

Impacto Dosimétrico de Curvas *CT-to-ED* em Irradiações de Heterogeneidades de Alto Número Atômico

Dosimetric Impact of *CT-to-ED* Curves on High Atomic Number Heterogeneity Irradiations

Bruno L. Rodrigues¹, Victor A. Bertotti², Adriana A. Flosi², Hélio Yoriyaz³, Maira G. Nunes³, Carlos E. B. Maistro^{2,4}

¹Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

²Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

³Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, Brasil.

⁴Instituto de Oncologia Santa Paula, São Paulo, Brasil.

Resumo

Com a evolução dos sistemas de planejamento e a redução das incertezas no cálculo de dose, a correção de heterogeneidades se tornou necessária. A presença de ligas metálicas de alta densidade ainda é uma das limitações e fonte de imprecisão no cálculo de dose. Embora existam algoritmos de cálculo de dose precisos, a principal dificuldade está no estabelecimento de curvas de correção do número de Hounsfield (HU) para densidade eletrônica (*CT-to-ED*), para valores de HU apropriados. A maioria dos tomógrafos atuais trabalha em 12 bits, saturando o número de Hounsfield em torno de 3000 HU, sendo insuficiente para a maioria dos materiais de alto número atômico. No entanto, já existem equipamentos que operam com 16 bits e que não saturam na presença destes materiais, resultando em informações mais completas das propriedades físicas. O objetivo deste trabalho é avaliar, em irradiações de heterogeneidades de alto Z, o impacto dosimétrico quando são utilizadas curvas de correção que incluem altos valores de HU. Foram analisados os fatores que influenciam a construção da curva *CT-to-ED* e as fontes de incerteza no processo. As curvas foram introduzidas no sistema de planejamento e os resultados comparados com medidas experimentais. Os resultados indicaram que quando materiais de alto número atômico são incluídos na construção da curva *CT-to-ED*, existe uma dependência dessas curvas com a energia do tomógrafo. Observou-se uma maior concordância entre os dados medidos experimentalmente e os dados calculados, quando as curvas *CT-to-ED* expandidas para altos valores de HU são utilizadas pelos sistemas de planejamento.

Palavras-chave: heterogeneidade; *CT-to-ED*; prótese; radioterapia; dose; 16 bits.

Abstract

*With the evolution of planning systems and the reduction of dose calculation uncertainties, the correction of heterogeneities became necessary. The presence of high density metal alloys is still one of the limitations and source of inaccuracy in dose calculation. Although accurate dose calculation algorithms exist, the main difficulty lies in establishing *CT-to-ED* correction curves for appropriate HU values. Most current CT scanners operate in 12 bits, saturating the Hounsfield number around 3000 HU, which is insufficient for most materials with a high atomic number. However, there are already devices that operate with 16 bits and that do not saturate in the presence of these materials, resulting in more complete information on physical properties. The objective of this work is to evaluate, in irradiations of high Z heterogeneities, the dosimetric impact when correction curves that include high HU values are used. The factors that influence the construction of the *CT-to-ED* curve and the possible sources of process uncertainty were analyzed. The curves were introduced in the planning system and the results compared with experimental measurements. The results indicate a dependence on the energy of the tomograph when high atomic number materials are included in the construction of the *CT-to-ED* curve. The results also show a greater agreement between measured and calculated data when expanded *CT-to-ED* curves are used in treatment planning systems.*

Keywords: heterogeneity; *CT-to-ED*; prosthesis; radiotherapy; dose; 16 bits.

1. Introdução

A Radioterapia é atualmente uma das principais vias de tratamento do câncer, sendo um setor indispensável em Centros de Oncologia (1). Desde os primeiros tratamentos até os dias atuais, os avanços tecnológicos associados às imagens, ao diagnóstico e à entrega de dose, reduziram significativamente as incertezas na Radioterapia. Contudo, por ser uma técnica que envolve diversos processos distintos, cada etapa possui sua própria imprecisão, que deve ser minimizada o tanto quanto exequível. A aquisição de imagens de tomografia e o planejamento constituem duas etapas fundamentais no tratamento de um paciente. As imagens de tomografia são

utilizadas pela equipe médica para definição do volume alvo e dos órgãos em risco a serem poupados (2), bem como são utilizadas para a realização do cálculo de dose nos sistemas de planejamento de tratamento (TPS - *Treatment Planning System*), e para estabelecer os parâmetros de entrega de dose prescrita. Inicialmente o cálculo de dose era realizado por meio de aproximações, tanto da geometria do feixe quanto do meio material de interação. Com o desenvolvimento dos sistemas de planejamento e a introdução de imagens tomográficas para o tratamento, fez-se necessário o aprimoramento do cálculo de dose com correções para heterogeneidades.

A correção para heterogeneidades pode ser realizada através de uma curva que relaciona número de CT, ou Unidade Hounsfield (*Hounsfield Unit – HU*), com a densidade eletrônica do material (*CT-to-ED*)(3). O número Hounsfield da imagem de tomografia está diretamente relacionado aos parâmetros de atenuação do meio material e, portanto, estabelece uma relação direta com o número de elétrons por grama, parâmetro fundamental para o cálculo acurado da dose depositada primordialmente por Efeito Compton. A equação 1 apresenta a relação do número de CT com o coeficiente de atenuação linear do material (μ_{meio}) e da água ($\mu_{\text{água}}$).

$$\text{CT ou HU} = \frac{\mu_{\text{água}} - \mu_{\text{meio}}}{\mu_{\text{água}}} \times 1000 \quad (1)$$

O número de CT representa a média aritmética de todos os valores de atenuação medidos num volume elementar individual – voxel (4). Estes parâmetros são utilizados para estabelecer uma escala de cinza relativa, atribuindo a cada material, incluindo os de alta densidade, um determinado valor na escala. A imagem do objeto em nível de cinza é associada a densidade eletrônica correspondente.

O Report No. 85 da AAPM (*Association of Physicists in Medicine*) (5) realça a importância da correção para heterogeneidades para redução das incertezas associadas ao cálculo de dose. A maioria dos algoritmos de cálculo de dose atuais corrigem diferenças de heterogeneidades, porém apresentam limitações para materiais de baixo e alto número atômico (Z). A presença de materiais de alto Z, como próteses dentárias, ortopédicas, implantes, entre outros, aumentam significativamente a complexidade do cálculo e da entrega da dose de tratamento, uma vez que atenuam mais o feixe de radiação e geralmente provocam artefatos nas imagens (6).

As curvas *CT-to-ED* geralmente são limitadas em razão ao tipo de tomógrafo. O número de bits de um tomógrafo está associado à quantidade de níveis diferentes de cinza que um voxel da imagem pode assumir. A quantidade de níveis de cinza de um voxel aumenta em 2^n , sendo n o número de bits. Os tomógrafos mais comuns são de 8 ou 12 bits, com 256 e 4096 níveis de cinza, respectivamente (4). O tomógrafo de 12 bits, por exemplo, atua no intervalo de -1024 à 3071 HU, que abrange a maioria dos tecidos humanos e o ar, mas é insuficiente para materiais de alto Z, os quais normalmente causam saturação da escala em 3071 HU. Os tomógrafos mais modernos já possuem a tecnologia para adquirir imagens em 16 bits com 65536 níveis de cinza. Tais equipamentos são capazes de resolver as limitações de materiais de alto Z, permitindo a construção de curvas *CT-to-ED* mais completas (7).

