Medicina FMUSP, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

² Instituto de Câncer do Estado de São Paulo, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

³ Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil

Resumo

A fim de estimar a dose em pacientes em tratamento radioterápico de próstata, foi levantada a curva *CT-to-ED* para o sistema kv-CBCT XVI da Elekta e aplicado um método de sua correção para a região específica da pelve. O levantamento da curva foi feita por meio dos fantasmas *CatPhan® 503* e *CIRS Pelvic* e, para a sua correção, foram utilizadas as imagens de CBCT de 8 pacientes selecionados. A curva foi validada por meio de comparações entre a qualidade dos planejamentos calculados na Tomografia de Referência e na Tomografia de Feixe Cônico. Foram avaliados os histogramas de dose-volume (DVHs) e as distribuições de dose pelo critério gama – 3% e 3mm nos casos VMAT e 2% e 2mm nos 3D. Após a correção da curva, a diferença do cálculo da dose entre a CBCT e a CT de referência diminuiu, em média, de 4,7%±0,8% para 1,7%±1,1% nos planejamentos VMAT e de 3,2%±1,7% para 1,9%±1,6% nos planejamentos 3D. As aprovações nas análises gama subiram, em média, de 80,6%±3,5% para 99,1%±0,5% (VMAT) e de 84,3%±4,2% para 98,9%±1,0% (3D). Uma vez garantida a acurácia do cálculo na CBCT, a curva pode ser utilizada para verificar se a dose diariamente entregue ao paciente condiz com aquela que foi planejada e, caso contrário, ele pode ser beneficiado de replanejamento (e de compensação da dose) nas frações remanescentes de seu tratamento.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, CBCT, Unidade de Hounsfield, HU, Densidade Eletrônica, DE.

Abstract

In order to estimate the dose in patients undergoing prostate cancer radiotherapy, it was obtained the CT-to-Density conversion relationship of the kV-CBCT Elekta XVI System and applied a method of its correction for the pelvis population. The curve was raised by CatPhan® 503 and CIRS Pelvic phantoms and CBCT images of 8 patients were used for its correction. Comparisons between the qualities of the plans calculated in the reference CT and in the CBCT were used to validate the curve. It was verified both the dose-volume histograms (DVHs) and the dose distributions by the index gamma – 3% and 3mm for VMAT plans and 2% and 2mm for 3D ones. After correcting the curve, the difference between CBCT and reference CT dose calculation decreased in average from 4.7%±0.8% to 1.7%±1.1% in VMAT plans and from 3.2%±1.7% to 1.9%±1.6% in 3D plans. The approved gamma analyses increased in average from 80.6%±3.5% to 99.1%±0.5% (VMAT) and from 84.3%±4.2% to 98.9%± 1.0% (3D). Once guaranteed the calculation accuracy on CBCT, the curve can be used to verify if the dose given to patient is in accordance with the planned; otherwise he might be benefited with dose compensation by a new plan for the remaining fractions of his treatment.

Keywords: cone-beam CT; CBCT; Hounsfield Unit; Electron Density.

1. Introdução

Em vista dos avanços tecnológicos envolvidos na aquisição de imagens médicas e nas técnicas complexas de planejamento da Radioterapia, tornar cada vez mais preciso o tratamento oncológico é uma realidade que vem sendo alcançada pela Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT), modalidade que faz uso de diferentes dispositivos formadores de imagens para verificar o posicionamento do paciente imediatamente antes e durante o tratamento. Adicionalmente, quando o planejamento do tratamento do paciente é adaptado às suas mudanças anatômicas durante a terapia, temos o que conhecemos por Radioterapia Adaptativa, tida, por alguns, como um avanço da IGRT (1).

Uma modalidade de IGRT bastante utilizada é a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

(CBCT) (2). A CBCT, além de permitir a verificação diária do posicionamento dos pacientes, possibilita uma melhor visualização dos tecidos moles, o que, por sua vez, permite a detecção e a correção de erros na localização dos alvos internos independentemente da anatomia óssea (3). Além disso, outra de suas vantagens é a possibilidade de estimativa da dose acumulada entregue aos pacientes e, conseqüentemente, a realização da Radioterapia Adaptativa por meio de replanejamentos baseados nas mudanças anatômicas diárias (4,5). Para tal, faz-se necessário levantar a curva *CT-to-ED* que relaciona os números de Unidade de Hounsfield (HU) da imagem com as densidades eletrônicas dos diferentes tecidos por meio de objetos simuladores com densidades conhecidas.

