



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Paulo Leonardo de Souza Ferri

**Implementação e validação da correção de heterogeneidade no sistema de
planejamento**

Rio de Janeiro

2018

Paulo Leonardo de Souza Ferri

Implementação e validação da correção de heterogeneidade no sistema de planejamento



Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Orientadora: Prof. Dra. Camila Salata

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A

F368 Ferri, Paulo Leonardo de Souza.
Implementação e validação da correção de heterogeneidade no sistema
de planejamento / Paulo Leonardo de Souza Ferri. – 2018.
94 f.

Orientadora: Camila Salata.

Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós-
Graduação em Física Médica.

1. Física Médica – Teses. 2. Mamas – Câncer – Tratamento - Teses.
3. Radioterapia - Teses. I. Salata, Camila. II. Universidade do Estado do
Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III.
Título.

CDU 615.849 – 035.4

Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta
dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Paulo Leonardo de Souza Ferri

Implementação e validação da correção de heterogeneidade no sistema de planejamento

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Física Médica, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração Radioterapia.

Aprovada em 15 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof.^a Dra. Camila Salata (Orientadora)

Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN

Prof. Dr. Luis Alexandre Gonçalves Magalhães

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof. Dr. Thiago Bernardino da Silveira

Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva

Rio de Janeiro

2018

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar à Deus, este supremo arquiteto do universo que me concedeu sabedoria e força nesse período de busca de conhecimento, o qual fiquei distante de minha família.

Ao Bernardo Roteski Ferri, meu filho, por toda paciência de praticamente 2 anos, como eu contei segundos para te ver, e quando foi possível vê-lo entre um fim de semana ou outro, a despedida nos maltratava. Filho, hoje você não consegue ler isso, nem muitas vezes entendeu o que lhe falava, mas um dia lerá isso e saiba, você é a peça fundamental na minha vida, e se tudo isso aconteceu, foi pensando em ti, te amo!

À Dayane Roteski Ferri, minha esposa, por todo amor que me dedicou, quero lhe dizer que você cumpriu suas e as minhas responsabilidades com muito louvor, na criação e educação do Bernardo, nosso filho, muitas vezes me substituindo, mesmo com tanta angústia nos rondando, você cobriu minha ausência, também te amo! E, tenho orgulho de você.

Ao Paulo Cesar Ferri, meu pai, por todo suporte nesse período, sem seu apoio incondicional nada teria ocorrido de maneira correta, como aconteceu, você me enche de orgulho, pela sua história de vida, pela sua garra, força de vontade e pelas suas dicas e conselhos.

Ao hospital CEONC, instituição pelo qual fui indicado para o mestrado, e aos colegas físicos-médicos e médicos, principalmente a Sandra Scapin, que suportou minha ausência no trabalho e nunca mediu esforços e aguentou uma sobrecarga de trabalho, que ninguém mais faria por mim. Ao Dr. Reno Paulo Kunz, que aceitou minha indicação no programa, sabendo que traria conhecimento para o interior do Paraná.

À Fundação do Câncer/INCA e UERJ, por todo conhecimento demandado para os alunos do mestrado nessa parceria virtuosa, que proporcionaram não só conhecimento, como recursos, no desenvolvimento e evolução de cada aluno.

Aos meus colegas de turma, Adenilson, Anderson, Beatriz, Camila, Dayslon, Eder, Emer, Fabia, Fernando, Francisca, Gilmar, Lucio, Marcos, Osmar, Ramiro, Rafaela, Richard, Samuel, Tatiane e Tiago, meus amigos espero ter ajudado a todos durante o período que estivemos juntos nas aulas teóricas, quero dizer que aprendi muito com todos, principalmente nas monitorias das aulas de planejamento.

Ao Dr Robson Ferrigno e prof. Dr Carlos Eduardo Veloso de Almeida, que uniram forças na indicação do meu período de estágio no hospital Beneficência Portuguesa (BP) de São Paulo.

Ao hospital BP de São Paulo, mais especificamente ao setor de radioterapia, local onde eu aprendi muito, graças a todos, técnicos, enfermeiros, físicos-médicos e médicos, principalmente a equipe de física-médica: Fabio B. M. Salemme, Marcos Vinícius N. Nakandakari, Renilson Teixeira, Camila Pessoa de Sales, Dayanne E. Steller de Moura e Patrícia T. Nakamura, vocês me transmitiram muito conhecimento, incentivaram meu desenvolvimento e foram exemplos profissionais para mim, além do vínculo de amizade que criamos. Quero agradecer também, à minha parceira de estágio, Lívia C. Cruz, que sempre me indicou caminhos a seguir dentro do hospital, suportou meus desabafos de saudade da esposa e filho e pela ajuda nas medidas deste trabalho.

Para finalizar, à prof. Dra. Camila Salata que foi minha orientadora, muitas vezes dedicou um tempo precioso para execução e correção deste trabalho. Assim como prof. Dr. Paulo Alfonso Varela Meléndez, que extraoficialmente também prestou orientações e correções do mesmo, muito obrigado!

RESUMO

FERRI, Paulo Leonardo de Souza. **Implementação e validação da correção de heterogeneidade no sistema de planejamento**. 2018. 94f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Este trabalho tem por objetivo validar o cálculo de unidade monitora no planejamento com correção de heterogeneidade no serviço de radioterapia do hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo no sistema de planejamento Eclipse. Determinando os gráficos de HU *versus* DER para os equipamentos de tomografias disponíveis na instituição, utilizando os insertos de diferentes densidades do fantoma CIRS, modelo 062M. Determinando o desvio percentual de doses de radiação planejadas e medidas para transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento, em fantoma cilíndrico de diferentes densidades de fabricação da Fundação do Câncer, com variação de tamanho de campo e diferentes energias, validação de planejamentos de IMRT e VMAT, segundo TG119, otimizados no mesmo fantoma de heterogeneidades. Avaliação qualitativa e comparativa de planejamentos de mama esquerda sem correção de heterogeneidade, com correção de heterogeneidade com mesma unidade monitora e posição das lâminas do plano sem correção de heterogeneidade e com correção de heterogeneidade replanejados. Variações de protocolos de aquisição de imagem apresentaram diferentes inclinações na reta de HU *versus* DER, porém não foram observadas variações significativas na comparação de doses de radiação medida e planejadas, exceto quando foram utilizados os protocolos de imagem com escala estendida, onde foram observados valores de desvio de doses de radiação muito menores para materiais de alto Z, quando comparados com protocolos sem escala estendida. O gráfico HU *versus* DER padrão do TPS, apresentou valores satisfatórios, sendo uma solução eficaz quando não for possível utilizar o fantoma de insertos de densidades eletrônicas conhecidas para validação da correção de heterogeneidade. Os planos de IMRT e VMAT aplicados no fantoma de heterogeneidades apresentaram valores muito satisfatórios, abaixo de 4%. Planos de mama esquerda com correção de heterogeneidade são mais próximos a distribuição e administração de dose do tratamento quando comparados com planos sem correção de heterogeneidade, onde foi observado perda não significativa na cobertura, manteve-se valor do ponto quente, porém com diminuição do volume quente ($V_{107\%}$) e ainda assim manteve-se os limites dos OAR's respeitados.

Palavras-chave: Correção de heterogeneidade. Radioterapia.

ABSTRACT

FERRI, Paulo Leonardo de Souza. **Implementation and validation of the inhomogeneity correction in the planning system**. 2018. 94f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The objective of this study is validate the calculation of a monitory unit in the planning with inhomogeneity correction in the radiotherapy service of Beneficência Portuguesa de São Paulo Hospital in the Eclipse planning system, by determining the HU versus DER spread sheet for the tomography equipment available, using the inserts of different densities of the CIRS, phantom, 062M type, determination of percentual deviation of planned and measured radiation doses for transmission, lateral scattering and backscattering, in cylindrical phantom of different manufacturing densities of the Cancer Foundation, with variation of field size and different energies, validation of IMRT and VMAT plannings, according to TG119, optimized in the same phantom of inohomogeneities and qualitative and comparative evaluation of left breast plannings without correction of inhomogeneity, with correction of inhomogeneity with the same monitory unit and position of the leafs of the plane without correction of inhomogeneity and replanning with correction of inhomogeneity. Variations in image acquisition protocols presented different slopes in the HU versus DER line, but no significant variations were observed in the comparison of measured and planned radiation doses, except when using the extended scale imaging protocols, where values of deviation of much lower radiation doses for high Z materials when compared with protocols without extended scale. The *default* HU versus DER spread sheet of the TPS presented satisfactory values, being an effective solution when it is not possible to use the phantom of inserts of known electronic densities for validation of the correction of inhomogeneity. The IMRT and VMAT plans applied in the phantom of inhomogeneity presented very satisfactory values, below 4%. Left breast plannings with correction of inhomogeneity are closer to the distribution and dose administration of the treatment when compared to plans without correction of inhomogeneity, where there was no significant loss in the coverage, the value of the hot spot was maintained, but with a decrease in volume ($V_{107\%}$) and still remained within the constraints of OARs respected.

Keywords: Correction of inohomogeneity. Radiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fantoma CIRS, modelo 062M.	24
Figura 2 - Plano coronal da tomografia do fantoma com insertos do CIRS, modelo 062M. ...	26
Figura 3 - Plano axial do fantoma com insertos do CIRS, modelo 062M, e método de análise de HU.....	26
Figura 4 - Imagem tridimensional do fantoma da Fundação do Câncer.	27
Figura 5 - Configuração utilizada para irradiação.	28
Figura 6 - Configuração padrão de planejamento de tratamento de paciente com câncer de próstata.....	29
Figura 7 - Imagem digital reconstruída anterior de paciente com prótese metálica de fêmur esquerdo.	30
Figura 8 - Imagem digital reconstruída lateral direita de paciente com prótese metálica de fêmur esquerdo.	30
Figura 9 - Plano axial do plano de transmissão, campo 10 cm x 10 cm.	32
Figura 10 - Plano axial do plano de espalhamento lateral, campo 10 cm por 10 cm.	32
Figura 11 - Plano axial do plano de retro-espalhamento, campo 10 cm por 10 cm.	33
Figura 12 - Estrutura delimitada do volume sensível da câmara de ionização.....	33
Figura 13 - Configuração para irradiação, segundo TG119.	34
Figura 14 - Insertos com diferentes densidades do fantoma CIRS.....	36
Figura 15 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 80 kV.	37
Figura 16 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 120 kV.	38
Figura 17 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 140 kV.	39
Figura 18 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo TC1 com protocolos de imagem 80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV, assim como a curva padrão do TPS.	40
Figura 19 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo SJ com protocolos de imagem 80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV, assim como a curva padrão do TPS.	41
Figura 20 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo TC3 com protocolos de imagem 80 kV, 110 kV e 130 kV, assim como a curva padrão do TPS.	42
Figura 21 - Gráfico de predominância da interação da radiação com a matéria.	43
Figura 22 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de ar e 6 MV.	45
Figura 23 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de cortiça e 6 MV.	46
Figura 24 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de água e 6 MV.	47
Figura 25 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de acrílico e 6 MV.....	48

Figura 26 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de PVC e 6 MV.	49
Figura 27 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de alumínio e 6 MV.	50
Figura 28 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de titânio e 6 MV.	51
Figura 29 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de aço e 6 MV.	52
Figura 30 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de ar e 15 MV.	53
Figura 31 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de cortiça e 15 MV.	54
Figura 32 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de água e 15 MV.	55
Figura 33 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de acrílico e 15 MV.	56
Figura 34 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de PVC e 15 MV.	57
Figura 35 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de alumínio e 15 MV.	58
Figura 36 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de titânio e 15 MV.	59
Figura 37 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de aço e 15 MV.	60
Figura 38 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 5 cm por 5 cm.	62
Figura 39 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 10 cm x10 cm.	62
Figura 40 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 20 cm por 20 cm.	63
Figura 41 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 5 cm por 5 cm.	64
Figura 42 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 10 cm por 10 cm.	64
Figura 43 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 20 cm por 20 cm.	65
Figura 44 - Análise de cobertura para planos SCH, CCH e CCHR, respectivamente.	70
Figura 45 - Análise de volume de "ponto quente" ($V_{107\%}$).	72
Figura 46 - BEV dos campos internos e externos, para o mesmo plano CCHR, respectivamente.	73

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Teste AP/PA inicial do TG 119 no fantoma de heterogeneidade.	66
Quadro 2 - Leitura, doses calculadas e medidas e diferença percentual relativo ao medido, para testes de IMRT segundo TG 119.	66
Quadro 3 - Leitura, doses calculadas e medidas e diferença percentual relativo ao medido, para testes de VMAT segundo TG 119.	67
Quadro 4 - Valores das doses relativas a cobertura do PTV, para mama esquerda e fossa supra clavicular.....	68
Quadro 5 - Valores das doses em órgãos de risco, pulmão e coração.	71
Quadro 6 - Valores das doses máximas e volume da curva de 107%.	71
Quadro 7 - Dados de DER e HU, para protocolo 80 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.	79
Quadro 8 - Dados de DER e HU, para protocolo 120 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.	79
Quadro 9 - Dados de DER e HU, para protocolo 140 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.	80
Quadro 10 - Dados de DER e HU, para tomógrafo TC1 (GE LightSpeed), nos protocolos 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV.....	81
Quadro 11 - Dados de DER e HU, para tomógrafo São José (GE LightSpeed), nos protocolos 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV.....	81
Quadro 12 - Dados de DER e HU, para tomógrafo TC3 (Siemens Perspective), nos protocolos 80 kV, 110 kV e 130 kV.	82
Quadro 13 - Dados de dose média em plano sem correção de heterogeneidade para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral.....	83
Quadro 14 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 6 MV.....	83
Quadro 15 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 6 MV.....	83

Quadro 16 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 6 MV.	84
Quadro 17 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 6 MV.	84
Quadro 18 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 6 MV.	84
Quadro 19 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 6 MV.	85
Quadro 20 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 6 MV.	85
Quadro 21 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 6 MV.	86
Quadro 22 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 6 MV.	86
Quadro 23 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 6 MV.	86
Quadro 24- Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 6 MV.	87
Quadro 25 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 6 MV.	87
Quadro 26 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 6 MV.	87

Quadro 27 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 6 MV.....	88
Quadro 28 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 6 MV.	88
Quadro 29- Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 6 MV.	88
Quadro 30 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 15 MV.....	89
Quadro 31 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 15 MV.....	89
Quadro 32 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 15 MV...	89
Quadro 33 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 15 MV.	90
Quadro 34 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 15 MV.	90
Quadro 35 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 15 MV.	90
Quadro 36 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 15 MV..	91
Quadro 37 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 15 MV.....	91