O objetivo deste estudo foi avaliar o impacto dosimétrico na correção para heterogeneidades de alto Z, obtido através da utilização de curvas *CT-to-ED* que incluem altos valores de HU. Foram avaliados os principais fatores que podem influenciar na construção da curva, tais como a espessura do corte, a energia e corrente do tubo do tomógrafo. As curvas foram introduzidas nos sistemas de planejamento

Eclipse® da *Varian Medical Systems* e *Monaco®* da *Elekta*. Os resultados foram comparados com medidas experimentais utilizando filme radiocrômico e câmara de ionização.

2. Materiais e Métodos

2.1. Heterogeneidades e objetos simuladores

Para simular heterogeneidades foram usados dois objetos simuladores: *IMRT Pelvic 3D CIRS®* e o *Scanditronix Wellhöfer l'mRT phantom®* equipado com um simulador de alto Z de estrutura $2 \times 2 \times 15 \text{ cm}^3$ de água sólida PTW RW3, e com um cilindro de 1,7 cm de diâmetro de titânio no centro. Também foram utilizadas uma prótese femoral de Cr-Co (Cromo-Cobalto) e um recipiente com água. A prótese de Cr-Co não possui especificações técnicas relacionadas aos parâmetros dosimétricos e, por isso, foi utilizado um valor médio de densidade eletrônica definida em literatura para esta liga metálica (8). Os materiais e as densidades eletrônicas são apresentados na tabela 1, e os objetos simuladores na figura 1.

Tabela 1. – Materiais e Densidades Eletrônicas.

Objeto Simulador	Material	Densidade Eletrônica Relativa à Água
Referências	Ar	0
	Água	1
IMRT Pelvic 3D CIRS	Osso	1,506
	Musculo	1,042
	Adiposo	0,949
	Pulmão	0,207
l'mrt phantom ®	Titânio Grade 2	3,79
Prótese	Cr-Co	6,84

Fonte: O autor (2019).

Para as medidas experimentais, foram utilizadas placas de água sólida *PTW RW3* de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ com espessuras variando de 1 a 10 mm. Um arranjo de placas foi construído para acoplar o objeto simulador de titânio entre dois conjuntos de água sólida, 6 cm abaixo e 7 cm acima da estrutura metálica, totalizando 15 cm de altura. O arranjo de 15 cm foi escolhido devido a sua recorrência na literatura, já que também é padrão reconhecido e utilizado no controle da qualidade paciente-específico (9). A figura 1 ilustra os objetos simuladores utilizados neste estudo.

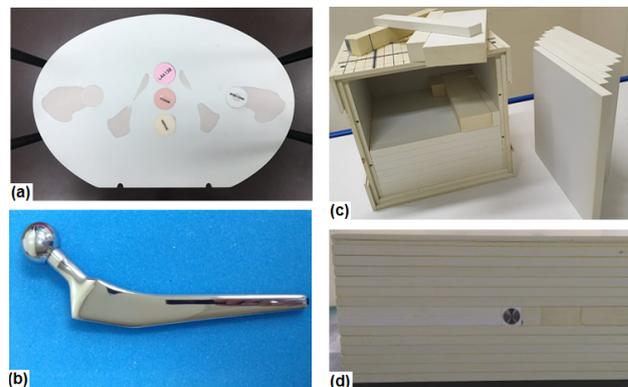


Figura 1. – Pelvic 3D CIRS (a). Prótese Cr-Co (b). l'mrt Phantom (c). Simulador adaptado com Titânio (d).

2.2. Tomógrafos e Aquisição de Imagens

Para a construção da curva *CT-to-ED*, foram obtidas imagens de tomografia do conjunto de objetos simuladores, descrito na seção 2.1, em dois tomógrafos: *GE BrightSpeed*® de 12 bits e o *Toshiba Aquilion*® de 16 bits. Para a avaliação dos fatores que influenciam na construção da curva, foram adquiridas imagens com diferentes protocolos disponíveis para tomógrafo de 16 bits, conforme indicados na tabela 2. Inicialmente foi avaliada a influência da espessura de corte das imagens, sendo obtidas curvas em três espessuras diferentes.

O segundo fator analisado consistiu na dependência das curvas com a energia do feixe de fótons do tomógrafo, sendo adquiridas imagens em quatro energias diferentes. A última análise se baseou na variação da corrente do tubo, sendo comparada para cinco valores distintos.

Tabela 2. – Protocolos de aquisição de Imagem.

Protocolo	kV	mA	Espessura (mm)
1	120	250	1
2	120	250	2
3	120	250	3
4	80	250	2
5	100	250	2
6	135	250	2
7	120	100	2
8	120	150	2
9	120	200	2
10	120	300	2

Fonte: O autor (2019).

2.3. Construção da Curva *CT-to-ED*

Para a análise das imagens foi utilizado o *software ImageJ*® do *National Institutes of Health* (NIH), definindo regiões de interesse (*ROI's*) circulares de área fixa de 168,8 mm², de forma a reduzir efeitos de borda e transições de heterogeneidades. Foram avaliados os números de Hounsfield mínimo, máximo, médio e o desvio padrão (3) de cada região de interesse. A partir dos resultados obtidos foram construídas curvas *CT-to-ED* em três intervalos. O primeiro intervalo trata-se da curva de 12 bits, sem a inclusão de materiais de alto Z, atuando entre -1024 a 1000 HU. A segunda curva também foi obtida no tomógrafo de 12 bits, desta vez incluindo o alto Z, mesmo que saturado na imagem e, portanto, atuando de -1024 a 3071 HU. Por fim, a curva de 16 bits incluindo o alto Z, de -1024 a 16500 HU. Apenas para a curva de 16 bits foram variados os protocolos de espessura de corte, energia e corrente no tubo, uma vez que para baixo Z não são observadas diferenças significativas entre os parâmetros (3). A primeira curva de 12 bits, sem a presença do alto Z, é a mais utilizada em radioterapia, principalmente devido indisponibilidade de tomógrafos de 16 Bits e de simuladores de heterogeneidades.

2.4. Sistemas de Planejamento e Algoritmos

As três curvas obtidas experimentalmente foram introduzidas em dois Sistemas de Planejamento:

Eclipse® da *Varian Medical Systems* e o *Monaco*® da *Elekta*. O *Eclipse*®, versão 13.6, dispõe do algoritmo *AAA (Anisotropic Analytical Algorithm)*. O *Monaco*® v.5.11.02 dispõe dos algoritmos *Collapsed Cone (CC)* e *Monte Carlo (MC)*. Para o intervalo de atuação das curvas deste trabalho, o *Eclipse* não apresentou nenhuma limitação quanto ao número máximo de HU. O *Monaco*, entretanto, apresenta um limite máximo de 5000 HU para a curva *CT-to-ED*, limitada devido ao aumento das incertezas no cálculo (10).