Entretanto, como investigado por muitos autores (1-3,6), a aplicação direta dessas curvas não é recomendada porque a qualidade da imagem da CBCT e sua distribuição de pixels é bastante influenciada pelos parâmetros de aquisição e de reconstrução da imagem, pela radiação espalhada, pela forma e tamanho do objeto irradiado, pela maior alteração do espectro do feixe (devido aos diferentes graus de endurecimento conforme o ângulo do feixe cônico), pela instabilidade mecânica e por demais artefatos.

Para a aquisição de imagens de CBCT, 4 parâmetros podem ser modificados: voltagem do tubo, formato da colimação, presença de filtros atenuadores e modo de rotação (completa ou parcial) (3). Nos equipamentos da Elekta®, objeto de estudo, são permitidos 3 tamanhos de FOV – pequeno, médio e grande – e 5 tamanhos de campo no eixo G-T (eixo perpendicular ao feixe do acelerador linear, no sentido *gun-target*) (2,7). Os tamanhos de campo em G-T são denominados pelos subíndices 2, 10, 15, 20 e 15x15, de forma que, dependendo do FOV ao qual estão associados, assumem valores distintos (figura 1).

Campo de visão	
Rótulo	Descrição
S	Pequeno FOV
M	Médio FOV
L	Grande FOV
Tamanho do campo de eixo (ao longo do eixo G-T do acelerador digital)	
Rótulo	Tamanho irradiado nominal no isocentro
2	35,16 mm (para FOV médio) 36,46 mm (para FOV grande)
10	135,42 mm (para FOV pequeno) 135,42 mm (para FOV médio) 143,23 mm (para FOV grande)
20	276,7 mm
15	178,5 mm (para FOV médio)
15 x 15	150 mm

Figura 1. Descrição dos subíndices que determinam o formato da colimação

Nas posições M e L, o painel detector é deslocado do seu centro sendo necessária uma rotação completa (360°) para a formação da imagem (figura 2); ao contrário de apenas aproximadamente meia rotação (188°) na posição S (7). Como o tamanho de FOV M permite a construção de imagens de até 41 cm de diâmetro, ele é preferencialmente escolhido para o escaneamento de imagens pélvicas, pois o aumento dimensional do pixel no FOV L acaba por degradar a qualidade da imagem (3). Além disso, o filtro do tipo “bow-tie” também melhora a qualidade da imagem ao permitir uma exposição mais uniforme ao detector e diminui a dose na pele na periferia do paciente, cujo trajeto dos raios X é mais curto e uma menor quantidade deles é necessária (8).

Portanto, a fim de possibilitar a estimativa de dose por meio da CBCT e garantir sua exatidão na

correção das heterogeneidades dos tecidos, foi estudado um método de levantamento da curva *CT-to-ED* do sistema kV CBCT XVI da Elekta® para a região pélvica.

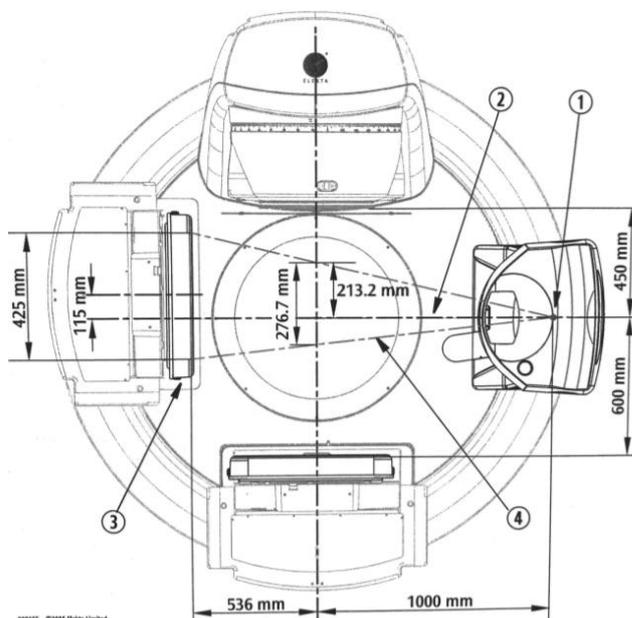


Figura 2. Representação esquemática do arranjo da CBCT, visto na direção G-T com o gantry a 0° evidenciando-se o deslocamento do painel detector (índice 3) quando a posição M é utilizada. O ponto focal do tubo de raio-X kV é dado por (1), seu eixo por (2) e o campo projetado por (4). Figura retirada da referência (7).