Quadro 38 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 15 MV.	91
Quadro 39 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 15 MV.	92
Quadro 40 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 15 MV.	92
Quadro 41 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 15 MV.	92
Quadro 42 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 15 MV.	93
Quadro 43 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 15 MV.	93
Quadro 44 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 15 MV.	93
Quadro 45 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 15 MV.	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	Algoritmo de Análise Anisotrópica
AP/PA	Antero-Posterior / Postero-Anterior
BEV	Visão do Campo, do inglês <i>BeamEyeView</i>
BP	Beneficência Portuguesa
CeP	Cabeça e Pescoço
CH	Correção de Heterogeneidade
CCH	Com Correção de Heterogeneidade
CCHR	Com Correção de Heterogeneidade Replanejada
CS	Foma-C, do inglês <i>C-Shape</i>
CSBRT	Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia
DER	Densidade de Elétrons Relativa
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada, do inglês <i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>
IPEN	Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares
MAR	Redução de Artefato Metal
PVC	Policloreto de polivinila, do inglês <i>Polyvinylchloride</i>
QA	Controle de Qualidade, do inglês <i>Quality Assurance</i>
SCH	Sem Correção de Heterogeneidade
TC	Tomografia Computadorizada
TPS	Sistema de Planejamento
UM	Unidade Monitora
USP	Universidade de São Paulo
VMAT	Arcoterapia Volumétrica Modulada, do inglês <i>Volumetric Arc Therapy</i>

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	15
1. OBJETIVOS	16
1.1. Objetivo geral	16
1.2. Objetivos específicos	16
2. REFERENCIAL TEÓRICO	17
3. METODOLOGIA	24
3.1. Obtenção da curva de conversão dos tomógrafos computadorizados	24
3.1.1. <u>Determinação do meio entre os insertos (ar ou água)</u>	25
3.1.2. <u>Aquisição de imagens dos insertos imergidos à água</u>	25
3.1.3. <u>Determinação de HU</u>	25
3.1.4. <u>Plotagem de gráficos de HU x DER</u>	26
3.2. Tomografia computadorizada do fantoma de heterogeneidades pelos tomógrafos disponíveis na instituição	27
3.3. Determinação de dose absorvida através do fantoma de heterogeneidade	28
3.3.1. <u>Transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento</u>	28
3.3.2. <u>IMRT e VMAT, segundo TG 119, no fantoma de heterogeneidade</u>	34
3.4. Avaliação do uso da correção de heterogeneidade para casos de mama	35
4. RESULTADOS E ANÁLISE DE DADOS	36
4.1. Obtenção da curva de conversão dos tomógrafos computadorizados	36
4.1.1. <u>Meio entre os insertos (ar ou água)</u>	36
4.1.2. <u>Determinação de HU (Curva de conversão do tomógrafo)</u>	39
4.2. Comparativo de dose absorvida no fantoma de heterogeneidades.	44
4.2.1. <u>Transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento</u>	44
4.3. IMRT e VMAT, segundo TG 119, no fantoma de heterogeneidade	65
4.3.1. <u>AP/PA</u>	65
4.3.2. <u>IMRT</u>	66
4.3.3. <u>VMAT (RapidArc)</u>	67
4.4. Avaliação do uso da correção de heterogeneidade para casos de mama	68
CONCLUSÃO	74
REFERÊNCIAS	76
ANEXO A - Dados das curvas de conversão com e sem meio (água) entre insertos	79
ANEXO B - Dados da curva de conversão para tomógrafos citados	81
ANEXO C - Dados das medidas de transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral e respectivo desvio de dose medida e calculada pelo TPS	83

INTRODUÇÃO

As aplicações da radiação ionizante para tratamento de células tumorais são bastante frequentes, porém as suas utilizações para altas tecnologias ainda apresentam estudos recentes, desde a invenção da tomografia computadorizada (TC), por G. N. Hounsfield, os planejamentos de tratamentos de radioterapia estão em constante desenvolvimento.

A incorporação de TC na radioterapia permitiu a reconstrução anatômica do paciente, através de volumes em cortes axiais, reduzindo as margens dos volumes alvos, irradiando quantidades menores de tecidos saudáveis. Além disso, possibilita a diferenciação por escalas de cinzas, denominadas Hounsfield Units (HU, em português Unidades Hounsfield), que estão relacionadas com a densidade e composição do meio, do tecido ou órgão em questão. Como se sabe, a atenuação da radiação em determinado material, é proporcionalmente maior para meios com maiores densidades para feixes com energia utilizada em TC.

Os algoritmos de cálculo de dose de tratamento utilizando a correção de heterogeneidade (CH) baseiam-se na relação HU versus Densidade de Elétrons Relativa (DER). O impacto dosimétrico devido a utilização, ou não, da CH, deve ser avaliado anteriormente a sua implementação, tendo em vista que a planos executados sem CH podem não representar a realidade do tratamento, haja vista que o paciente não é um meio homogêneo e totalmente equivalente em água. Além da avaliação de parâmetros de prescrição e limitação de dose, pois os protocolos até então definidos, são baseados em planos sem CH.

Tendo em vista as considerações anteriores, o presente trabalho tem por objetivo implementar e validar o cálculo de unidade monitora (UM) utilizando o algoritmo de cálculo AAA (Algoritmo de Análise Anisotrópica, em inglês *AnisotropicAnalyticalAlgorithm*) com planejamento com correção de heterogeneidade no serviço de radioterapia, determinando as etapas no processo de implementação, além de determinar as discrepâncias das doses planejadas com as doses administradas com a presença de heterogeneidades fantoma simulador.

1. OBJETIVOS

1.1. Objetivo geral

Implementar o cálculo de unidade monitora no planejamento com correção de heterogeneidade no serviço de radioterapia do hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo, utilizando algoritmo de cálculo AAA (Algoritmo de Análise Anisotrópica, em inglês *AnisotropicAnalyticalAlgorithm*) no sistema de planejamento Eclipse, versão 11.4.1.

1.2. Objetivos específicos

- a) Determinar as etapas, processos e subprocessos para a implementação do planejamento com correção de heterogeneidade;
- b) Validar o cálculo de unidade monitora no planejamento com correção de heterogeneidade no serviço de radioterapia do hospital Beneficência Portuguesa de São Paulo;
- c) Analisar e determinar as diferenças entre os resultados obtidos nos planejamentos quando realizados com e sem correção de heterogeneidade em tratamentos de câncer de mama.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

A radioterapia em todas as suas formas depende da absorção das radiações ionizantes pelos tecidos vivos. Em consequência dessa absorção, sobrevêm modificações que podem danificar ou levar à morte as células atingidas.

Todas as células normais ou anormais absorvem a radiação, porém, a intensidade da resposta varia, de acordo com o respectivo tipo histológico. Esta resposta diferencial é chamada radio-sensibilidade. As células malignas são, geralmente, mais sensíveis à radiação do que o tecido normal e, neste fato, está baseada a radioterapia.

Uma vez que os fótons de megavoltagem interagem com o tecido principalmente através das interações de Compton, os cálculos de dose para pacientes exigem o uso de densidades de elétrons. Uma das vantagens mais importantes da tecnologia de tomografia computadorizada é que se pode obter a densidade de elétrons relativa para os tecidos de interesse. Normalmente, os números de TC são definidos nas unidades de Hounsfield (HU) pela seguinte equação:

$$\text{número CT} = HU = \left(\frac{\mu - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \right) \quad (1)$$

Onde μ é o coeficiente de atenuação do voxel de interesse e $\mu_{\text{água}}$ é o coeficiente de atenuação da água. É possível que alguns scanners usem um fator de escala diferente ou tenham um deslocamento no número de TC, pois são armazenados nos arquivos de imagem. Embora isso geralmente não seja o caso, ainda é importante para o usuário garantir que os números de TC, como alimentados no TPS, sejam entendidos corretamente e que não haja compensações nas curvas de conversão. Enquanto os scanners TC são geralmente calibrados com valores de ar e água, a conversão de números de TC para valores de densidade de elétrons depende do número atômico do tecido. A conversão de números de TC para densidade de elétrons relativa é dada por dados publicados. Esta conversão depende do scanner particular (particularmente a sua calibração e software). Se forem usados vários scanners TC com o TPS, os métodos de conversão específicos devem ser configurados corretamente para cada scanner. (TRS 430 2004)

A densidade de elétrons relativa do material de interesse é obtida em relação a densidade de elétrons da água, através da equação:

$$DER = \frac{DE}{DE_{\text{água}}} \quad (2)$$

Onde DE é o valor da densidade de elétrons do material de interesse e $DE_{\text{água}}$ é o valor da densidade de elétrons da água.

O planejamento de tratamento baseado em imagem tornou-se o padrão de prática em radioterapia. Os dados pessoais agora são adquiridos em pouco tempo utilizando os scanners de tomografia computadorizada helicoidal rápida. As imagens TC são então transferidas para um sistema de planejamento de tratamento. Na estação de trabalho de planejamento de tratamento, a imagem TC é definida como o conjunto primário de dados de pacientes para planejamento de tratamento. A correção da heterogeneidade do tecido deve ser aplicada para ter cálculos precisos da dose de radiação, em particular, para o pulmão. Estudos demonstraram que planos de tratamento não corrigidos podem produzir erros de dose de radiação que excedem 30% da dose prescrita. (SAW, et al. 2005)

O algoritmo anisotrópico analítico (AAA) foi lançado em 2005 para o cálculo da dose dentro de um TPS comercial estabelecido (Eclipse: Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). A abordagem de superposição-convolução usada pela AAA para modelar a distribuição da dose depositada na radiação provou ser razoavelmente bem-sucedida no tratamento de uma ampla gama de situações clinicamente relevantes, incluindo geometrias heterogêneas. (ROBINSON 2008)

A utilização de correção de heterogeneidade está baseada no teste de avaliação da HU fornecida pelo TC, relacionado com a densidade de elétrons relativa (DER) no ponto específico. Há inúmeros protocolos que descrevem como esse teste deve ser executado, todos baseados na plotagem do gráfico de HU versus DER.

A relação entre HU e DER (ρ_e) para materiais de baixos números atômicos, por exemplo tecidos do corpo humano, exceto ossos densos, são descritos pela Equação 3. Para materiais de um número atômico baixos, o coeficiente de atenuação é proporcional à densidade eletrônica, então os resultados seguirão a Equação 1. (THOMAS 1999)

$$\rho_e = DER = \frac{HU}{1000} + 1 \quad (3)$$

Na região para $HU < 100$, os requisitos para a reprodutibilidade do número CT também são importantes para o uso diagnóstico. Por esta razão, a maioria dos departamentos de radiologia terá um sistema de garantia de qualidade no local para garantir, no mínimo, que o ar forneça -1000 HU e a água forneça 0 HU. Não há grande diferença entre os fabricantes, nesta região, todos os scanners fornecem essencialmente a mesma linha, mostrando que todos os fabricantes atendem aos padrões exigidos. A garantia de qualidade de rotina para fins de diagnóstico deve garantir que os scanners atendam aos requisitos do planejamento do tratamento.

Há um contraste na relação entre HU e DER (ρ_e) para materiais de altos números atômicos, por exemplo ossos densos, quando comparados com a relação entre HU e DER para baixos números atômicos, como citado no parágrafo anterior, onde há uma considerável diferença entre os conjunto de dados para diferentes equipamentos de tomografia computadorizada e para diferentes técnicas de medidas (kV), onde a equação que descreve a relação para altos números atômicos, está na Equação 4. (THOMAS 1999)

$$\rho_e = DER = \frac{HU}{1950} + 1 \quad (4)$$

Na região para $HU > 100$, há uma variação considerável entre máquinas e entre técnicas de calibração. Entretanto, nesta região são necessários erros bastante grandes na calibração da densidade eletrônica antes que ocorra um erro significativo na dosimetria. Quanto maior a energia de radiação usada para terapia, maior a incerteza admissível na densidade eletrônica.

De acordo com o teste de anatomia 9: “criação de densidades de tomografia computadorizada do TRS 430” deve-se obter um fantoma com materiais conhecidos (com densidades conhecidas). Em seguida, digitalizar o fantoma usando o protocolo TC padrão para varreduras TPS e contorno das heterogeneidades no fantoma. Além disso, utilizar as

ferramentas do sistema TPS para medir as densidades dentro do sistema TPS, para cada heterogeneidade. E finalmente, confirmar se a densidade de elétrons relativa a ser usada em cálculos de dose corrigida de densidade concorda com os valores esperados. (TRS 430 2004)

Segundo o TECDOC 1583, a finalidade deste teste é determinar e, se necessário, ajustar o número do TC à curva de conversão de DER usada pelo TPS. O fantoma CIRS, modelo 062M deve ser digitalizado no scanner TC disponível usando o protocolo local de digitalização e seguindo o setup específico. Este teste cobre o teste de conversão do TC descrito em TRS 430. (TECDOC 1583 2008)

Para cada discrepância, água e ar selecionados, os números da TC devem ser calculados em média em uma área fixa (o diâmetro da região média de interesse deve estar próximo de 0,5 raio da inserção). A região de interesse para a qual os números de TC são calculados em média não deve estar perto da borda da área selecionada. Os valores médios devem ser comparados aos números de TC utilizados nos números de TC para a curva de conversão DER armazenada no TPS. A concordância dentro de 0,02 é aceitável para DERs, ou seja, os números de TC para um determinado objeto não devem variar além de ± 20 números de TC. Se uma mudança significativa nos números de TC é observada e não pode ser eliminada pela recalibração do scanner de TC, novos números de TC para dados DER precisam ser inseridos no TPS. Se o TPS mapear automaticamente a matriz digital para densidades, verificam-se se as densidades estão corretas. (TECDOC 1583 2008)

O corpo humano é composto de vários tecidos e cavidades que possuem propriedades radiológicas diferentes da água. Em alguns casos, materiais estranhos como próteses metálicas e não metálicas podem ser implantados nos pacientes para melhorar sua qualidade de vida.