Para o cálculo de dose foi utilizada uma grade de cálculo de 0,2 a 0,25 mm, e para o MC a incerteza global foi fixada em 1%. Foram gerados planos em duas energias de fótons, 6 e 15 MV, de onde foram obtidos perfis de dose e PDP's (Porcentagem de Dose em Profundidade), conforme a equação 2:

$$\frac{PDP}{100} = \frac{D_p}{D_{m\acute{a}x}}, \quad (2)$$

em que D_p é a dose na profundidade e $D_{m\acute{a}x}$ a dose máxima.

2.5. Medidas Experimentais

Para validar e comparar os resultados dos sistemas de planejamento, foram realizadas medidas experimentais de PDP e de perfil do feixe. O perfil foi obtido com filme radiocrômico *GAFCHROMIC™ EBT3 Dosimetry Film*, e a PDP obtida tanto por câmara de ionização de placas paralelas quanto por filme radiocrômico. O perfil foi medido logo após o objeto simulador de titânio, sendo o mais próximo possível do material de alto Z. Para as medidas de PDP, o filme foi cortado em fragmentos de 5x5 cm² (11), sendo cada pedaço identificado e disposto em uma profundidade pré-definida do objeto simulador adaptado. O dano causado pelo corte do filme prejudica parcialmente as bordas do dosímetro, sendo assim, a dose foi obtida no centro de cada quadrado. Para realizar a leitura, o filme foi reconstruído seguindo a identificação individual de cada parte (figura 2), de modo a ser possível corrigir a não uniformidade da luz do scanner.

Os filmes radiocrômicos foram calibrados em dose (*ADC to Dose*) e analisados seguindo os protocolos institucionais. O filme não apresenta dependência com a energia de radiação, sendo a calibração única para o lote de filmes. A leitura foi realizada 12 horas após a irradiação, aumentando a estabilidade dos resultados (12). A análise foi realizada com scanner *Epson 10000XL*, e os resultados de dose foram extraídos com os *softwares Verisoft® (PTW, Freiburg) v.7.1.0.199* e *OmniPro® (IBA Dosimetry) v 1.7.0021*. A figura 2 ilustra o corte, a irradiação e a leitura dos filmes.

Para as medidas de PDP com câmara, foi utilizado um detector de Placas Paralelas *PTW Markus*. A câmara possui ponto efetivo de medida a 1,1 mm da superfície, na janela interna de detecção (13). A placa de água sólida adaptada para o uso próprio da câmara, possui 2 cm de espessura, sendo a câmara fixada com a superfície exposta. Foram realizadas medidas nas mesmas profundidades do filme, com exceção das profundidades imediatamente anteriores ao simulador de titânio. Nesta região não é possível

medir com a câmara devido à limitação da espessura da placa. Os testes foram realizados nos Aceleradores Clinac iX Varian (para o *Eclipse*) e no Elekta Axesse (para o *Monaco*).

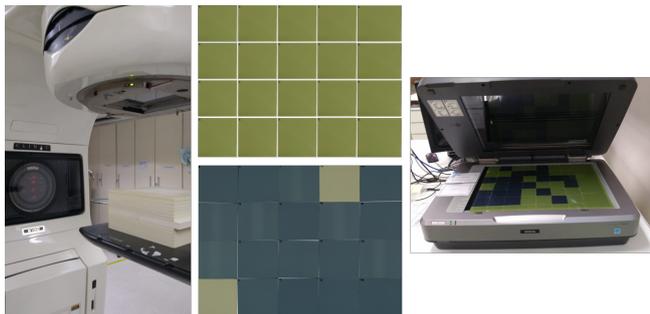


Figura 2. - Filme cortados, irradiados e reconstruídos no scanner.

3. Resultados e Discussão

3.1. Curva CT-to-ED

As imagens de tomografia obtidas para os objetos simuladores, descritos na seção 2.1, permitiram o estabelecimento do HU médio de cada material. Durante a coleta de dados ficou evidente a não homogeneidade da estrutura física da prótese de Cr-Co, isto é, embora seja composta de uma mesma liga metálica, a mesma é parcialmente oca. Para este simulador, a coleta de HU foi definida próxima à cabeça femoral, local em que a prótese é maciça e homogênea. A figura 3 ilustra as imagens dos objetos simuladores avaliados.

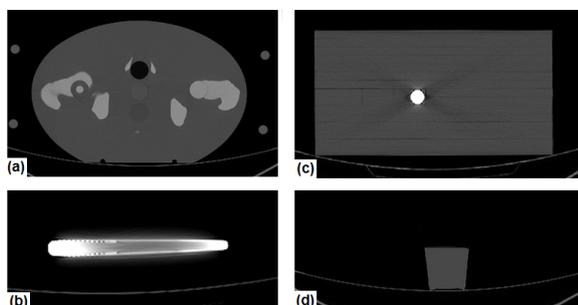


Figura 3. – *Pelvic 3D CIRS* (a); da prótese (b); *Objeto Simulador adaptado* (c); e da água (d).

A associação do número de Hounsfield com a densidade eletrônica evidenciou a diferença entre as Curvas *CT-to-ED* em alto Z, para os dois tomógrafos. A figura 4 apresenta os resultados para as três curvas: 12 bits na faixa comum, 12 bits saturada pelo alto Z e a curva 16 bits. Os resultados apresentados e comparados são referentes ao protocolo 120 kV, 250 mA e 2 mm de espessura, utilizados para imagens da pelve.

Os resultados obtidos indicam que, para valores de HU acima 1000, existem diferenças entre a curva de 16 bits e a de 12 bits. A lacuna de informações de alto Z na curva mais baixa reflete diretamente na precisão do cálculo de dose, uma vez que os sistemas de planejamento, na ausência destas informações, tendem a utilizar o último valor da curva disponível para corrigir densidades superiores (14).

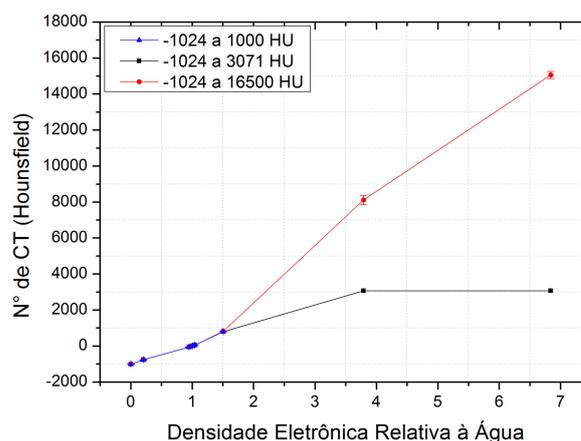


Figura 4. - Curvas *CT-to-ED* obtidas para os dois tomógrafos.

Para avaliar os possíveis fatores que podem influenciar a construção da curva *CT-to-ED*, a espessura de corte, a energia e a corrente do tubo foram variadas. A figura 5 apresenta as curvas para os protocolos de aquisição 1, 2 e 3 (tabela 2), variando a espessura do corte.