1.2. Questões Éticas e Legais

Este estudo recebeu parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da FMUSP sob o número de registro 22446919.3.0000.0065.

2. Materiais e Métodos

Foram utilizados dois sistemas de imagem de tomografia computadorizada: o do planejamento do tratamento (Philips Brilliance 16 Big Bore - CT de referência) e o usado no IGRT (aparelho de kV-CBCT XVI da Elekta®). As imagens da CT de referência foram obtidas com a especificação do fabricante (120 kV e 300mAs) e as da CBCT com variados parâmetros de voltagem, colimação e filtro (sendo F0 – filtro ausente e F1 – filtro presente).

Inicialmente, foram levantadas as curvas *CT-to-ED* de ambas as tomografias por meio do fantoma *CatPhan® 503 (The Phantom Laboratory)*, relacionando-se os números de Unidades de Hounsfield (HU) das imagens com as densidades eletrônicas dos *inserts* nele disponíveis: Ar, PMP, LPDE, Poliestireno, Acrílico, Delrin e Teflon. Para a CBCT, foram utilizadas as especificações M15F1, M20F0 e M20F1, com 120kV e 10mA, e L20F1 com 120kV e 25mA, a fim de se avaliar o impacto desses parâmetros. No Sistema de Planejamento de Tratamento Monaco® (Elekta) v.5.11.02, os valores médios de HU dos Volumes de Interesse (VOIs – figura 3a) – desenhados na CT de referência e copiados para a CBCT por meio da fusão das imagens – foram correlacionados às densidades

eletrônicas dos *inserts* para o levantamento da curva.

As curvas para os dois sistemas de tomografia também foram levantadas com o fantoma *CIRS® Pelvic Model 002PRA* usando a especificação institucional para a pele (M20F1 com 120kV e 650mAs). A escolha desse fantoma se deve ao seu formato anatômico pélvico, além do fato de seus *inserts* possuírem equivalência com os tecidos⁹, sendo eles: pulmão, osso, músculo e tecido adiposo (cujos *VOIs* são vistos na figura 3b).

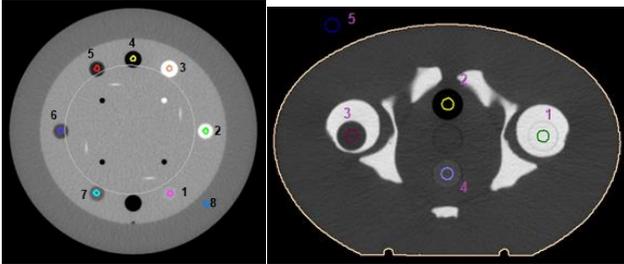


Figura 3. (a) corte axial do CatPhan com os *VOIs*: 1-acrílico, 2-Delrin, 3-Teflon, 4-Ar, 5-PMP, 6-LDPE, 7-Poliestireno, 8-Água. (b) corte axial do CIRS com os *VOIs*: 1-osso, 2-pulmão, 3- tecido adiposo, 4-músculo, 5-ar

Conforme anteriormente mencionado, a aplicação direta das curvas *CT-to-ED* (obtidas através dos fantasmas) não é recomendada e, por esta razão, as curvas obtidas precisaram ser corrigidas. Para a correção, foram utilizadas as próprias imagens de CBCT de 8 pacientes que haviam realizado tratamento de próstata nos últimos 2 anos na instituição.

Foram feitas fusões rígidas (correlação rotacional e translacional) entre as imagens da CT de referência e as da CBCT desses pacientes e definidos os seguintes *VOIs*: Ar, Fluido, Músculo e Cabeça de Fêmur (figura 4). A fim de se evitar a incerteza adicional associada à um novo delineamento dos volumes dos órgãos em risco na CBCT, os contornos nela gerados vieram transferidos direto da CT; sendo assim, para garantir a eficácia do método e a reprodutibilidade dos contornos, foram escolhidas preferencialmente imagens do 1º dia de tratamento desses pacientes e cujo preparo estivesse o mais semelhante possível ao dia da simulação.