A presença de material de alto número atômico (Z) (próteses de metal e dentários) em TC pode resultar em artefatos de metal, que degradam significativamente a qualidade da imagem, induzem artefatos e causam ausência de informações. Tais artefatos são prejudiciais para a delimitação da estrutura alvo e crítica no planejamento do tratamento de radioterapia. Além disso, materiais de alto Z podem impactar o cálculo da dose através de efeitos de interface local e endurecimento do feixe. A indução de artefatos metálicos pode resultar de uma multiplicidade de fatores, incluindo, mas não limitado, o aumento da dispersão perto da interface metal-tecido, a redução da relação sinal-ruído e o aumento do endurecimento do feixe. Para o planejamento do tratamento de radioterapia, esses efeitos são um pouco atenuados ao usar arranjos de feixes que evitam o material de alto-Z, atribuindo HU à heterogeneidade, desligando a correção de heterogeneidade e/ou ignorando a totalidade da heterogeneidade. (GLIDE-HURST, et al. 2013)

Apesar dos algoritmos MAR (Redução de Artefato Metal, em inglês, *Metal Artifact Reduction*) que recentemente se tornaram disponíveis em tomografias TC clínicas, muitos scanners e sistemas de planejamento de tratamento usam 12 bits de profundidade para imagens. A tomografia computadorizada de 12 bits produz valores de 4096 tons de cinza (2^n , onde n é o número de bits), tipicamente variando de -1024 a 3071 em HU. No entanto, os dados de HU para materiais densos, como implantes metálicos, podem ser truncados devido à saturação de 12 bits. Em comparação dos resultados, para tomógrafos 12 bits, as HU foram saturadas para 3071 HU para titânio e aço inoxidável apesar das grandes diferenças na densidade elétrica relativa. Por outro lado, quando as imagens de tomógrafos de 16 bits foram analisadas, números médios de HU eram muito maiores (por exemplo, titânio e aço inoxidável produziram HU de $8066,5 \pm 56,6$ e $13588,5 \pm 198,8$ para varreduras não corrigidas de 16 bits a 120 kVp, respectivamente). (GLIDE-HURST, et al. 2013)

Para imagens de 12 bits, os números de HU para titânio e aço inoxidável saturados em 3052 HU para imagens não corrigidas com MAR e 3049 HU para imagens corrigidas de MAR. Para imagens de profundidade de 16 bits, os números de HU de titânio e aço foram maiores do que para as imagens de 12 bits, 7089 HU para imagens não corrigidas com MAR e 7174 HU para imagens corrigidas de MAR, 14803 HU para imagens não corrigidas com MAR e 14839 HU para imagens corrigidas de MAR, respectivamente. (NELSON e GRAY 2014)

Após a curva de conversão do TC estar definida, há a necessidade de realizar um teste para a dose absorvida no volume sensível da câmara de ionização, medidas em nC de leitura direta na câmara de ionização, comparadas ao valor de dose média no volume sensível da câmara de ionização delimitada.

Segundo o TECDOC 1540, há três testes de avaliação de diferença de dose medida e calculada, relacionada a utilização de heterogeneidade.

Caso de Teste de Heterogeneidade do Pulmão: Este caso de teste é calculado apenas para feixes de fótons de 6, 10 e 18 MV no plano $Y = 0$ de um campo de 6 cm por 6 cm (8a) e 16 cm por 16 cm (8b) a 100 cm SSD. Um cilindro de material equivalente ao pulmão é colocado no fantoma da água. O cilindro equivalente a pulmão tem 6 cm de diâmetro e 12 cm de comprimento. O eixo longo do cilindro é paralelo à superfície e ao eixo do fantoma, com uma profundidade de 8 cm e centrado no feixe do eixo central. O material é equivalente à densidade de $0,20 \text{ g/cm}^3$. Os cálculos são realizados no eixo central, a 2 cm fora do eixo e a 5 cm fora do eixo. As profundidades de cálculo são 11, 15, 20, 25 e 35 cm. As doses calculadas

são relativas à dose no eixo central do campo de referência de 10 cm por 10 cm a 100 cm SSD, d_{max} . (TECDOC 1540 2007)

Caso de Teste de Heterogeneidade Óssea (8c): Este caso de teste é calculado no plano central de um campo de 16 cm por 16 cm no SSD nominal. Um cilindro de material equivalente a osso é colocado no fantoma da água. O cilindro equivalente a osso tem 2 cm de diâmetro e 12 cm de comprimento. O eixo longo do cilindro é paralelo à superfície e ao eixo do fantoma, com uma profundidade de 6 cm e centrado no feixe do eixo central. O material é equivalente em osso e tem uma densidade de $1,8 \text{ g/cm}^3$. Os cálculos são realizados no eixo central, a 2 cm fora do eixo e a 4 cm fora do eixo. As profundidades de cálculo são 7,5, 8, 10, 20, 25 e 35 cm. As doses calculadas são relativas à dose no eixo central do campo de referência de 10 cm por 10 cm no SSD nominal, d_{max} . (TECDOC 1540 2007)

Para o TECDOC 1583 todos os testes são utilizados com fantoma de heterogeneidade, porém há um teste de medida de campo direto, de interesse nesse trabalho. O objetivo deste teste é verificar o cálculo para o campo de referência. Um campo de 10 cm por 10 cm com ângulo de 0° e ângulo de colimador de 0° é usado para confirmar os dados básicos do feixe. (TECDOC 1583 2008)

Para a avaliação dos valores medidos (D_{meas}) e TPS calculados (D_{calc}) que foram especificados no TRS-430 são utilizados. Os desvios entre os resultados de cálculos e medições (ou seja, dados de referência do feixe) podem ser expressos como uma porcentagem da dose medida localmente:

$$\delta(\%) = 100 * \left(\frac{D_{meas} - D_{calc}}{D_{meas}} \right) \quad (5)$$

Onde δ está em porcentagem, D_{calc} é a dose calculada em um ponto particular do fantoma; D_{meas} é a dose medida no mesmo ponto do fantoma. (TRS 430 2004)

AAPM TaskGroup 119 produziu limites de confiança quantitativos como valores de expectativa de linha de base para o comissionamento IMRT. Um conjunto de casos de teste foi desenvolvido para avaliar a precisão geral do planejamento e entrega de tratamentos IMRT. Cada teste usa contornos de alvos e estruturas de limitação de dose, desenhadas em fantomas retangulares. Esses testes foram planejados, entregues, medidos e analisados por nove instalações usando uma variedade de sistemas de planejamento e entrega de IMRT.

As instituições foram instruídas para escolher uma câmara de ionização adequado para o comissionamento IMRT e estudos de QA no departamento. Isso tipicamente seria menor do que uma câmara tipo Farmer, como uma minicâmara de $0,125 \text{ cm}^3$. As medições da câmara deveriam ser feitas com todos os campos que irradiam o fantoma usando os ângulos de gantry e colimador planejados. Para a maioria dos testes, as medições deveriam ser feitas em pelo menos dois locais, um no alvo e um em uma estrutura de baixa dose. Para medida a dose absoluta cada plano administrado usando valores de $N_{D,w}^{Co-60}$ e K_{Q,Q_0} para câmaras calibradas em um laboratório de calibração de dosimetria acreditado. (EZZEL, et al. 2009)

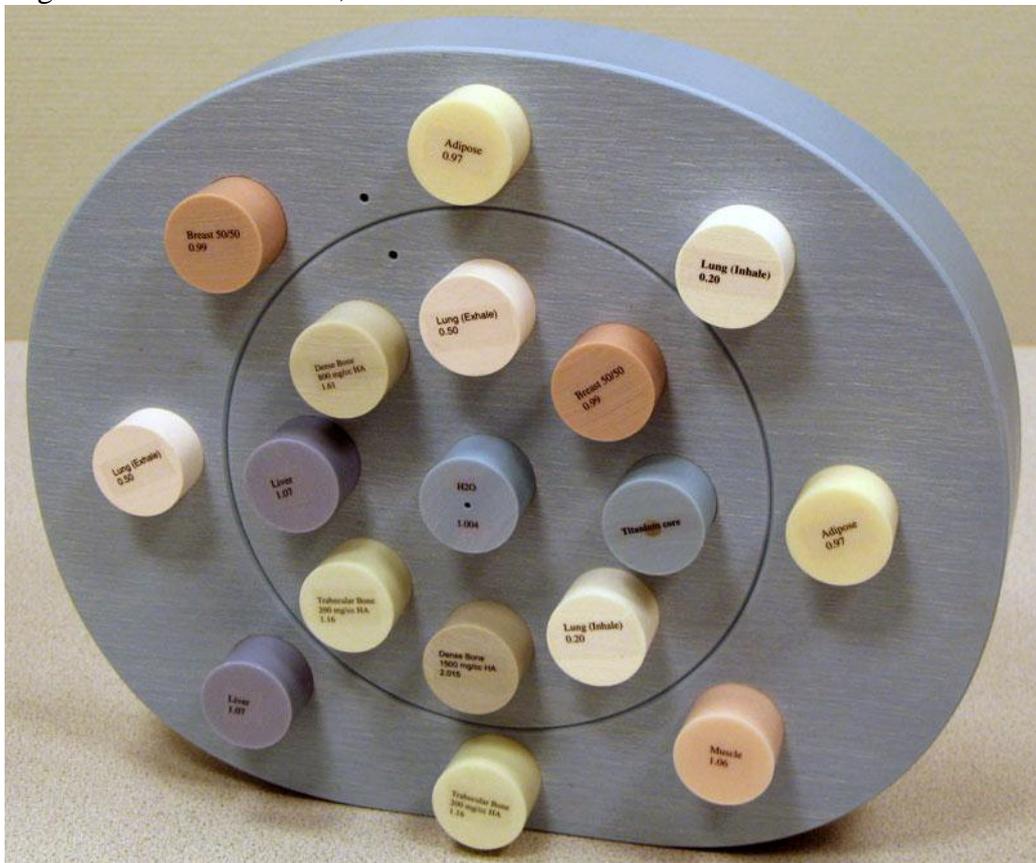
O fator de abrangência fornece um mecanismo para determinar níveis de ação razoáveis para estudos de verificação IMRT por paciente. Se o fator de abrangência for estabelecido com pontos suficientes para fornecer boas estatísticas, utilizando o valor de $1,96\sigma$ sugere que as variações em excesso do limite podem ocorrer cerca de 5% para todo processo de administração de dose (pode-se decidir sobre um percentual desencadeante de ação potencial maior ou menor usando um $x\sigma$ valor, onde x pode ser maior ou menor do que 1,96). Para este grupo, o fator de abrangência para medidas da câmara de ionização na região alvo foi de 4,5% e para a região de baixa dose foi de 4,7%. Assim, as recomendações de *Palta et al.* são consistentes com este resultado: para medidas de dose pontual, recomendaram nível de ação de $\pm 5\%$ em uma região de alta dose e baixo gradiente, e nível de ação de $\pm 7\%$ em uma região de baixa dose e baixo de gradiente. (EZZEL, et al. 2009)

3. METODOLOGIA

3.1. Obtenção da curva de conversão dos tomógrafos computadorizados

O Laboratório IPEN/USP cedeu os insertos do fantoma de densidade de elétrons, modelo 062M (Figura 1), para o fim de obter a curva de conversão dos tomógrafos do serviço de imagem do Hospital BP. As seguintes densidades foram utilizadas: Osso $ED = 5,243 \times 10^{23}$, Osso $ED = 5,663 \times 10^{23}$, Osso $ED = 6,134 \times 10^{23}$, Osso $ED = 6,600 \times 10^{23}$, Osso $ED = 4,862 \times 10^{23}$, Osso $ED = 3,730 \times 10^{23}$, Fígado $ED = 3,516 \times 10^{23}$, Músculo $ED = 3,483 \times 10^{23}$, Pulmão (inalação) $ED = 0,634 \times 10^{23}$, Pulmão (exalação) $ED = 1,632 \times 10^{23}$, Gordura $ED = 3,171 \times 10^{23}$ e Mama $ED = 3,261 \times 10^{23}$, onde ED representa Densidade de Elétrons.

Figura 1 - Fantoma CIRS, modelo 062M



Fonte: O autor, 2018.

3.1.1. Determinação do meio entre os insertos (ar ou água)

Devido à não utilização do fantoma completo, onde foram utilizados somente os insertos do fantoma CIRS, modelo 062M, com o objetivo de avaliar a necessidade, ou não, do meio entre os insertos, em somente um tomógrafo foram realizadas imagens dos insertos sobre a mesa de imagem do tomógrafo com meio espalhador entre os insertos com ar e com água.

3.1.2. Aquisição de imagens dos insertos imergidos à água

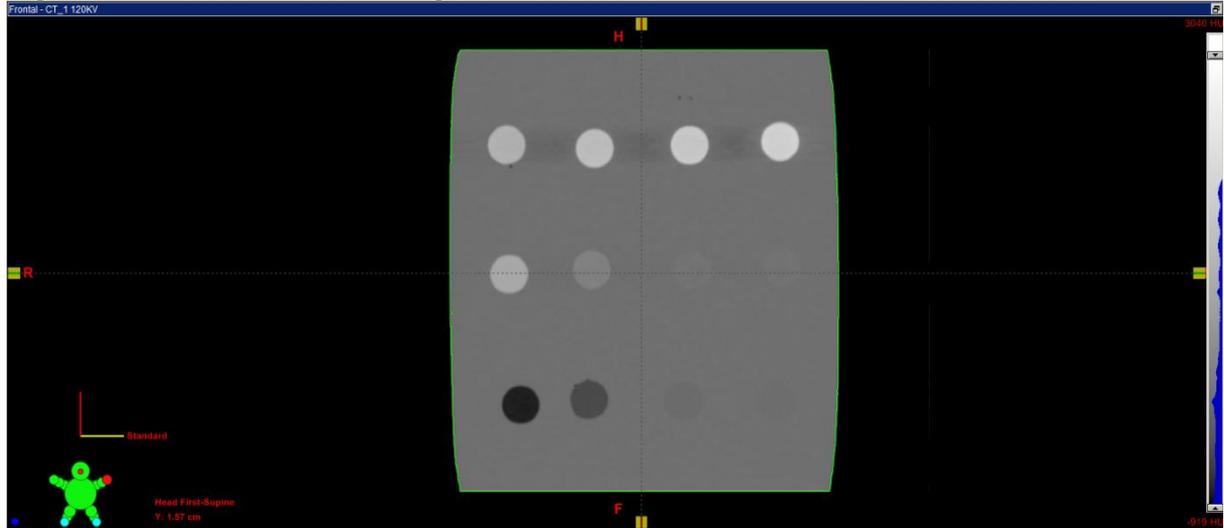
Após a constatação que o meio entre os insertos pode ocasionar uma pequena diferença na HU obtida, estão apresentados no item 4.1.1, foi-se então optado a realizar as imagens dos insertos dentro de um recipiente, todos submersos na água, para os tomógrafos em utilização no serviço de radioterapia do Hospital BP:

- a) TC Ge LightSpeed – Bloco 5;
- b) TC Ge LightSpeed – Bloco 7;
- c) TC Siemens Perspective – Bloco 5.