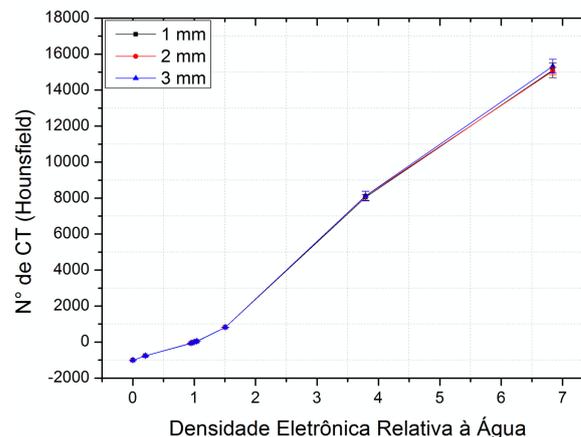


Figura 5. – Dependência com a espessura de corte para o tomógrafo de 16 bits.

A variação de espessura do corte não provocou diferenças relevantes no número de Hounsfield das imagens. O desvio máximo foi de 1,8%, inferior ao desvio padrão do valor médio de HU fornecido pela ROI de avaliação, sendo este de aproximadamente 2%. Foi observada, entretanto, a redução da incerteza com o aumento da espessura do corte pois, nesse caso, mais detectores são utilizados na formação da imagem e, portanto, o valor do número de Hounsfield se torna mais representativo do material. A figura 6 apresenta as curvas para os protocolos 1, 4, 5 e 6, comparando as aquisições em diferentes energias do tubo (kV).

Os resultados para a variação da energia do tubo indicam uma intensa dependência entre o kV e o número de Hounsfield. Na região de baixo Z, para o intervalo ar-músculo, a variação das curvas em relação ao kV é menor que 2% e inferior ao erro da coleta dos valores de HU. Todavia, a partir da faixa de densidade óssea, em torno de 1000 HU, a dependência da energia começa a modificar a curva. Em baixas energias, o HU de materiais de alto Z

aumenta, uma vez que o material denso atenua mais por efeito fotoelétrico e o detector de imagem recebe menos fótons. Com maiores energias, a radiação é capaz de chegar em maior quantidade nos detectores, indicando um HU menor. A atenuação dos fótons está associada ao coeficiente de atenuação linear (μ) do material irradiado, sendo este dependente da energia do feixe.

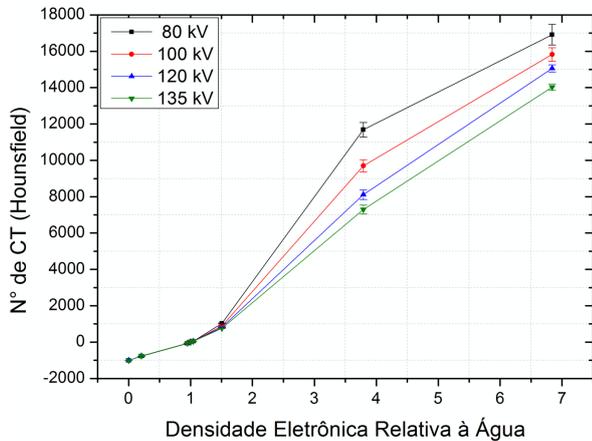


Figura 6. – Dependência com a energia do feixe para o tomógrafo de 16 bits.

A figura 7 apresenta as curvas para as diferentes correntes do tubo (mA), protocolos de aquisição 1,7,8,9 e 10 (tabela 2).

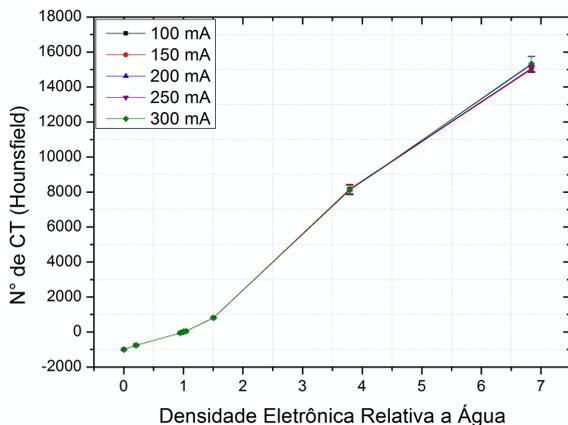


Figura 7. – Dependência com a corrente do tubo para o tomógrafo de 16 bits.

As curvas obtidas com a variação da corrente do tubo não apresentaram desvios importantes, sendo inferiores a 1%. Como a corrente do tubo está principalmente relacionada com a intensidade do feixe, a proporção de fótons coletados pelos detectores permanece a mesma, não provocando desvios significativos na imagem.

3.2. Impacto Dosimétrico – Eclipse

A partir dos resultados obtidos na etapa de aquisição das curvas *CT-to-ED*, apenas a variação de energia do tubo foi relevante para os resultados. Sendo assim, para avaliar o impacto dosimétrico das curvas *CT-to-ED*, foram introduzidas no sistema de planejamento a curva de 12 bits e as curvas de 16 bits nas energias de 80 a 135 kV. Nesta etapa foi utilizado o sistema de planejamento Eclipse® com algoritmo AAA (*Anisotropic Analytical Algorithm*). Os

parâmetros de planejamento foram definidos conforme a tabela 3, e foi utilizado o simulador adaptado com titânio para as avaliações (Figura 8).

Tabela 3. – Parâmetros de Planejamento.

Parâmetro	Configuração
SSD	92,5 cm
UM (Unidade Monitora)	600
Objeto Simulador	Conjunto de Placas de Água Sólida e o simulador de titânio.
Isocentro	No centro do simulador de titânio e a 7,5 cm de profundidade.
Energia	6 MV e 15 MV

Fonte: O autor (2019).

Os resultados da PDP e do perfil, para as quatro energias do tomógrafo, foram extraídos do sistema de planejamento e comparadas.

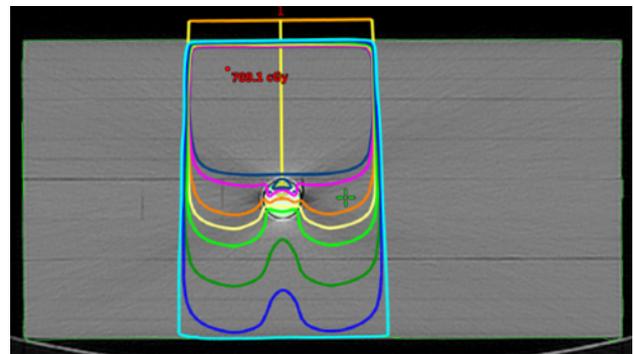


Figura 8. – Configuração do planejamento no TPS (Objeto Simulador Adaptado).