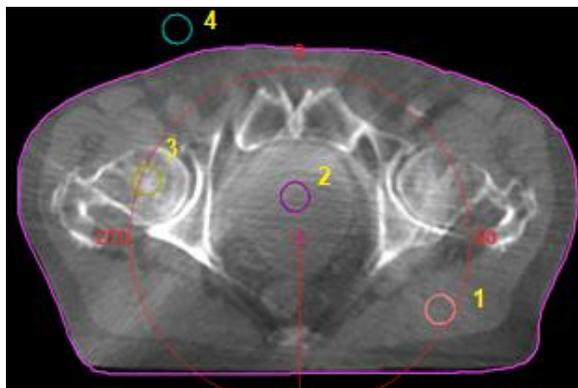


Figura 4. Exemplo de *VOIs* definidos na CBCT de um paciente, sejam: 1-músculo, 2-fluido, 3-cabeça de fêmur, 4-ar

Os valores de HU da CBCT foram correlacionados aos valores de ED da CT de referência, originando-se uma nova curva designada de “CurvaCBCTcorrigida”. Essa correlação se deu para cada *VOI* definido, de forma que, para cada um deles, foi obtido um valor médio (de HU e de ED) entre os 8 pacientes.

Como validação do método empregado, os planos de tratamento dos pacientes foram aplicados às respectivas CBCTs e comparou-se as doses resultantes calculadas nas diferentes tomografias. Foram comparados os DVHs e as distribuições de dose em um plano representativo pela análise gama com critério 3% e 3mm realizada no software *VerySoft® (PTW Freiburg) v.1.7.0.199*. Adicionalmente, como mais uma forma de validação da curva “CurvaCBCTcorrigida”, foram criados e comparados planejamentos 3D com 4 campos, salvo que a análise gama nesta técnica foi feita com critério 2% e 2mm. Evidencia-se aqui a importância de salvar como *templates* os planos a serem aplicados nas CBCT, de forma que todos os seus parâmetros sejam mantidos fixos (incidências, pesos, números de UM, etc).

Foi realizado também um levantamento de dados de DAP e DLL de 45 pacientes anteriormente tratados na instituição para verificar a aplicabilidade da curva na casuística interna, pois a menos que houvesse um estudo para a reconstrução das imagens de pacientes cujos contornos são maiores que os 41 cm de diâmetro permitidos pelo FOV M, como feito por Jiazhou Wang *et. Al.* (10), eles não poderiam ter sua dose estimada na CBCT.

3. Resultados e Discussões

As curvas de *CT-to-ED* obtidas na CT de Referência e na CBCT pelo fantoma *CatPhan* encontram-se na figura 5. Nota-se uma diferença significativa inerente entre a curva da CT e as da CBCT, justificada pelas próprias características de imageamento de cada uma delas, que incluem desde a construção dos tubos de raios X e respectivas fluências de energia, suas formas de aquisição e até o tipo de reconstrução de imagem. Além disso, a própria influência do espalhamento e do endurecimento do feixe em ambas as tomografias altera de maneira distinta os respectivos espectros e, conseqüentemente, suas relações *CT-to-ED*.

Verificam-se também diferenças menores, mas não desprezíveis, entre as curvas obtidas na CBCT ao se variar as especificações de aquisição: ocorrem desvios de até 36,7% e 23,6% nos valores de HUs dos *inserts* de ar e de teflon, respectivamente (que representam os extremos da curva). Evidencia-se, portanto, a importância de existirem especificações bem estabelecidas em cada instituição a fim de garantir a exatidão no cálculo da dose por meio das curvas *CT-to-ED* da CBCT – uma vez que parâmetros diferentes de aquisição levariam a variações na dose calculada.

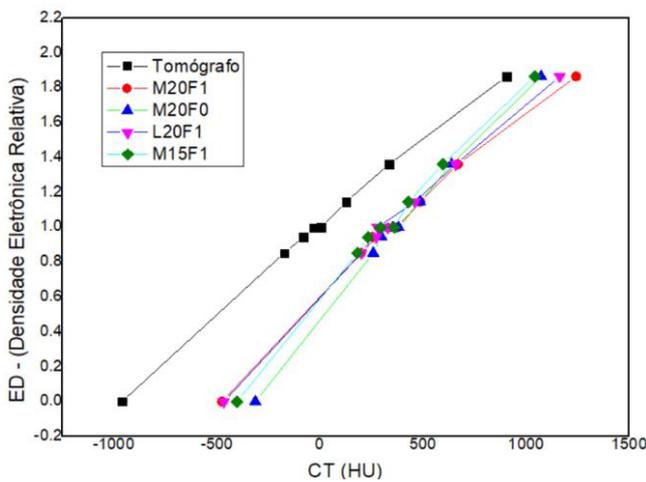


Figura 5. Curvas CT-to-ED geradas a partir da CT de Referência e da CBCT (com diferentes especificações) por meio do CatPhan

Na figura 6 observa-se a curva CT-to-ED da Tomografia de referência, a da CBCT com a especificação M20F1 e a curva “curvaCBCTcorrigida” para a região da pele, todas levantadas com o fantoma CIRS. Ressalta-se novamente a diferença inerente entre as curvas de ambos os tomógrafos, mas destaca-se a curva atípica proveniente da correção específica para a região da pele (azul). Para a sua validação, portanto, foi preciso comparar os planejamentos calculados na CT de referência (com a curva padrão) com os mesmos planejamentos aplicados na CBCT (agora calculados com a curva corrigida).