3.1.3. Determinação de HU

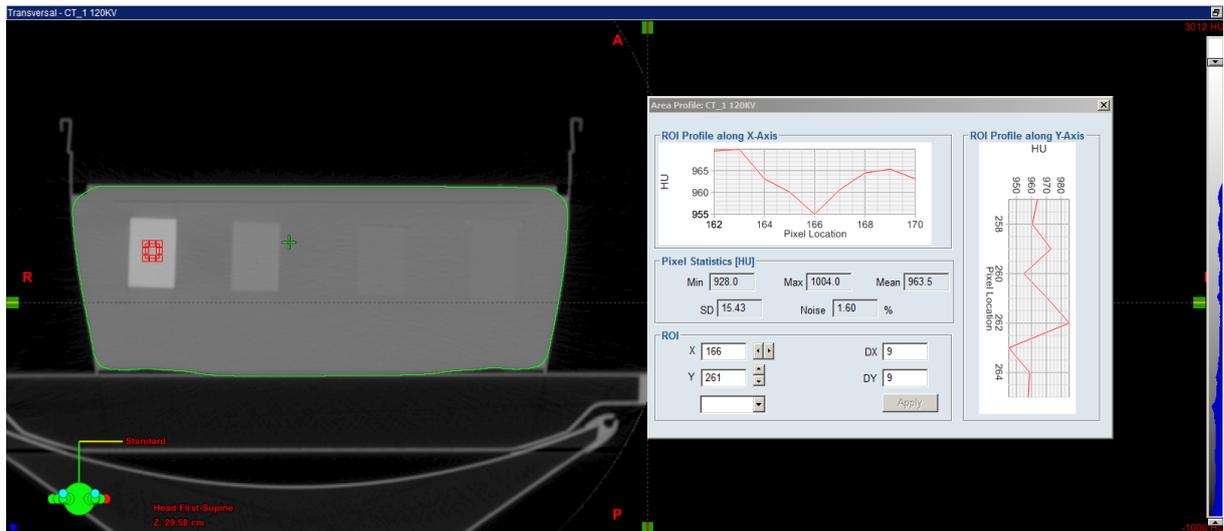
A determinação de HU foi determinada utilizando TPS utilizado como padrão no serviço de radioterapia, através do corte axial (Figura 3), utilizando área de 9 mm x 9 mm. Sistema pelo qual fornece os dados de HU médio associado com o desvio padrão das medidas de todos os pixels que estão no interior da área em avaliação:

Figura 2 - Plano coronal da tomografia do fantoma com insertos do CIRS, modelo 062M



Fonte: O autor, 2018.

Figura 3 - Plano axial do fantoma com insertos do CIRS, modelo 062M, e método de análise de HU



Fonte: O autor, 2018.

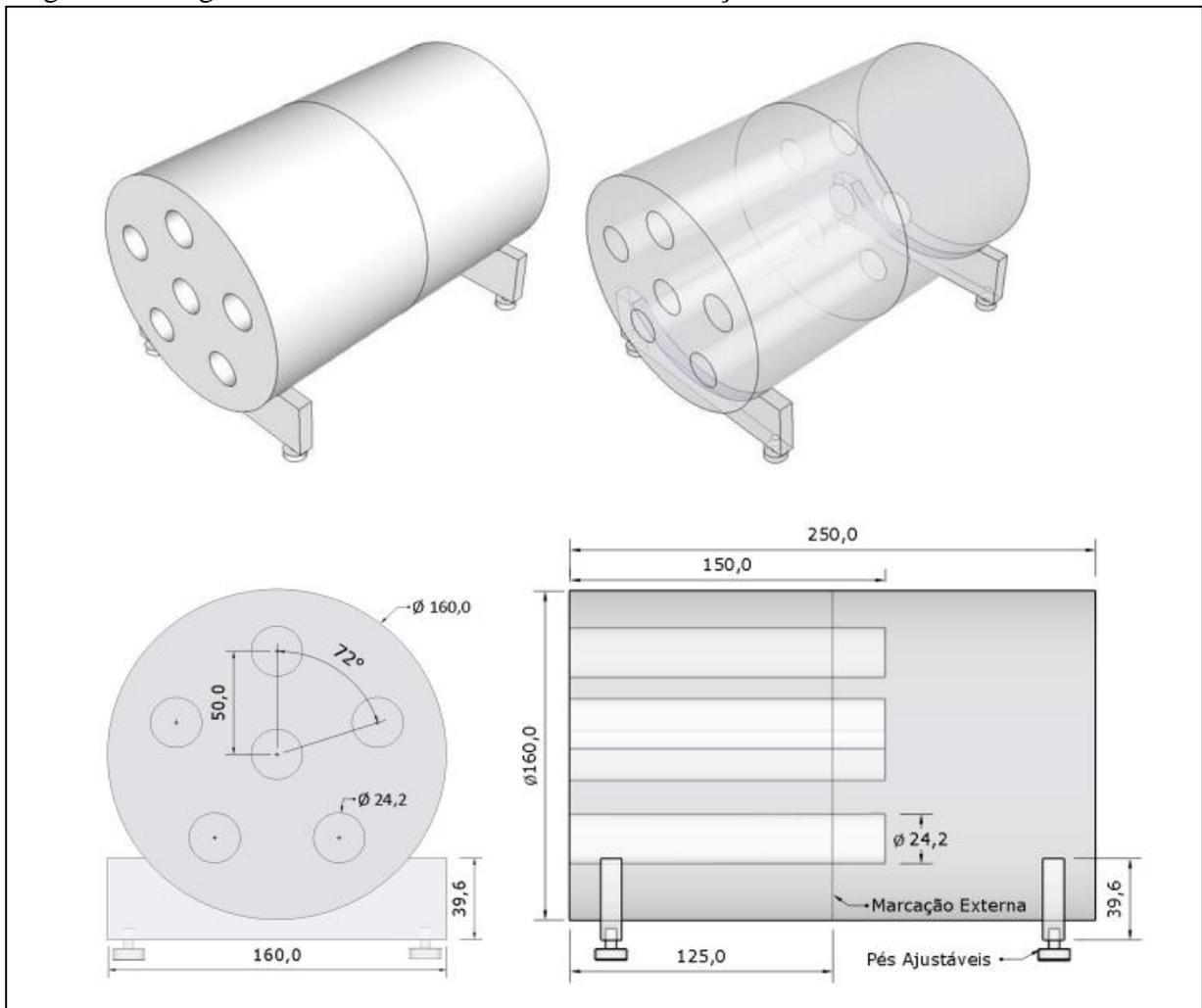
3.1.4. Plotagem de gráficos de HU x DER

Os dados adquiridos de HU foram inseridos em tabelas, estão apresentados no item 4.1.2, juntamente com os valores de densidade de elétrons relativa (DER) originários do manual de uso do fantoma CIRS, modelo 062M, foi utilizado o sistema de tabelas e gráficos do Excel – Microsoft.

3.2. Tomografia computadorizada do fantoma de heterogeneidades pelos tomógrafos disponíveis na instituição

Foram realizadas imagens de tomografia axiais do fantoma de heterogeneidade disponibilizado pela Fundação do Câncer (Figura 4). Foram realizadas imagens variando protocolos de kilovoltagem (kV) e métodos de reconstrução (12 e 16 bits), determinando assim as HU atribuídas para cada protocolo de imagem.

Figura 4 - Imagem tridimensional do fantoma da Fundação do Câncer



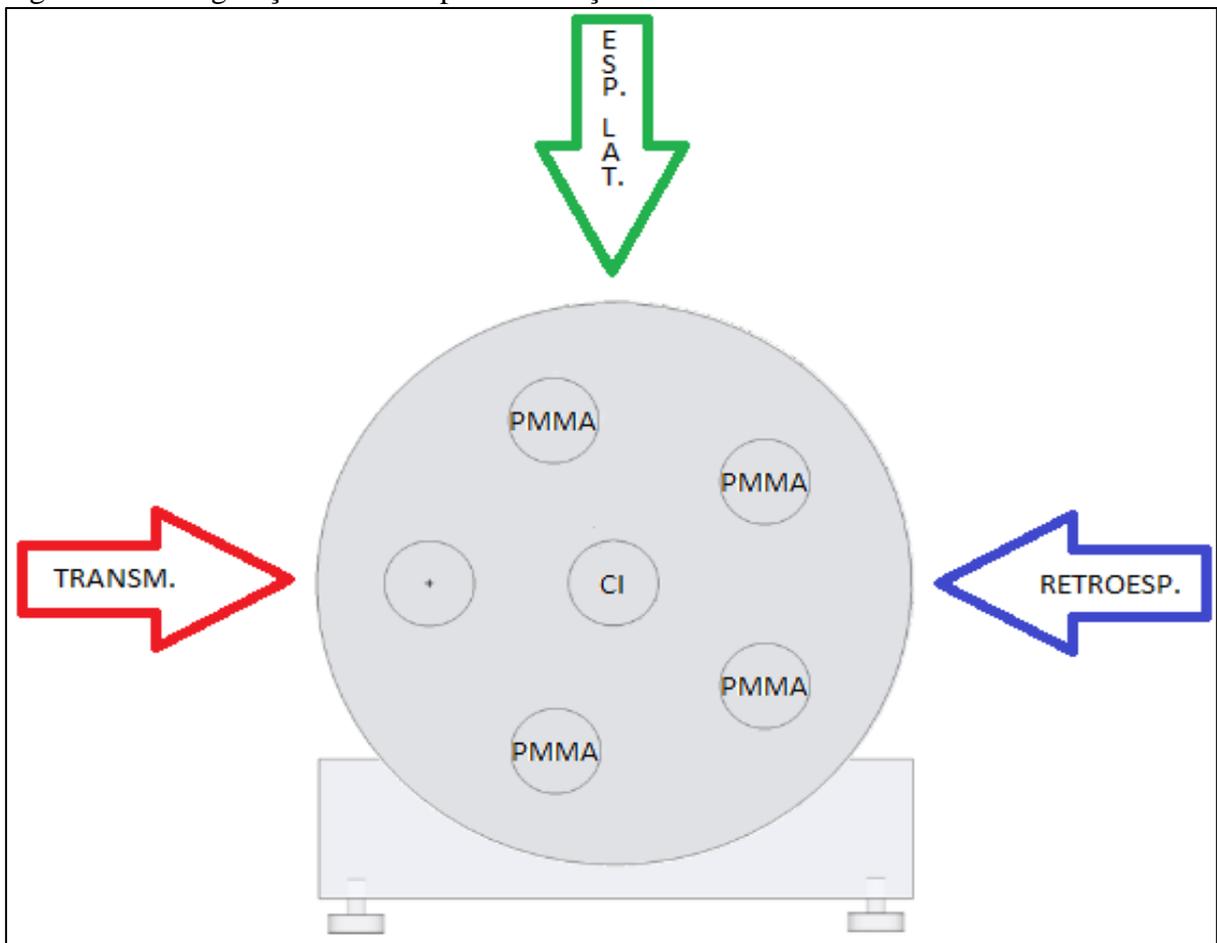
Fonte: Projeto fantoma da Fundação do Câncer, 2017.

3.3. Determinação de dose absorvida através do fantoma de heterogeneidade

3.3.1. Transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento

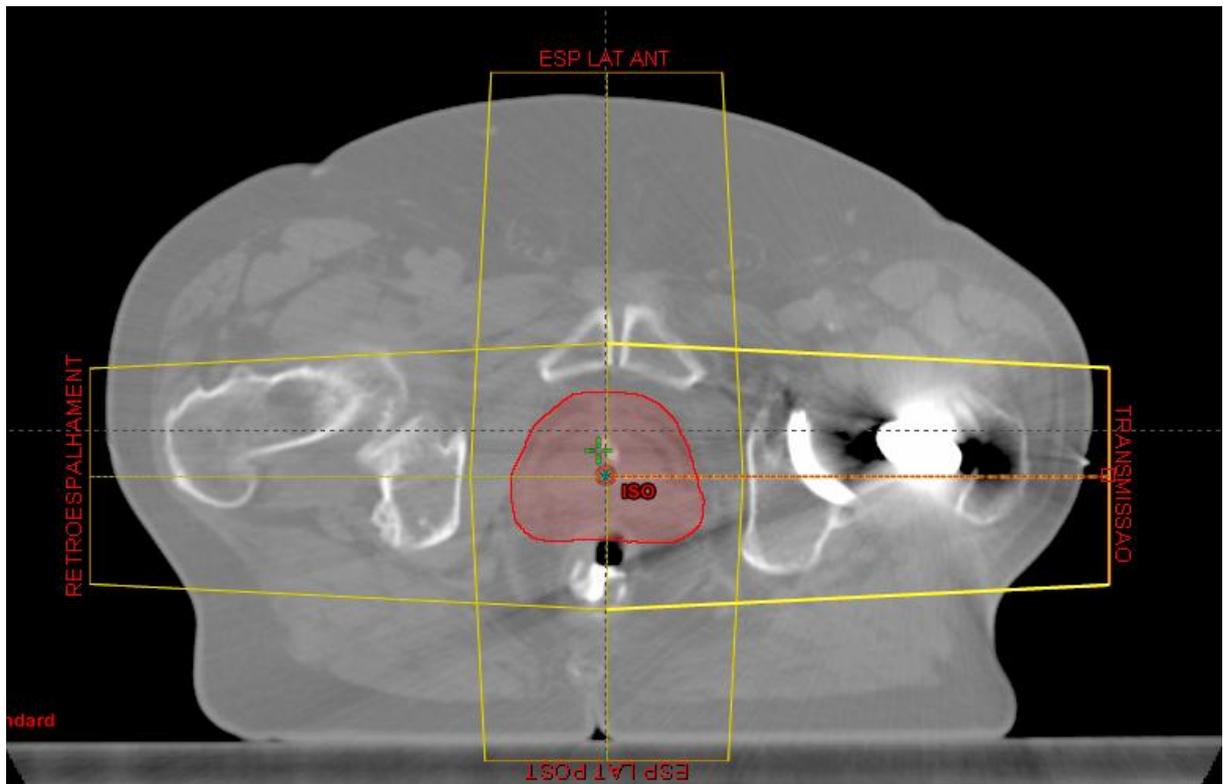
O fantoma de heterogeneidades foi posicionado sobre a mesa de tratamento, tendo em seu interior somente uma heterogeneidade por vez, na posição de 270° (Escala IEC) em relação ao posicionamento da câmara de ionização, mantendo as outras vacâncias com meio homogêneo (PMMA), foram executadas 3 a 5 medidas com gantry a 270° para medir a transmissão, 0° para medir espalhamento lateral e 90° para medir o retroespalhamento (Figura 5), variando energias disponíveis (6 MV e 15 MV) além do tamanho de campo (5 x 5 cm², 10 x 10 cm², 20 x 20 cm²).