A figura 9 apresenta PDP e o perfil obtidos do sistema de planejamento, com feixe de 6 MV, para as quatro energias de feixe do tomógrafo avaliadas. A figura 10 apresenta os resultados para a energia do feixe de 15 MV, nas mesmas condições. O objeto simulador de titânio é representado nos gráficos através da região destacada na cor cinza.

Os resultados, tanto do perfil quanto da PDP, ilustram a discrepância na correção de heterogeneidade de alto Z, devido a curvas *CT-to-ED* obtidas em diferentes energias. Esta variação ilustra a importância da definição de protocolos de aquisição de imagens. A imagem utilizada no planejamento foi obtida sob o protocolo de 120 kV, 250 mA e 2 mm de espessura, e sob este protocolo foi aplicada a correção *CT-to-ED* obtida nas diferentes energias.

A validação dos resultados do sistema de planejamento foi realizada através de medidas experimentais. Foram obtidas a dose em profundidade e o perfil do feixe nas duas energias. Para aprimorar a confiabilidade dos resultados experimentais com filme, foram realizadas medidas de dose em profundidade com câmara de placas paralelas Markus. As condições de irradiação, tanto para a câmara quanto para o filme, foram mantidas fixas durante todo o procedimento experimental.

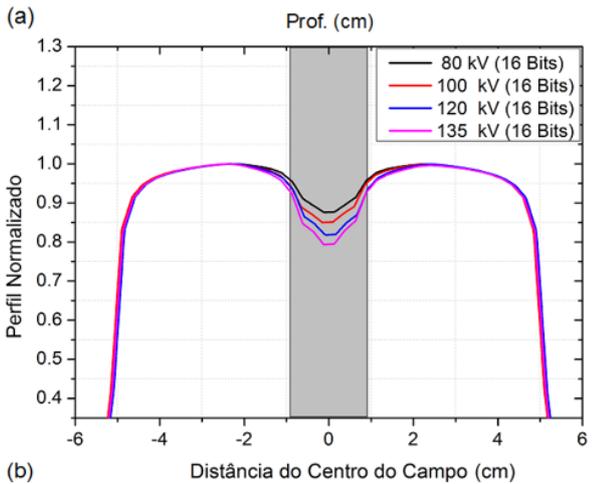
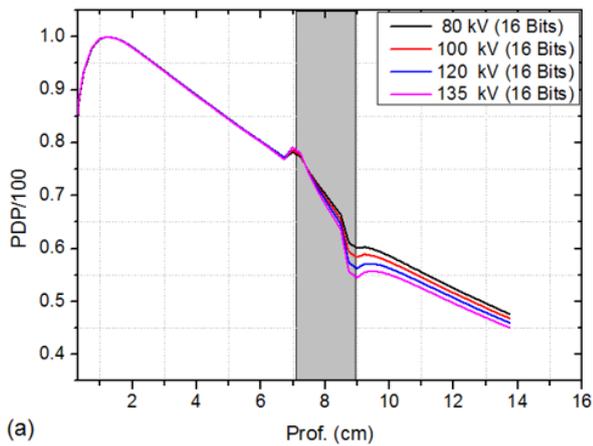


Figura 9. – PDP (a) e Perfil (b) do sistema Eclipse com 6 MV.

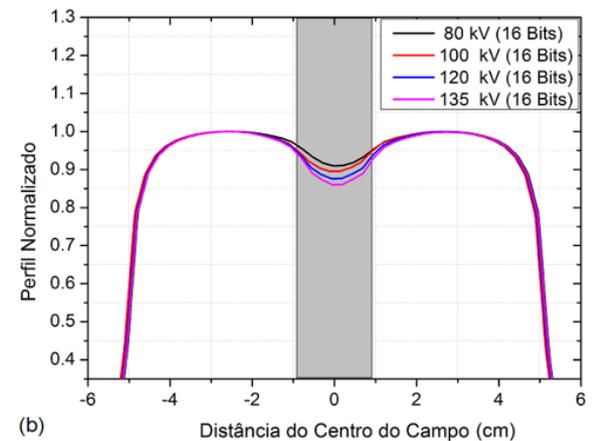
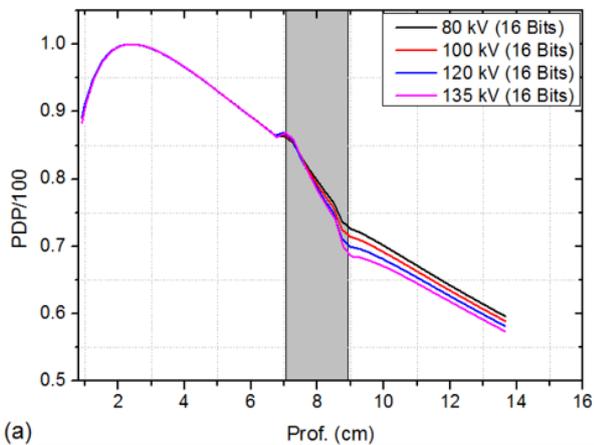


Figura 10. – PDP (a) e Perfil (b) do sistema Eclipse com 15 MV.

Os resultados foram comparados com resultados teóricos utilizando os dados da Curva *CT-to-ED* do protocolo 120 kV (16 bits) e com a curva de 12 bits, sem o alto Z. Os resultados experimentais também foram comparados com os teóricos na condição de não correção da heterogeneidade, sendo os resultados apresentados nas figuras 11 e 12 para energia de feixe de 6 MV.

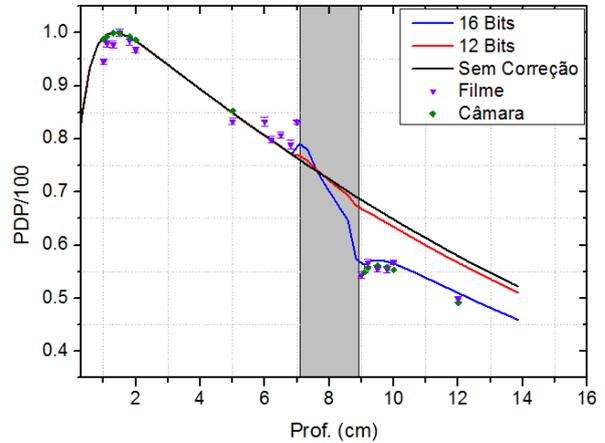


Figura 11. – PDP experimental e do sistema Eclipse (6 MV).

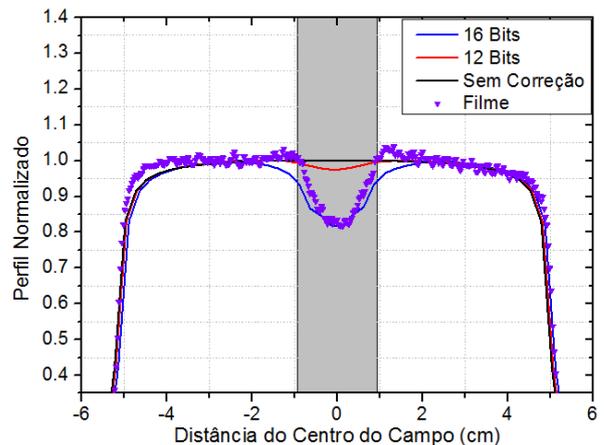


Figura 12. – Perfil experimental e do sistema Eclipse (6 MV).