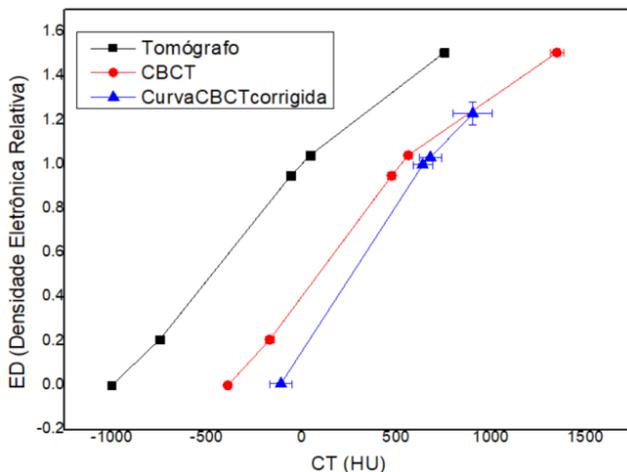


Figura 6. Curvas CT-to-ED geradas a partir da CT de Referência e da CBCT (M20F1) por meio do CIRS e a “curvaCBCTcorrigida”

Os valores de HU e ED da curva corrigida, assim como os respectivos desvios, encontram-se na tabela 1.

Tabela 1. Valores de CT(HU) e ED obtidos na construção da curva CT-to-ED corrigida para a região da pele

VOI	CT médio		ED	
	(HU)	desvio	médio	desvio
Ar	-108	58	0,008	0,004
Fluido	641	51	0,998	0,006
Músculo	681	59	1,031	0,006
Cabeça de Fêmur	905	103	1,231	0,053

Fonte: O autor. (2020)

Estão ilustradas, na figura 7, as curvas CT-to-ED de cada um dos 8 pacientes em conjunto com a

“curvaCBCTcorrigida” delas obtida. Os desvios observados entre os pacientes justificam-se, principalmente, pela variação entre os formatos de pele específicos de cada um deles.

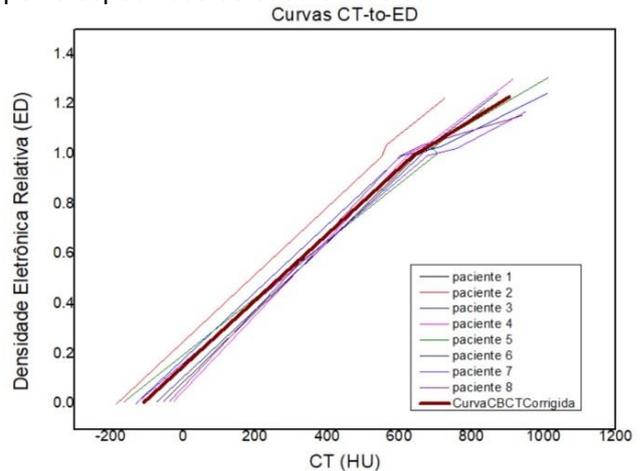


Figura 7. Curvas CT-to-ED dos 8 pacientes utilizados no estudo, assim como a “curvaCBCTcorrigida” delas provenientes

Na figura 8 é possível visualizar as curvas dos DVHs do plano de tratamento de um determinado paciente (tratado com técnica VMAT), assim como aquelas obtidas na imagem de CBCT – tanto para a curva “CBCT” baseada no fantoma quanto para a “curvaCBCTcorrigida”. No gráfico, os órgãos em risco destacados receberiam uma relação dose volume bastante diferente da original caso o cálculo da dose na CBCT fosse realizado com a curva sem correção. Porém, após a sua correção, essa diferença torna-se consideravelmente menor.