Figura 5 - Configuração utilizada para irradiação



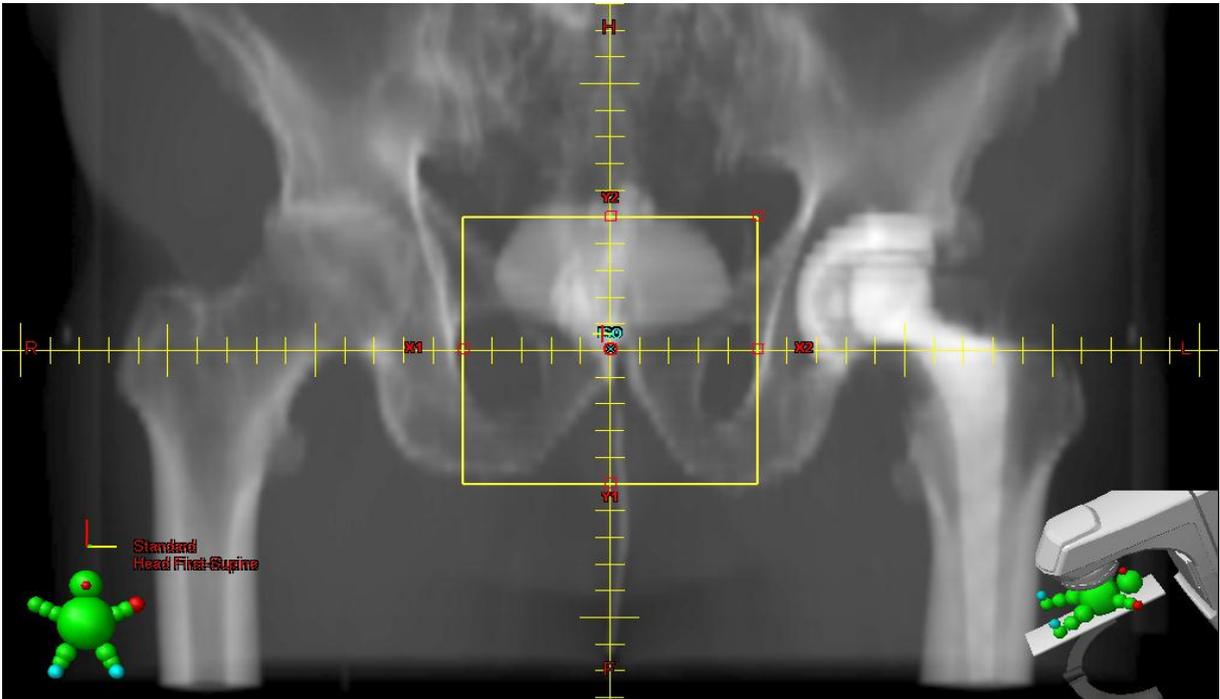
Essa configuração de transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento, para obtenção de medidas foi considerando uma situação hipotética para este trabalho: um paciente que possui prótese metálica de fêmur esquerdo, em um planejamento de tratamento padrão de paciente com câncer de próstata com 4 campos, como na Figura 6.

Figura 6 - Configuração padrão de planejamento de tratamento de paciente com câncer de próstata



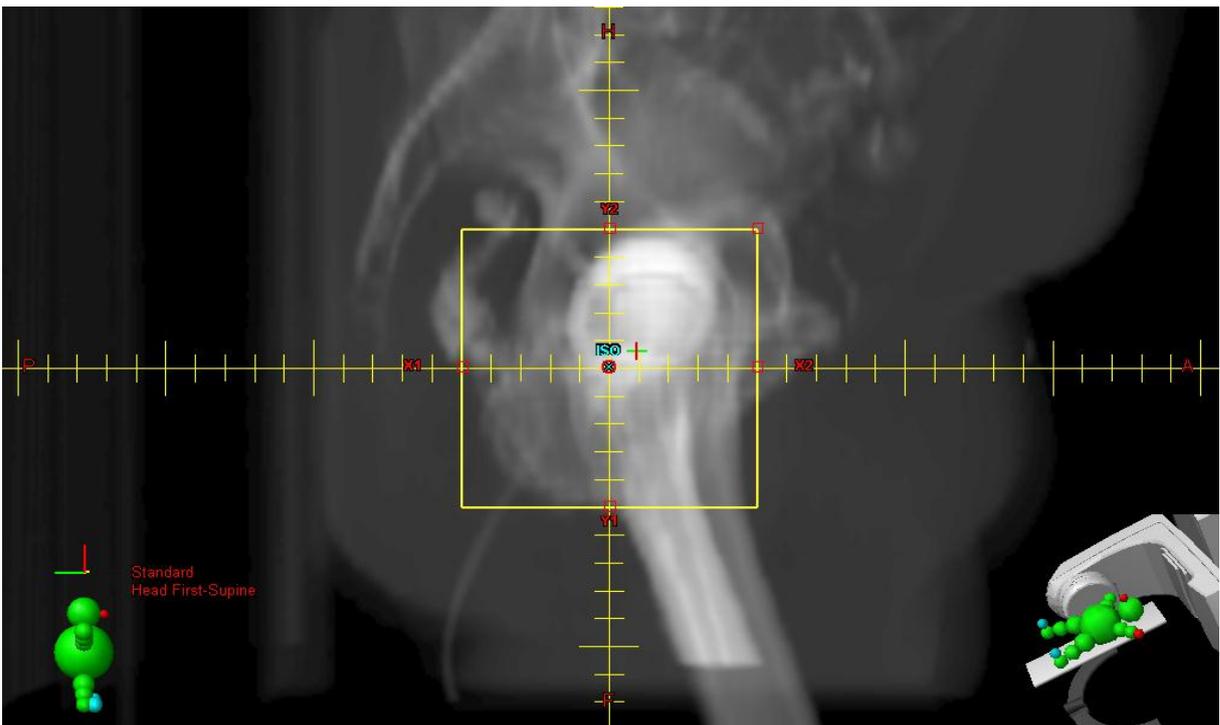
Fonte: O autor, 2018.

Figura 7 - Imagem digital reconstruída anterior de paciente com prótese metálica de fêmur esquerdo



Fonte: O autor, 2018.

Figura 8 - Imagem digital reconstruída lateral direita de paciente com prótese metálica de fêmur esquerdo



Fonte: O autor, 2018.

Considerando os campos anterior (Figura 7) e posterior, 0° e 180°, respectivamente, temos a configuração análoga às medidas de espalhamento lateral no fantoma de heterogeneidades. Para o campo lateral direito (Figura 8), temos a configuração similar ao retroespalhamento no fantoma de heterogeneidades. Já para o campo lateral esquerdo, temos a configuração análoga à transmissão no fantoma de heterogeneidades.

Foram utilizados câmara de ionização Farmer PTW e eletrômetro Unidos E PTW, realizadas 3 a 5 medidas para cada configuração acima citados, onde a dose absorvida seguiu o seguinte formalismo:

$$M = \frac{\sum L}{n} \quad (6)$$

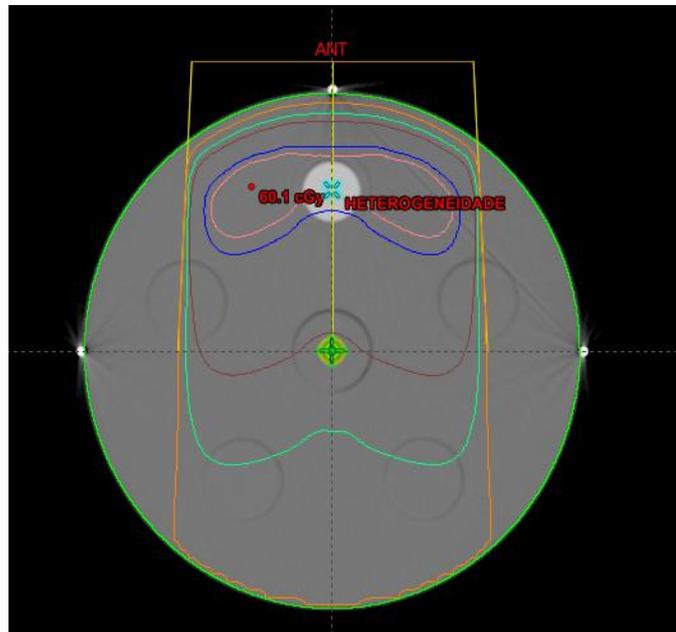
Onde, L é a leitura em nC, n é o número de medidas e M é a média das medidas.

$$D = M \cdot N_{D,w} \cdot k_{Tp} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (7)$$

Onde, D é a dose absorvida pela câmara de ionização, M é a média das medidas, $N_{D,w}$ é o fator de calibração da câmara de ionização, k_{Tp} é o coeficiente de correção da temperatura e pressão e k_{Q,Q_0} é o fator de correção da qualidade do feixe.

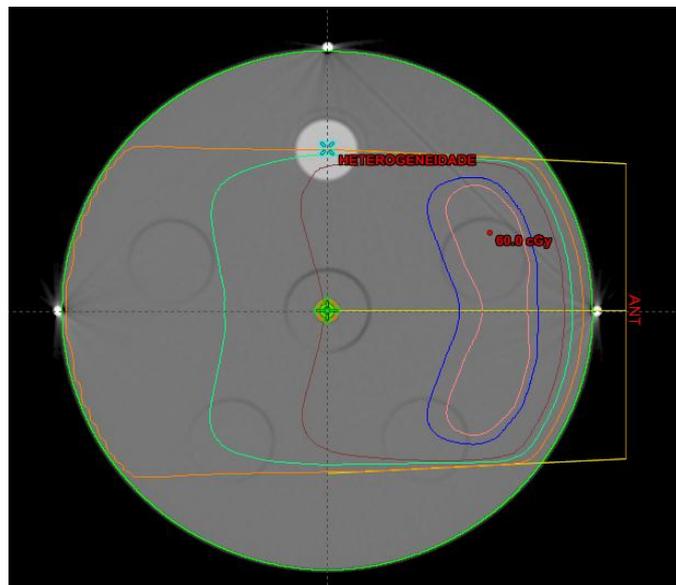
Os planos foram executados no TPS Eclipse de acordo com escala IEC, sem a inclusão da mesa de tratamento no plano, para transmissão a posição do gantry 0° (Figura 9), espalhamento lateral a posição do gantry 90° (Figura 10) e retroespalhamento a posição do gantry 180° (Figura 11), ambos com angulação do colimador de 0°, tamanhos de campo 5 cm por 5 cm, 10 cm por 10 cm e 20 cm por 20 cm, determinada a dose média no volume sensível da câmara de ionização delineada no TPS, de acordo com Figura 9.

Figura 9 - Plano axial do plano de transmissão,
campo 10 cm x 10 cm



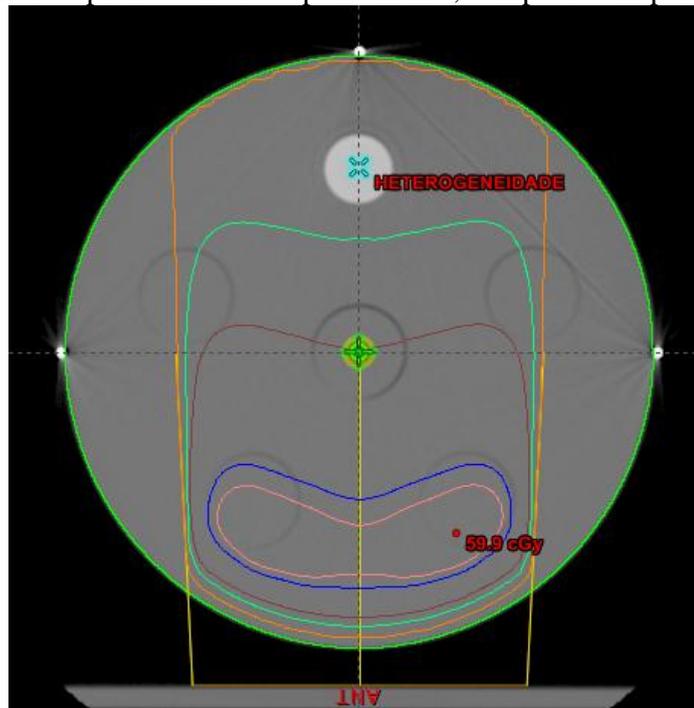
Fonte: O autor, 2018.

Figura 10 - Plano axial do plano de espalhamento
lateral, campo 10 cm por 10 cm



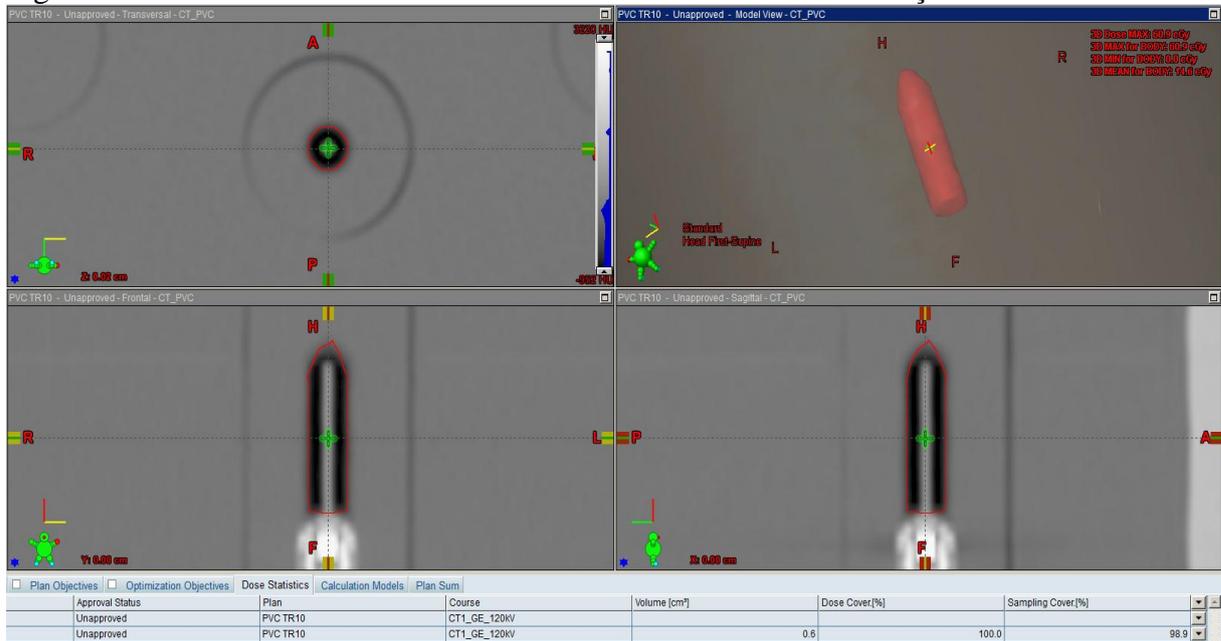
Fonte: O autor, 2018.