As figuras 13 e 14 apresentam os resultados experimentais comparados com os teóricos para a PDP/100 e o Perfil, para energia de feixe de 15 MV. Os resultados experimentais de PDP/100 confirmam que curvas expandidas, para altas densidades, fornecem dados mais completos para a correção de heterogeneidades. Os resultados com o filme apresentaram incertezas maiores do que os obtidos com a câmara de ionização. Na PDP de 6 MV e na região após a heterogeneidade, os resultados previstos pela curva de 12 bits tiveram desvios acima de 10% dos resultados experimentais com filme e câmara. Utilizando a curva de 16 bits, por sua vez, o desvio ficou em torno 3% em média, indicando uma redução relevante entre o previsto e os valores experimentais.

Na PDP de 15 MV os resultados com filme após a prótese tiveram desvios importantes, em média 5%, em relação aos valores previstos e aos medidos com câmara, indicando possivelmente uma falha de leitura ou dano ao filme devido ao corte¹². Aumentar o

tamanho dos fragmentos de filme pode ser uma das opções para redução dos erros.

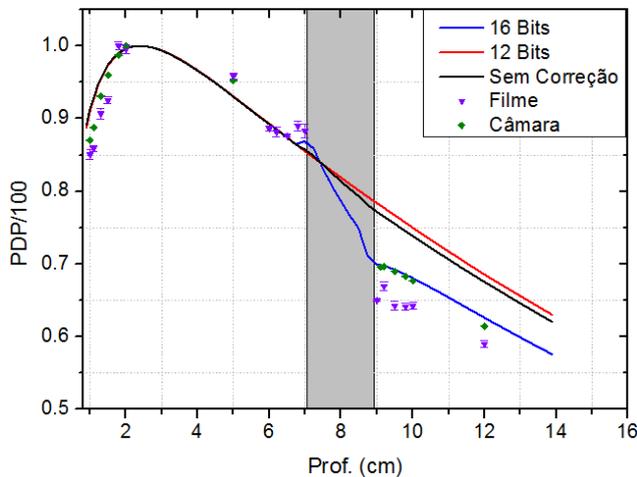


Figura 13. – PDP experimental e do sistema Eclipse (15 MV).

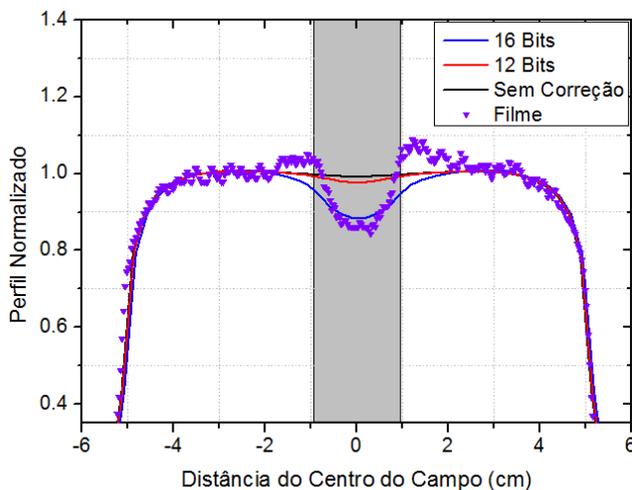


Figura 14. – Perfil experimental e do sistema Eclipse (15 MV).

De modo geral o sistema de planejamento modela com acurácia a atenuação após a prótese, quando curvas *CT-to-Ed* com altas densidades são consideradas. A partir dos dados do perfil normalizado, é possível observar que há limitações na correção principalmente do espalhamento lateral e nas interfaces com o alto Z.

3.3. Impacto Dosimétrico – Monaco

O sistema de planejamento Monaco apresenta uma limitação do máximo valor de HU para curva *CT-to-ED*, permitindo valores de até 5000 HU. Para a comparação entre a curva 12 bits e 16 bits, foi atribuído ao valor de 5000 HU à densidade eletrônica do titânio. Devido a esta limitação, não é possível observar diferenças relevantes entre as curvas *CT-to-ED* elaboradas nas energias do tubo do tomógrafo, desta forma foram utilizados os valores obtidos com o protocolo de aquisição de imagens de 120 kV, 250 mA e 2 mm. O Monaco possui dois algoritmos de cálculo, o *Collapsed Cone* (CC) e o *Monte Carlo* (MC). Foram realizados planejamentos com os mesmos parâmetros e configurações da metodologia anterior. A figura 15 apresenta os resultados

calculados de PDP para os dois algoritmos na energia de 6 MV. Foram comparados os resultados obtidos utilizando-se as curvas *CT-to-ED* de 12 bits e 16 bits.

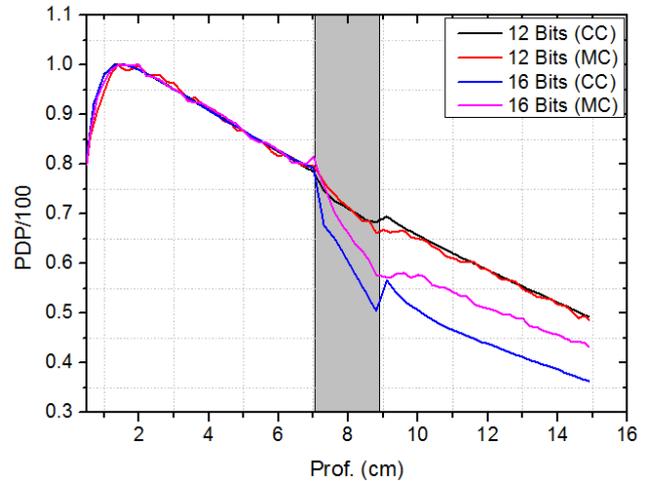


Figura 15. – PDP's de dois algoritmos do sistema Monaco 6 MV.

A figura 16 apresenta os resultados para a PDP, para ambos algoritmos, para a energia de 15 MV.

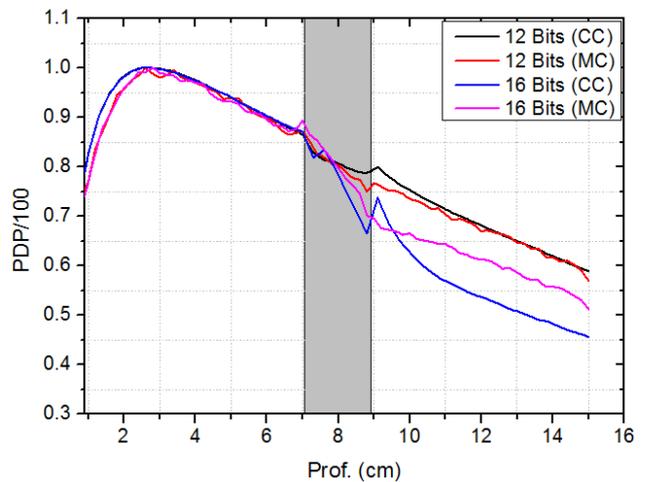


Figura 16. – PDP's de dois algoritmos do sistema Monaco 15 MV.