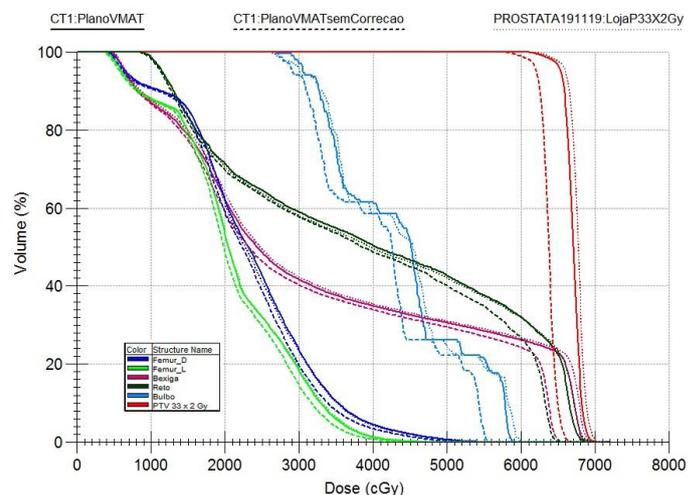


Figura 8. Comparação entre o DVH do plano VMAT de um paciente (linha sólida) e do plano aplicado à sua CBCT ao se utilizar a curva sem correção (linha tracejada) e a “curvaCBCTcorrigida” (linha pontilhada)

Na figura 9 são expostas as distribuições de dose dos cortes axiais deste paciente. É possível visualizar que as isodosas na CBCT cuja curva foi corrigida (c) é muito semelhante às da CT de referência (a), diferente do ocorrido quando se utiliza a curva baseada no fantoma (b).

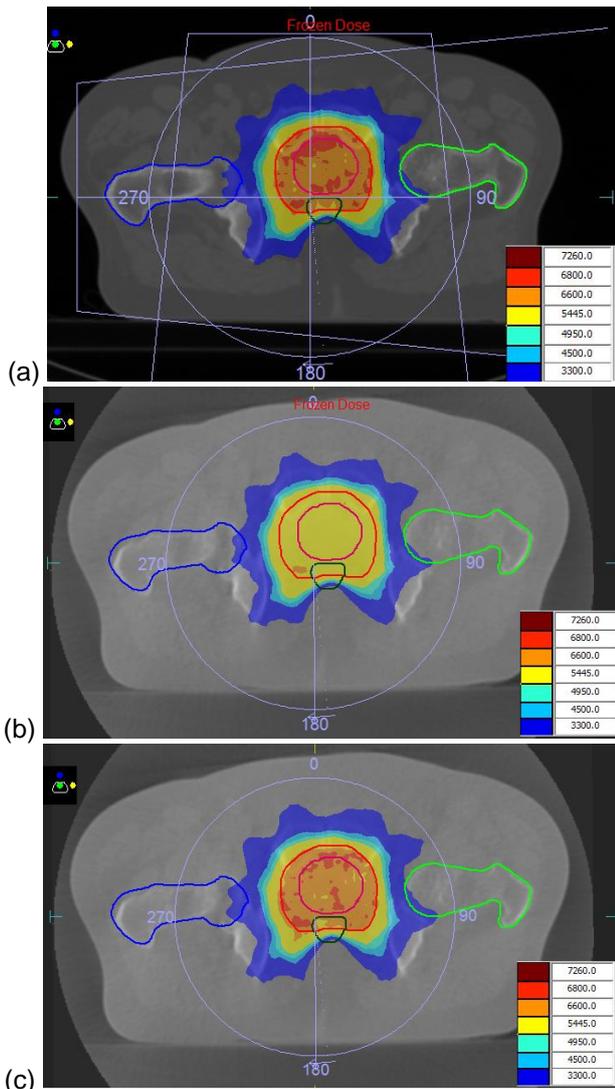


Figura 9. Distribuição de dose no corte axial da CT de referência (a) e distribuições de dose na CBCT sem correção da curva (b) e na CBCT com correção (c)