Figura 11 - Plano axial do plano de retro-espalhamento, campo 10 cm por 10 cm



Fonte: O autor, 2018.

Figura 12 - Estrutura delinada do volume sensível da câmara de ionização



Fonte: O autor, 2018.

A análise do desvio entre valores medidos (D_{meas}) e calculados pelo TPS (D_{calc}) foram de acordo com TRS-430, com os desvios expressos em porcentagem:

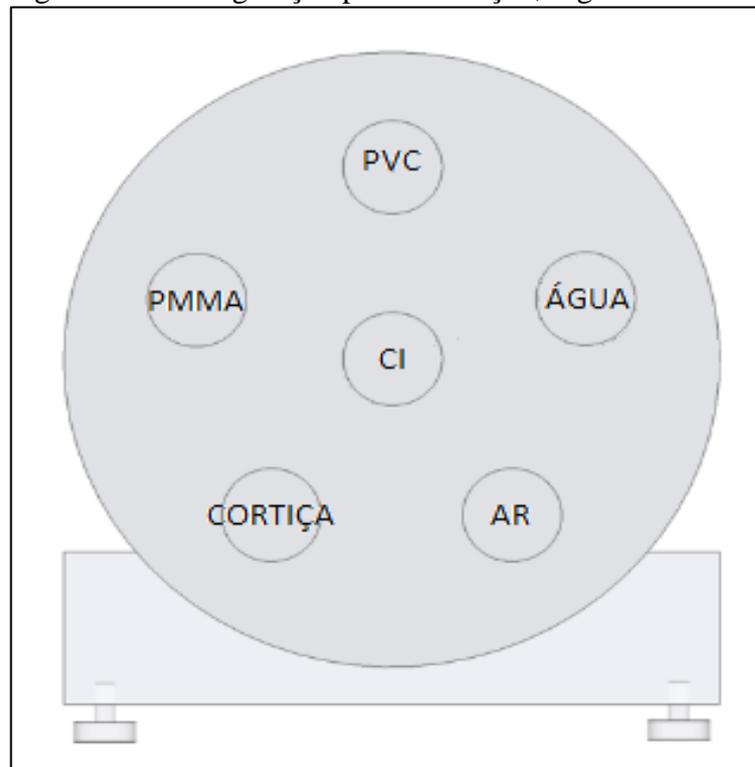
$$\delta(\%) = 100 * \left(\frac{D_{meas} - D_{calc}}{D_{meas}} \right) \quad (8)$$

Onde δ está em porcentagem, D_{calc} é a dose calculada em um ponto particular do fantoma; D_{meas} é a dose medida no mesmo ponto do fantoma.

3.3.2. IMRT e VMAT, segundo TG 119, no fantoma de heterogeneidade

No TPS (Eclipse), foi importado o delineamento de acordo com o TG119 sobre o fantoma de heterogeneidade, inserindo no mesmo heterogeneidades de acordo com a Figura 13, a seguir:

Figura 13 - Configuração para irradiação, segundo TG119.



Fonte: O autor, 2018.

Foram executados planos de IMRT e VMAT, atingindo os objetivos delimitados pelo TG119, através da dose média adquirida no volume sensível da câmara de ionização delineada no planejamento. Idealmente, segundo TG119, a câmara de ionização de volume sensível pequeno deve ser utilizada para as medidas do mesmo, porém as medidas foram realizadas com câmara de ionização Farmer, devido a inexistência de inserto adaptado para câmara de ionização de volume pequeno. Respectivamente, estes valores foram comparados com os valores medidos de acordo com plano executado, determinando a discrepância entre os valores com mesmo formalismo nos itens de transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento.

3.4. Avaliação do uso da correção de heterogeneidade para casos de mama

Análise retrospectiva do planejamento de 13 pacientes portadoras de câncer de mama esquerda e fossa supra clavicular (FSC) esquerda, tratadas com RT adjuvante com doses de 50 Gy em 25 frações, foram planejadas com 3D-CRT (Field in Field) sem correção de heterogeneidade (SCH) no sistema Eclipse com algoritmo AAA. As configurações geométricas do plano foram mantidas mais próximas possíveis do tratamento original e foram recalculados com correção para a mesma quantidade de unidade monitora (CCH) e depois replanejados considerando as heterogeneidades (CCHR).

4. RESULTADOS E ANÁLISE DE DADOS

4.1. Obtenção da curva de conversão dos tomógrafos computadorizados

4.1.1. Meio entre os insertos (ar ou água)

Foram executados escaneamentos dos insertos de densidade de elétrons específica (Figura 14), sem água de meio espalhador e com água de meio espalhador, com o intuito de determinar a necessidade do meio espalhador, para protocolos de imagem de 80 kV, 100 kV e 140 kV, disponíveis em tabelas e gráficos a seguir.

Figura 14 - Insertos com diferentes densidades do fantoma CIRS.

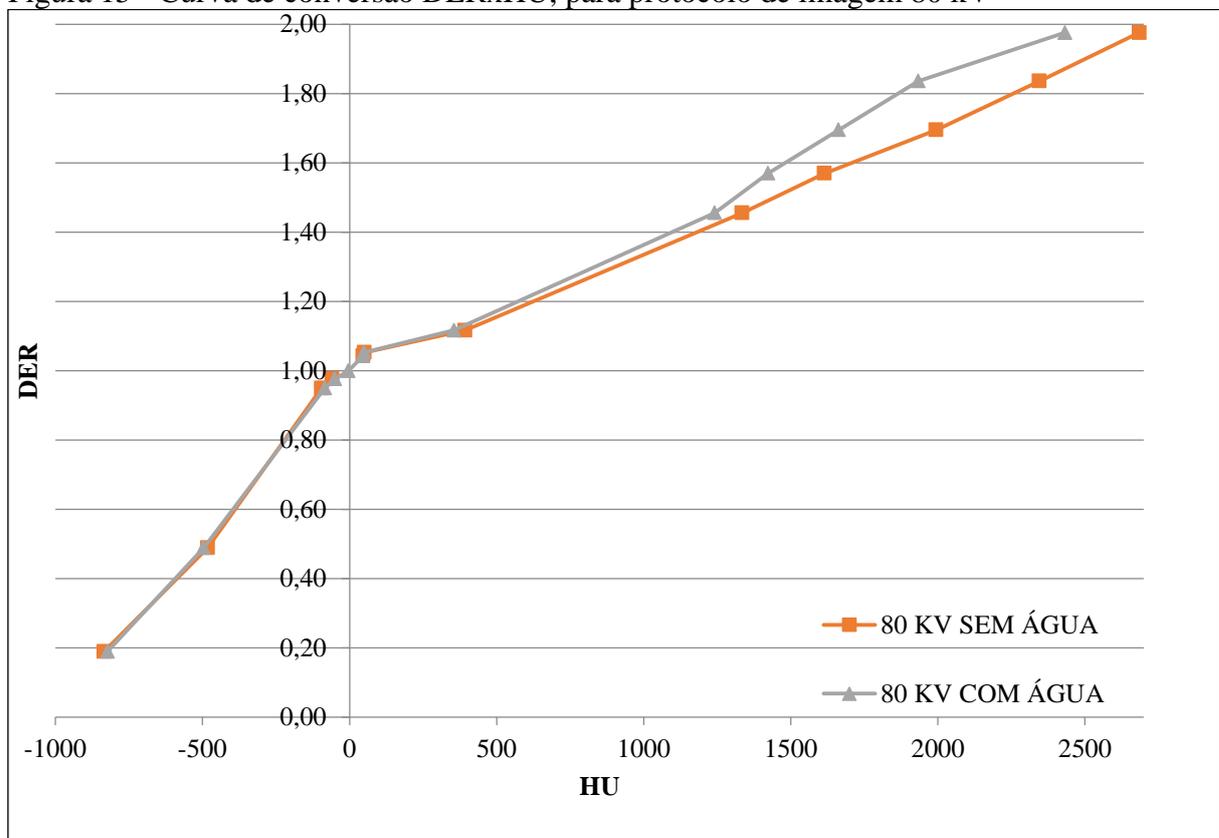


Fonte: O autor, 2018.

a- Protocolo de imagem 80 kV

Os dados para caracterização do meio de espalhamento estão no Anexo A, a curva de conversão sem meio espalhador e com meio espalhador de água (Figura 15), para protocolo de imagem de 80 kV estão dispostos a seguir:

Figura 15 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 80 kV

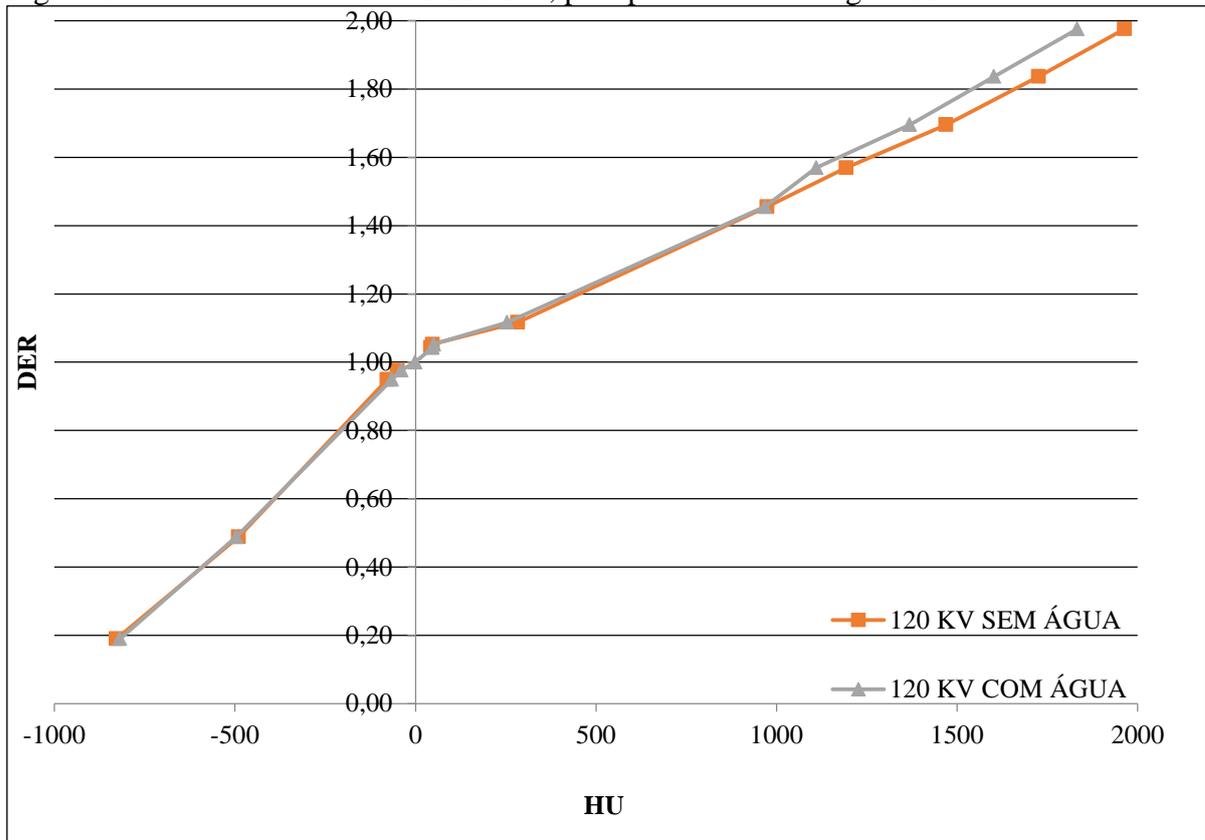


Fonte: O autor, 2018.

b- Protocolo de imagem 120 kV

Os dados para caracterização do meio de espalhamento estão no Anexo A, a curva de conversão sem meio espalhador e com meio espalhador de água (Figura 16), para protocolo de imagem de 120 kV estão dispostos a seguir:

Figura 16 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 120 kV

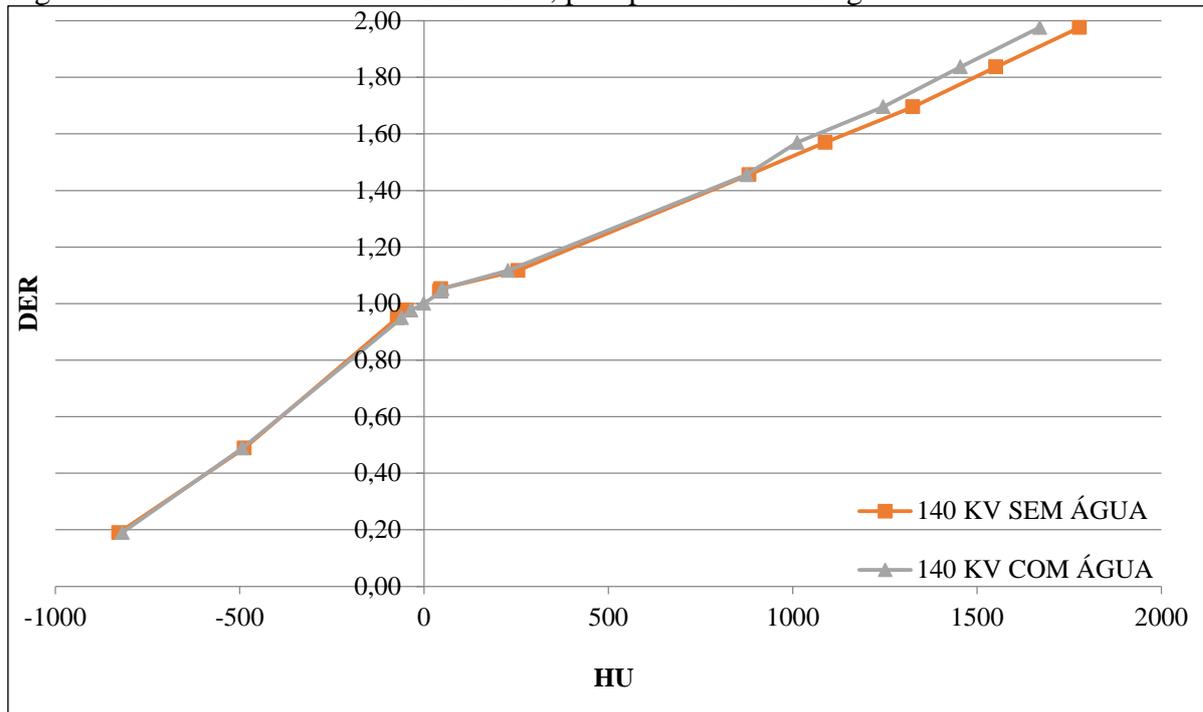


Fonte: O autor, 2018.