Novamente é observado que curvas *CT-to-ED*, construídas em tomógrafos de 16 bits, modificam consideravelmente a distribuição de dose. O algoritmo Monte Carlo apresenta maior flutuação nos resultados, fator associado principalmente à natureza estocástica do cálculo. A limitação da incerteza global é a principal ferramenta para minimização desta flutuação, e neste caso foi mantida em 1%.

As figuras 17 e 18 apresentam os resultados experimentais para o 6 MV, comparados com os teóricos do algoritmo *Collapsed Cone* (CC) e do algoritmo *Monte Carlo* (MC), respectivamente. A figura 19 representa a comparação entre o perfil medido com filme e os resultados teóricos para os dois algoritmos.

Os resultados indicam que o algoritmo *Monte Carlo* apresenta melhor desempenho na correção da heterogeneidade quando utiliza a curva *CT-to-ED* de 16 Bits. Para a PDP, o algoritmo *Monte Carlo* apresentou desvios menores em relação aos resultados experimentais, permanecendo em torno

de 3% em média na região após a heterogeneidade. Já para o *Collapse Cone* foram observados desvios acima de 8% na mesma região. A principal limitação está na correção do espalhamento pois, de forma geral, não é modelado adequadamente pelo sistema de planejamento em nenhum dos algoritmos. As figuras 20 e 21 apresentam os resultados experimentais para 15 MV, comparados com os dados teóricos do algoritmo *Collapsed Cone* e do *Monte Carlo*, respectivamente. A figura 22 a comparação do perfil para energia de 15 MV.

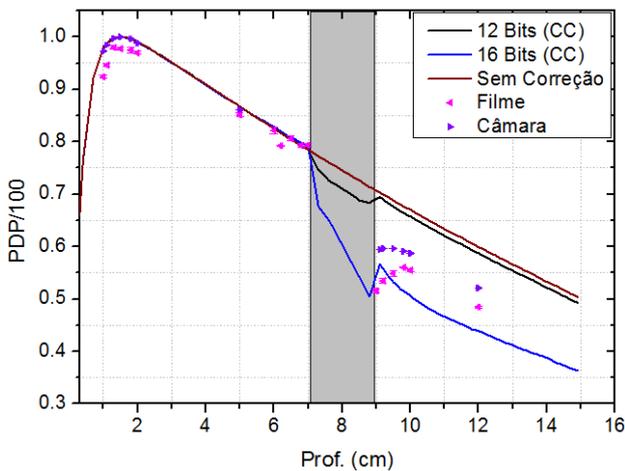


Figura 17. – PDP experimental e do sistema Monaco CC (6 MV).

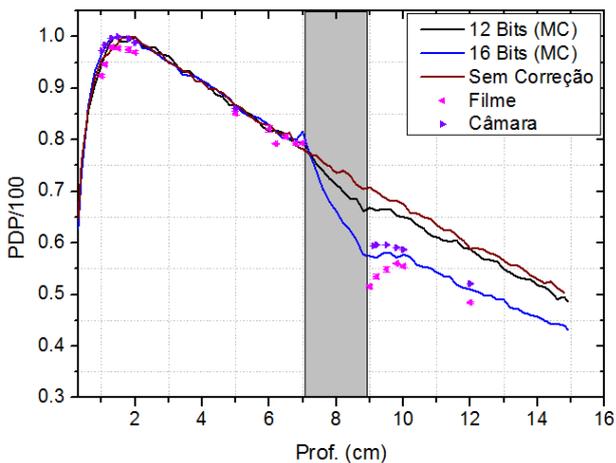


Figura 18. – PDP experimental e do sistema Monaco MC (6 MV).

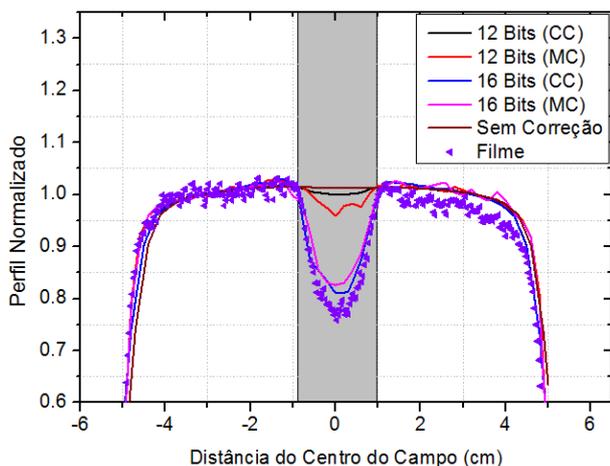


Figura 19. – Comparação do Perfil experimental e TPS (6 MV).

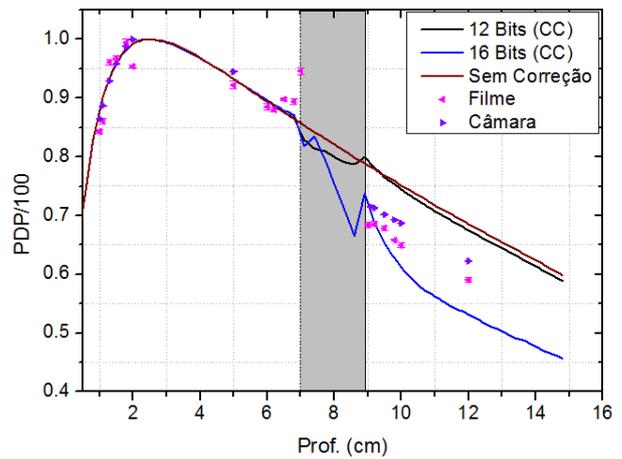


Figura 20. – PDP experimental e do Sistema Monaco CC (15 MV).

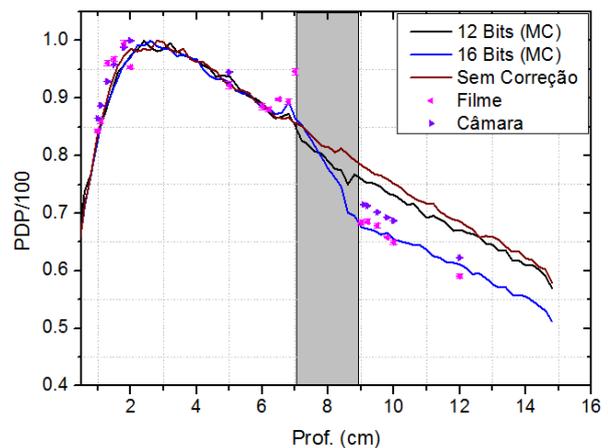


Figura 21. – PDP experimental e do Sistema Monaco MC (15 MV).