Na tabela 2, são mostradas as médias das diferenças percentuais entre as doses da CBCT e as da CT de referência nos planejamentos VMAT. Foram comparadas, para cada um dos 8 pacientes, a dose média do PTV e a dose média de alguns órgãos em risco (reto, bexiga, bulbo, cabeças de fêmur) antes e após a correção da curva. Nota-se, por exemplo, que a diferença percentual na dose

média no reto reduziu de uma média de $5,5\% \pm 2,2\%$ para $1,8\% \pm 1,9\%$ com a aplicação da curva corrigida, e a diferença percentual na dose média da bexiga reduziu de $5,5\% \pm 1,5\%$ para $1,8\% \pm 1,3\%$. Esse padrão de diminuição da diferença percentual foi observado para todos os órgãos analisados, assim como para a cobertura do PTV (cuja média das diferenças reduziu de $84,6\% \pm 9,2\%$ para $4,0\% \pm 2,7\%$) e para a análise gama com critério 3% e 3mm (cuja aprovação subiu de $80,6\% \pm 3,5\%$ para $99,1\% \pm 0,5\%$ após a correção). É válido ressaltar que, quanto maior o gradiente de dose, mais fortemente a relação dose-volume é influenciada por qualquer alteração que ocorra no cálculo da dose – o que justifica a grande diferença percentual de dose observada no PTV.

Para os planejamentos 3D com técnica de 4 campos, o mesmo padrão de diminuição da diferença entre as doses foi observado (tabela 3). É válido observar que nestes casos a análise gama deve ser mais restritiva pois se tratam de planejamentos sem intensidade modulada e com menores gradientes de dose. Ainda assim, a aprovação com critério 2% e 2mm aumentou de $84,3\% \pm 4,2\%$ para $98,9\% \pm 1\%$ ao realizar o cálculo da dose com a curva corrigida.

Ainda das tabelas 2 e 3, pode-se inferir que a diferença do cálculo da dose entre a CBCT e a CT de referência diminuiu, em média, de $4,7\% \pm 0,8\%$ para $1,7\% \pm 1,1\%$ nos planejamentos VMAT e de $3,2\% \pm 1,7\%$ para $1,9\% \pm 1,6\%$ nos planejamentos 3D – após a correção da curva. Estes resultados encontram-se em acordo com os achados de Anne Richter *et al*.³

Em ambos os tipos de tratamento a correção da curva se mostrou eficiente, de forma a validar o método estudado e possibilitar, assim, a estimativa de dose por meio das imagens da CBCT. Entretanto, é válido ressaltar que como o painel detector sofre degradação com o tempo e a imagem da CBCT é fortemente influenciada por diversos parâmetros, torna-se necessário elaborar um programa de controle de qualidade periódico e consistente de calibração do portal e de verificação da constância¹ da curva *CT-to-ED*.

Tabela 2 Desvio percentual médio (em relação à CT de referência) e respectivo desvio padrão obtidos no cálculo da dose pela curva "CBCT" baseada no fantoma e pela "curvaCBCTCorrigida" nos planejamentos VMAT

Cálculo	Dose Média						Cobertura PTV	Gama 3% 3mm
	Reto	Bexiga	Bulbo	CF dir	CF esq	PTV		
Curva "CBCT"	$5,5\% \pm 2,2\%$	$5,5\% \pm 1,5\%$	$4,4\% \pm 2,4\%$	$3,9\% \pm 1,2\%$	$3,7\% \pm 2,1\%$	$5,4\% \pm 0,5\%$	$84,6\% \pm 9,2\%$	$80,6\% \pm 3,5\%$
"CurvaCBCTCorrigida"	$1,8\% \pm 1,9\%$	$1,8\% \pm 1,3\%$	$3,4\% \pm 3,8\%$	$0,5\% \pm 0,7\%$	$2,1\% \pm 2\%$	$0,4\% \pm 0,6\%$	$4,0\% \pm 2,7\%$	$99,1\% \pm 0,5\%$

Fonte: O autor. (2020)

Tabela 3. Desvio percentual médio (em relação à CT de referência) e respectivo desvio padrão obtidos no cálculo da dose pela curva "CBCT" baseada no fantoma e pela "curvaCBCTCorrigida" nos planejamentos 3D

Cálculo	Dose Média						Cobertura PTV	Gama 2% 2mm
	Reto	Bexiga	Bulbo	CF dir	CF esq	PTV		
Curva "CBCT"	$3,8\% \pm 1,2$	$2,2\% \pm$	$6,4\% \pm$	$1,8\% \pm$	$2,2\% \pm$	$3,0\% \pm$	$16,6\% \pm 10,4$	$84,3 \pm 4,2$
"curvaCBCTCorrigida"	$1,7\% \pm$	$2,2\% \pm$	$5,0\% \pm$	$1,0\% \pm$	$1,1\% \pm$	$0,4\% \pm$	%	
"	$1,2\%$	$2,5\%$	$7,2\%$	$1,3\%$	$1,3\%$	$0,4\%$	$1,8 \pm 1,4\%$	$98,9 \pm 1,0$

Fonte: O autor. (2020)

Na tabela 4 estão dispostos os valores médios de DAP e DLL dos 45 pacientes avaliados. Como pode ser visto, o maior diâmetro dos pacientes se encontra na direção latero-lateral (DLL) cuja média e respectivo desvio padrão é de 35,2 cm \pm 2,5 cm. Dessa forma, comprova-se que, para os casos estudados (que representam a realidade institucional), não há perda de informação da CBCT com o FOV M de 41 cm.