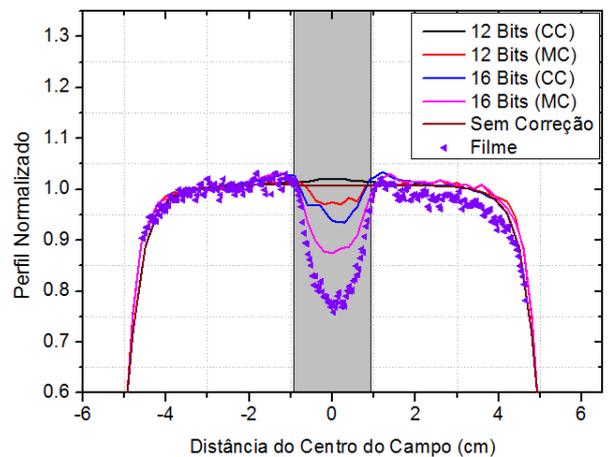


Figura 22. – Comparação do Perfil experimental e TPS (15 MV).

De forma consistente com os resultados já observados anteriormente, a presença de uma curva *CT-to-ED* que inclui o alto Z aprimora o cálculo de dose. O *Collapsed Cone* apresenta maiores limitações na correção de heterogeneidade, principalmente na atenuação do feixe onde subestimou a dose em entre 8 e 10%. Os resultados experimentais apresentaram concordância com os dados do *Monte Carlo*, com exceção das interfaces com o meio material. A incerteza de dose nesta região é importante e deve ser considerada em avaliações dosimétricas.

4. Conclusões

As curvas de correção *CT-to-ED* possuem comportamentos diferentes em tomógrafos de 12 e 16 bits, sendo esta diferença realçada após os 1000 HU e quando materiais de alto número atômico são incluídos. Há diversos fatores que impactam na construção da curva, sendo a energia do tubo do tomógrafo o mais relevante quando se considera materiais de alto número atômico. O aumento da espessura de corte diminui a incerteza de HU atribuída a ROI, entretanto, degrada a informação geométrica da imagem.

Avaliando o comportamento dosimétrico das curvas no sistema de planejamento, fica evidente que as curvas de 12 bits são insuficientes para caracterizar a correção de heterogeneidades de alto Z pois, em todos os casos, foram observados desvios acima de 10% após a heterogeneidade. O desempenho dos algoritmos de cálculo de dose alimentados pela curva de 12 bits foi inferior ao desempenho com as curvas expandidas, em todos os algoritmos e nos sistemas Eclipse e Mônaco.

A correção de heterogeneidades utilizando curvas que incluem o alto Z tornaram os resultados do sistema de planejamento mais próximos dos valores esperados e verificados experimentalmente. Embora exista uma imprecisão intrínseca à metodologia experimental empregada, o comportamento das curvas atendeu ao esperado e descrito em literatura⁶. Embora o Monaco apresente uma limitação na introdução dos valores da curva *CT-to-ED*, é possível observar a necessidade da utilização de curvas estendidas no sistema de planejamento, mesmo que extrapoladas. O algoritmo *Monte Carlo* sendo o mais preciso do sistema Monaco¹⁰, modelou de forma mais adequada a dose, apresentando resultados consistentes com os verificados experimentalmente. O *Collapsed Cone* (CC), por sua vez, não modelou com acurácia a PDP, principalmente em termos de atenuação. O espalhamento lateral e o retroespalhamento ainda permanecem como as principais limitações na correção da heterogeneidade em todos os algoritmos.

Entender as limitações de correção nos extremos de densidade fornece ferramentas de correção mais adequadas aos usuários. Os resultados demonstraram que a introdução de curvas *CT-to-ED* em intervalos maiores reduz a incerteza no cálculo de heterogeneidades para até 5% do previsto, e devem ser consideradas e utilizadas em situações adversas, como na presença de próteses metálicas.

Como perspectiva futura do estudo, deve ser avaliado o impacto dosimétrico com outros algoritmos e técnicas de irradiação. Outra possibilidade é explorar a diversidade de materiais de alto Z comuns no meio clínico, a fim de estabelecer protocolos de correção mais adequados para cada material.

Agradecimentos

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

Referências

1. De Araujo, Luciane Pereira; De Sá, Natan Monsore; Atty, Adriana Tavares de Moraes. Necessidades Atuais de Radioterapia no SUS e Estimativas para o Ano de 2030. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 62, n. 1, p. 35–42, 2016.
2. The International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Journal of the ICRU*, v. 10, n. 1, p. NP.2-NP, 2010.
3. Mahur, Mamta; Gurjar, Om Prakash; Grover, Rk; et al. Evaluation of effect of different computed tomography (CT) scanning protocols on Hounsfield units (HU) and its impact on dose calculations by treatment planning system (TPS). *Iranian Journal of Medical Physics*, n. Online First, 2017. Disponível em: <<http://doi.org/10.22038/ijmp.2017.21942.1207>>. Acesso em: 23 jul. 2019.
4. Jayamani, Jayapramila; Osman, Noor Diyana; Tajuddin, Abdul Aziz; et al. Determination of computed tomography number of high-density materials in 12-bit, 12-bit extended and 16-bit depth for dosimetric calculation in treatment planning system. *Journal of Radiotherapy in Practice*, v. 18, n. 03, p. 285–294, 2019.
5. AAPM Radiation Therapy Committee. Task Group No. 65; American Association Of Physicists In Medicine. Tissue inhomogeneity corrections for megalovoltage photon beams: report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 2004.
6. Reft, Chester; Alecu, Rodica; Das, Indra J.; et al. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Medical Physics*, v. 30, n. 6, p. 1162–1182, 2003.
7. Liugang, Gao; Hongfei, Sun; Xinye, Ni; et al. Effects of 16-bit CT imaging scanning conditions for metal implants on radiotherapy dose distribution. *Oncology Letters*, 2017. Disponível em: <<http://www.spandidos-publications.com/10.3892/ol.2017.7586>>. Acesso em: 23 jul. 2019.
8. Sibata Ch, et al. Influence of hip prostheses on high energy photon dose distributions. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, fev;18(2):455–61, 1990.
9. Ezzell, Gary A.; Burmeister, Jay W.; Dogan, Nesrin; et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119: Report from AAPM Task Group 119: IMRT commissioning. *Medical Physics*, v. 36, n. 11, p. 5359–5373, 2009.
10. Elekta, Monaco External Beam Dose Calculation Algorithms- Technical Reference. 2017.
11. Santos, Gabriela Reis dos. Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão. Doutorado em Radiologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5151/tde-15122015-114314/>>. Acesso em: 15 jan. 2020.
12. Niroomand-Rad, Azam; Blackwell, Charles Robert; Coursey, Bert M.; et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Medical Physics*, v. 25, n. 11, p. 2093–2115, 1998.
13. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical Report Series No. 398. Vienna: IAEA, 2000.
14. Varian Medical Systems. Treatment Planning for External Beam. Eclipse Reference Guide. P/N B503363R01B. Palo Alto, CA: 2011.

Contato:

Bruno Lopes Rodrigues
Faculdade de Medicina FMUSP, Universidade de São Paulo).
 Av. Dr. Arnaldo,455 - Cerqueira César, São Paulo SP
 E-mail: brunolpsrd@gmail.com