Tabela 4. Valores de DAP e DLL de 45 pacientes tratados anteriormente na instituição

	Média	DP
DLL (cm)	35.2	2.5
DAP (cm)	21.0	2.4

Fonte: O autor. (2020)

Além disso, dentre os 8 pacientes utilizados no levantamento e validação da curva CT-to-ED, 1 deles havia DLL de 37 cm, 1 de 38,5 cm e 1 de 40 cm; enquanto 2 deles havia DLL de 32cm. Dessa forma, a análise realizada torna-se coerente para ambos os extremos, podendo a “curvaCBCTCorrigida” ser amplamente utilizada clinicamente em casos futuros.

4. Conclusões

O método empregado de levantamento e correção da curva CT-to-ED para CBCT foi validado por meio de comparações dos DVHs e da análise gama. Análises quantitativas mostraram que a curva, específica para a região da pelve, corrige adequadamente as diferenças de heterogeneidades dos tecidos e calcula corretamente a dose entregue ao paciente em tratamento radioterápico de próstata. Evidencia-se, porém, a importância da contribuição de todos os profissionais envolvidos no processo, uma vez que protocolos de imagem devem ser rigidamente seguidos, os contornos devem ser diariamente redesenhados e o cálculo da dose adequadamente executado e revisado. Além disso, a constância da curva levantada deve ser verificada com frequência, dada a degradação (dosimétrica e mecânica) do dispositivo de portal e às características inerentes à Tomografia de Feixe Cônico que impactam na qualidade da sua imagem.

A curva levantada, portanto, mostrou-se adequada para a estimativa da dose entregue aos pacientes por meio de suas imagens de CBCT diariamente realizadas. Espera-se, com isso, identificar quais pacientes realmente seriam beneficiados de replanejamentos, evitando-se cargas de trabalho excessivas e aperfeiçoando os tratamentos disponíveis por meio da Radioterapia Adaptativa.

Agradecimentos

Ao Ministério da Saúde (SGTES) e ao Ministério da Educação (SESu) pelo apoio financeiro concedido durante o período da residência.

Referências

1. Qingrong Jackie Wu *et al*, Adaptive Radiation Therapy, Technical Components and Clinical Applications – The Cancer Journal 2011;17:182-189
2. Johan Renström, Evaluation of the Elekta Synergy concept for patient positioning in image guided radiotherapy, Medical Radiation Physics Clinical Sciences, Lund Lund University, 2005.
3. Anne Richter *et al*, Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation – Radiation Oncology, 3:42, 2008. Disponível em <http://www.ro-journal.com/content/3/1/42>
4. Tadanori Abe *et al*, Method for Converting Cone-Beam CT Values into Hounsfield Units for Radiation Treatment Planning – Int. J. of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2017, 6, 361-375.
5. Qiuwen Wu, Jian Liang and Di Yan, Application of dose compensation in image-guided radiotherapy of prostate cancer – Phys. Med. Biol. 51 (2006) 1405–1419
6. Mathilda van Zijtveld, Maarten Dirx and Ben Heijmen, Correction of conebeam CT values using a planning CT for derivation of the “dose of the day” – Radiotherapy and Oncology 85 (2007) 195–200
7. Elekta, Application Training Guide – XVI R3.5&4.0 – Document Number 4513 370 2171 02
8. Bushberg, Jerrold T. *et al* – The essential physics of medical imaging, Lippincott Williams & Wilkins; 2.00 edition, 2002
9. Cheng B. Saw *et al*, Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems – Medical Dosimetry, Vol 30, No 3. pp.145-148, 2005. Disponível em [https://www.meddos.org/article/S0958-3947\(05\)00098-1/fulltext](https://www.meddos.org/article/S0958-3947(05)00098-1/fulltext)
10. Wang *et al*, Using corrected Cone-Beam CT image for accelerated partial breast irradiation treatment dose verification: the preliminary experience – Radiation Oncology 2013 8:214

Contato:

Amanda Filippini Meletti
 Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil
 Email: afilippinimeletti@gmail.com