c- Protocolo de imagem 140 KV

Os dados para caracterização do meio de espalhamento no Anexo A, a curva de conversão sem meio espalhador e com meio espalhador de água (Figura 17), para protocolo de imagem de 140 kV estão dispostos a seguir:

Figura 17 - Curva de conversão DERxHU, para protocolo de imagem 140 kV



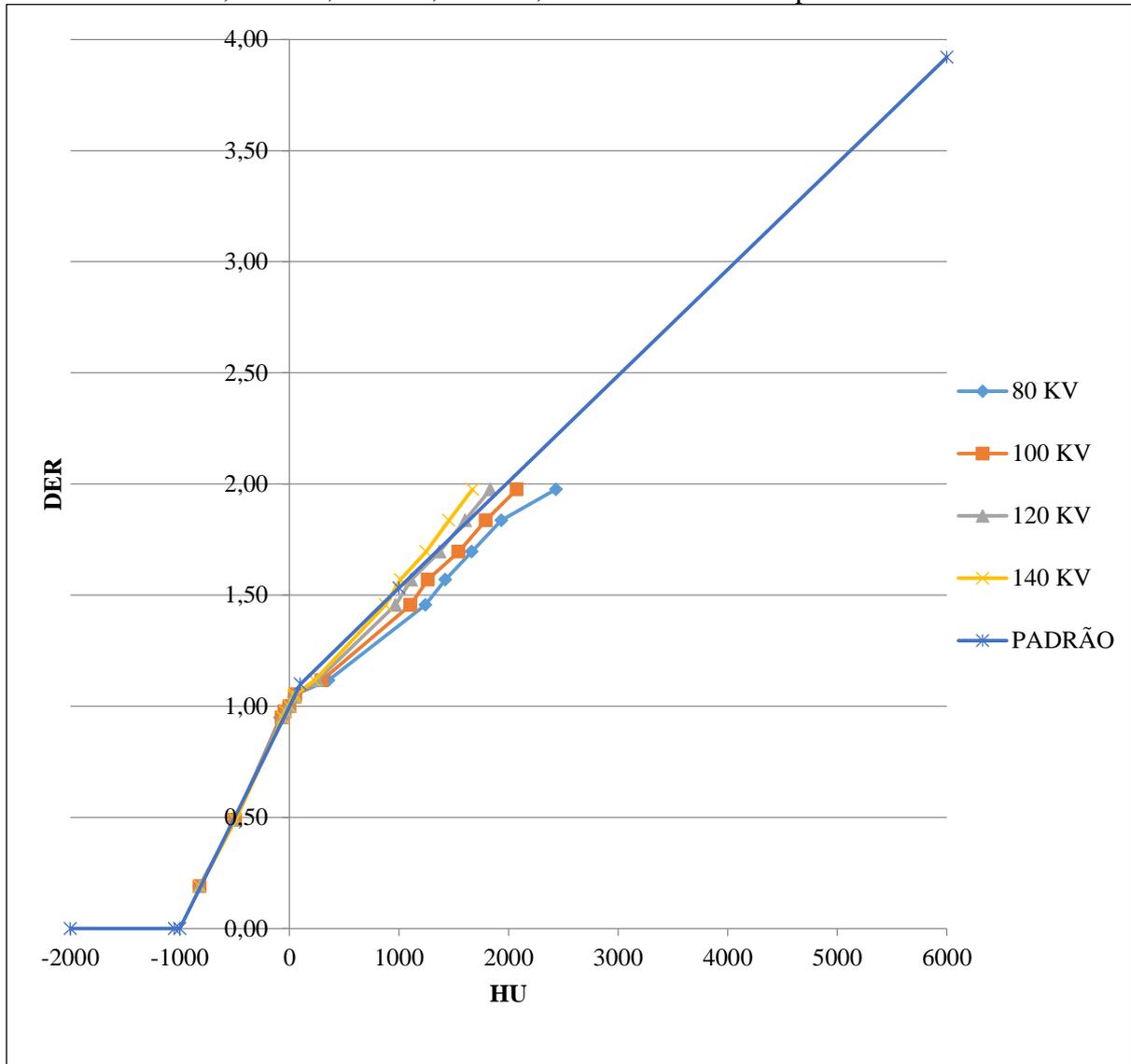
Fonte: O autor, 2018.

4.1.2. Determinação de HU (Curva de conversão do tomógrafo)

a- TC1 (GE Light Speed)

Os dados para determinação da curva de conversão no Anexo B, através do gráfico DER versus HU (Figura 18), para tomógrafo TC1 (GE Light Speed), de acordo com cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho, 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV, estão dispostos a seguir:

Figura 18 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo TC1 com protocolos de imagem 80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV, assim como a curva padrão do TPS

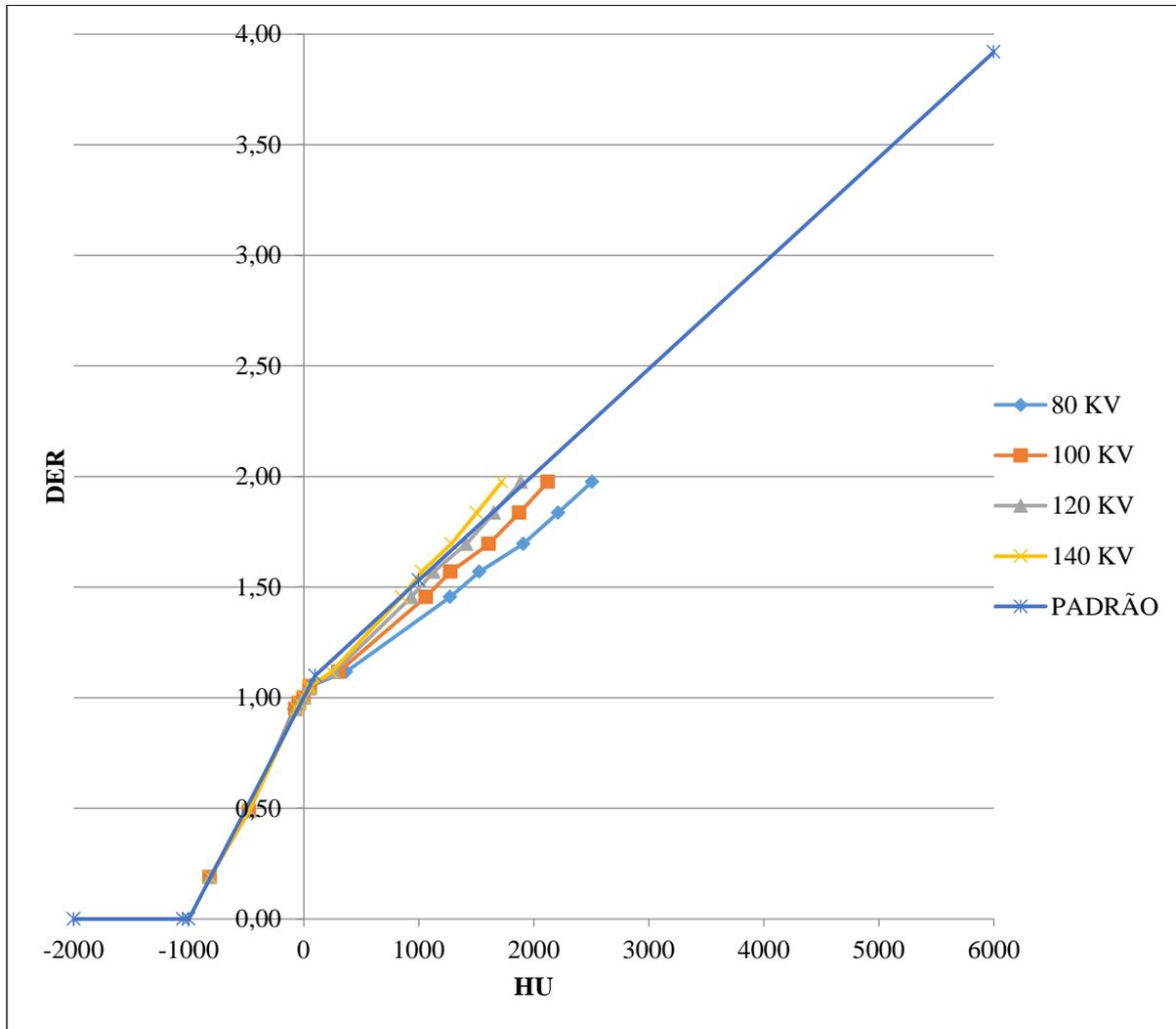


Fonte: O autor, 2018.

b- São José (GE Light Speed)

Os dados para determinação da curva de conversão estão no Anexo B, através do gráfico DER versus HU (Figura 19), para tomógrafo São José (GE Light Speed), de acordo com cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho, 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV, estão dispostos a seguir:

Figura 19 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo SJ com protocolos de imagem 80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV, assim como a curva padrão do TPS

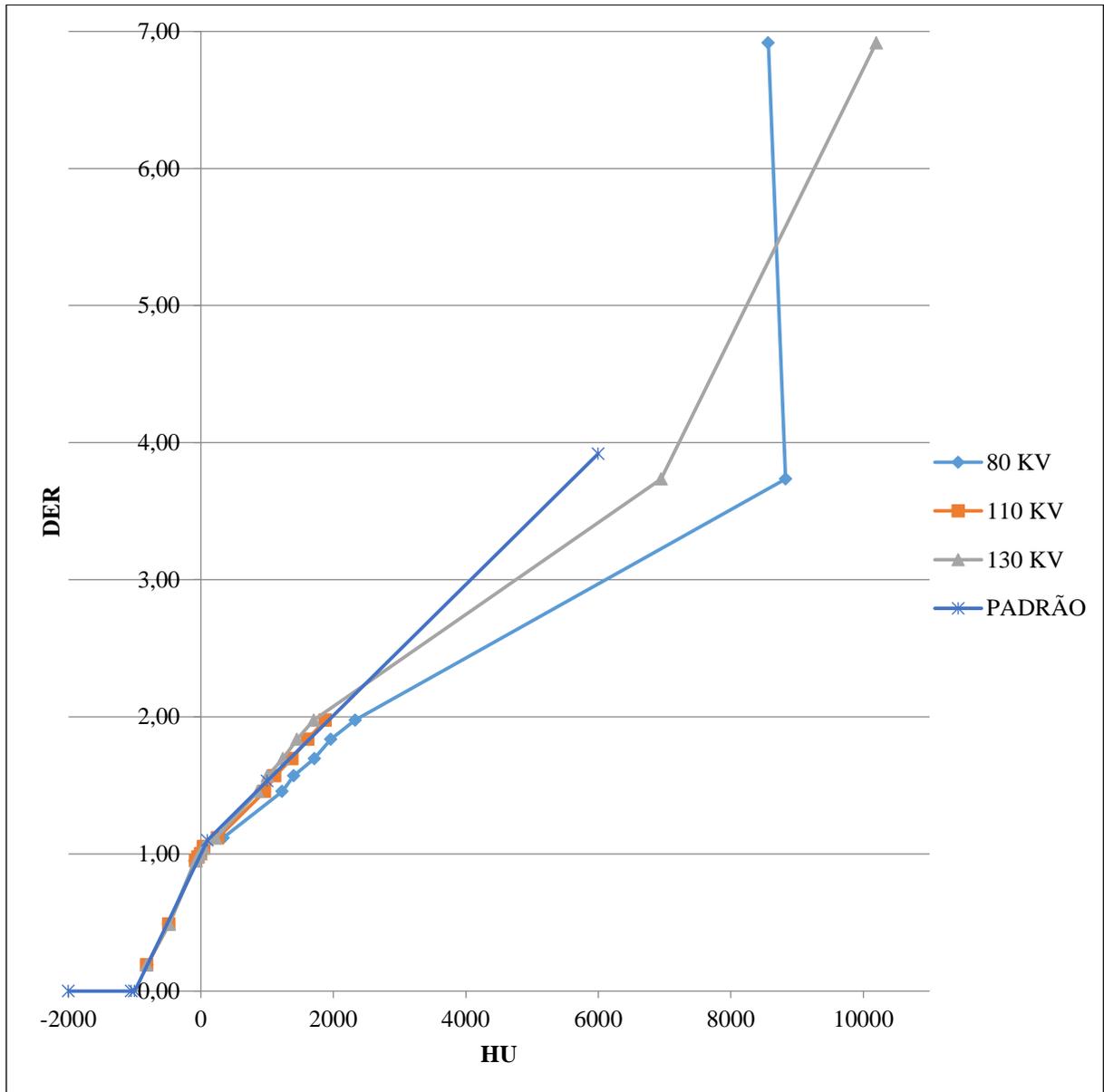


Fonte: O autor, 2018.

c- TC3 (Siemens Perspective – Escala Estendida)

Os dados para determinação da curva de conversão estão no Anexo B, através do gráfico DER versus HU (Figura 20), para tomógrafo TC3 (Siemens Perspective), de acordo com cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho, 80 kV, 110 kV e 130 kV, estão dispostos a seguir:

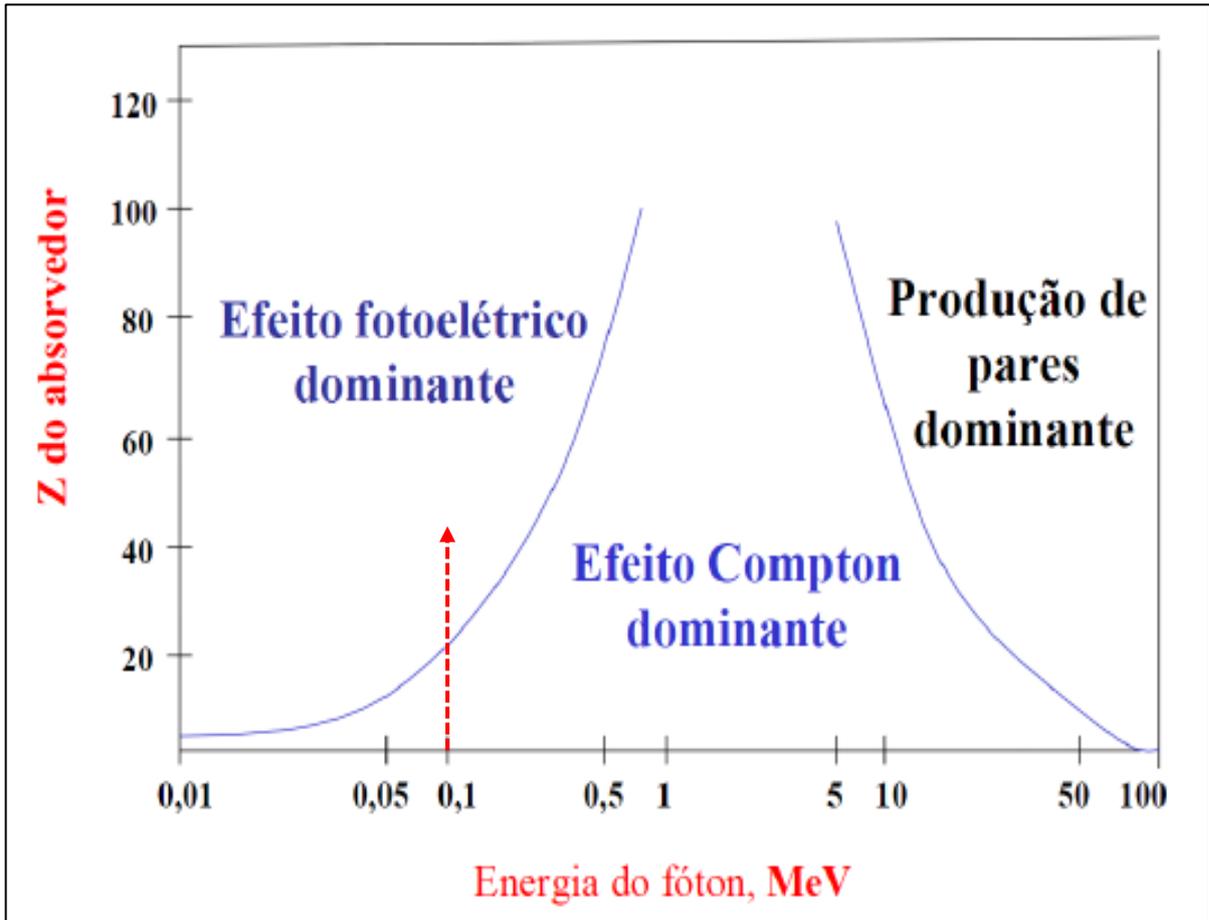
Figura 20 - Curvas de calibração DERxHU, para tomógrafo TC3 com protocolos de imagem 80 kV, 110 kV e 130 kV, assim como a curva padrão do TPS



Fonte: O autor, 2018.

Considerando a energia dos protocolos de imagem utilizados aproximadamente 100 kV (ou seja, 0,1 MeV), para todas as densidades, observa-se que a predominância dos efeitos Compton e Fotoelétrico, para baixo número atômico e alto número atômico, respectivamente, de acordo com a Figura 21, a seguir:

Figura 21 - Gráfico de predominância da interação da radiação com a matéria



Fonte: adaptado do Livro Attix.

O ponto de inflexão dos gráficos HU versus DER, é apresentado pela transição do efeito Compton dominante para o efeito fotoelétrico dominante, com o aumento da densidade do material, conseqüentemente com o aumento do número atômico.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z . A probabilidade de ocorrência aumenta com Z^4 e decresce rapidamente com o aumento da energia. O efeito Compton se torna mais provável quando a energia da radiação gama incidente aumenta de valor e apresenta uma dependência com Z .

A interação do fóton com o elétron, é tratada no formato de probabilidades de interação, que são que as secções de choque microscópicas, envolvidos pelo formalismo de Dirac e o modelo de Klein- Nishina.

A curva de conversão para diferentes tensões aplicadas, conseqüentemente diferentes energias e diferentes aparelhos de tomografias não apresentam variações significativas nos

valores de HU para valores de DER abaixo de 1 (ou seja, abaixo da densidade de água). Para densidades maiores há uma perceptível diferença na inclinação da reta de HU versus DER, quanto maior a energia maior o ângulo de inclinação da reta com o eixo horizontal.

Em ambos os casos demonstrados no CT1 e São José, os equipamentos de tomografia possuem métodos de reconstrução 12 bits, ou seja, não apresentam a possibilidade de escala estendida, onde para materiais de alta densidade o valor de HU obtido através da tomografia computadorizada apresentou saturação em 3071 HU. Já para o último caso CT3, onde há a possibilidade de utilizar a escala estendida de HU, observou-se o aumento dos valores de HU com o aumento do valor do DER, com variação ainda mais significativa em relação ao potencial aplicado. Também ficou notório que a curva relativa a 80 kV, os valores de aço e titânio estão muito próximos, saturados, onde a energia dos fótons incidentes não foi suficiente para diferenciar os dois materiais.

A curva de conversão padrão do TPS, (do inglês, *default*) apresentam características exclusivas, onde para valores entre -2000 HU e -1000 HU, os valores de DER são iguais a zero, não existem valores de HU abaixo de -1000 HU, o valor atribuído de DER é utilizado para que não ocorra avisos de advertências no TPS caso em alguma região, a densidade obtida pelo equipamento de tomografia fique entre esses valores. O comportamento de -1000 HU à aproximadamente 0 HU, não se observou variações com diferenças significativas para qualquer equipamento de tomografia, incluindo o gráfico padrão do TPS. Para valores entre 0 HU e aproximadamente 2000 HU a inclinação da reta do gráfico HU versus DER ficou muito próximo aos valores obtidos para protocolo de imagem de 120 kV, e valores acima de 2000 HU como uma extrapolação da reta obtida entre 0 e 2000 HU.

4.2. Comparativo de dose absorvida no fantoma de heterogeneidades

4.2.1. Transmissão, espalhamento lateral e retroespalhamento

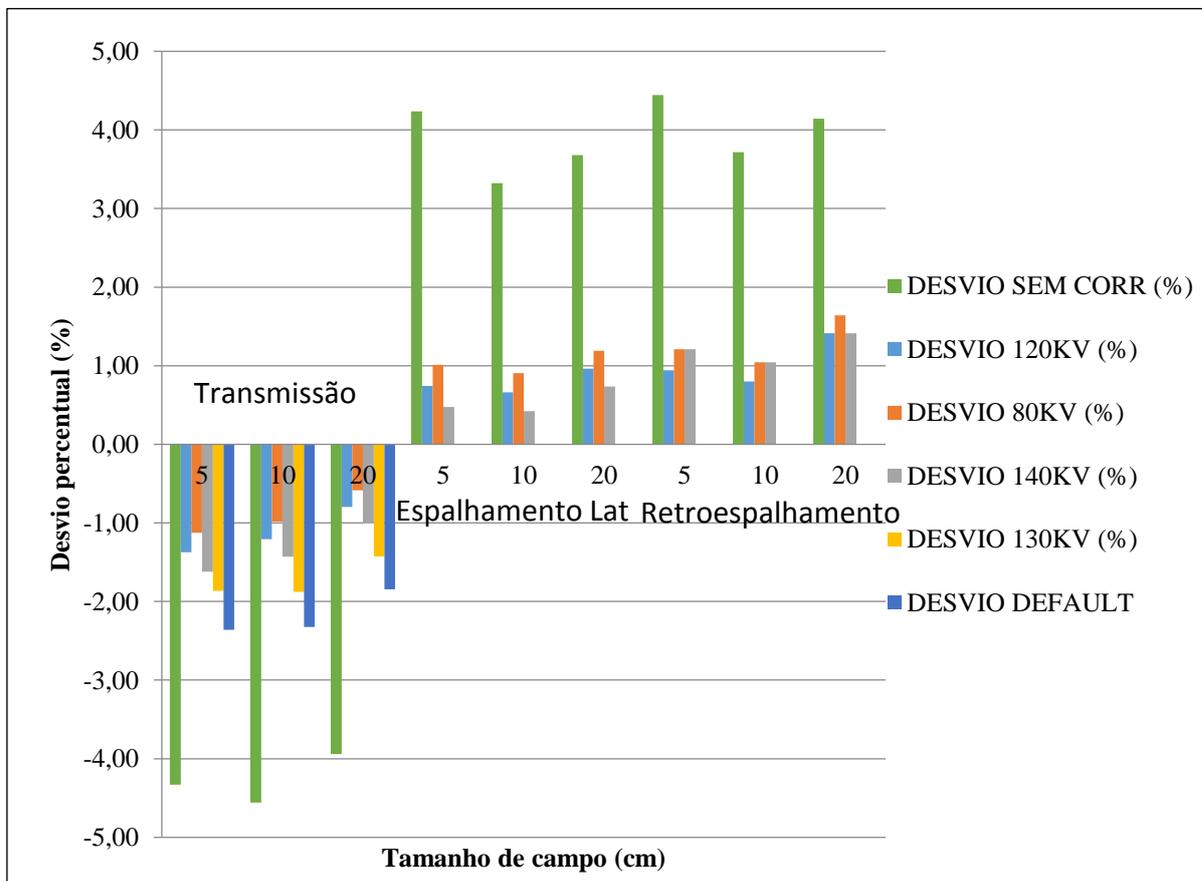
As medidas calculadas no TPS para planos sem correção de heterogeneidade foram atribuídas através da dose média no volume sensível da câmara de ionização, estão presentes no Anexo C.

a- 6 MV de fótons

i. Inseto de Ar

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de ar, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 22, a seguir:

Figura 22 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de ar e 6 MV

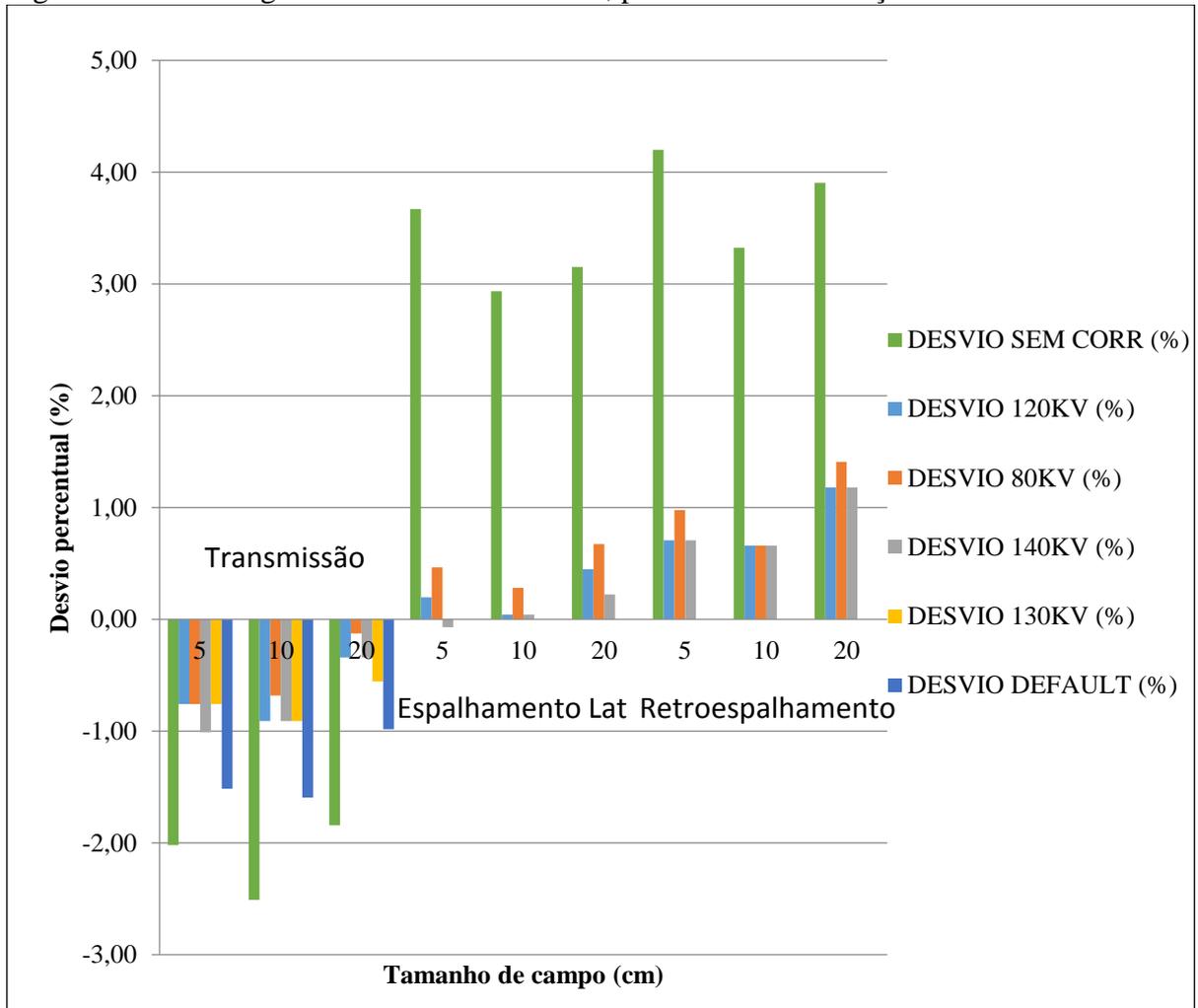


Fonte: O autor, 2018.

ii. Inseto de Cortiça

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de cortiça, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 23 a seguir:

Figura 23 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de cortiça e 6 MV

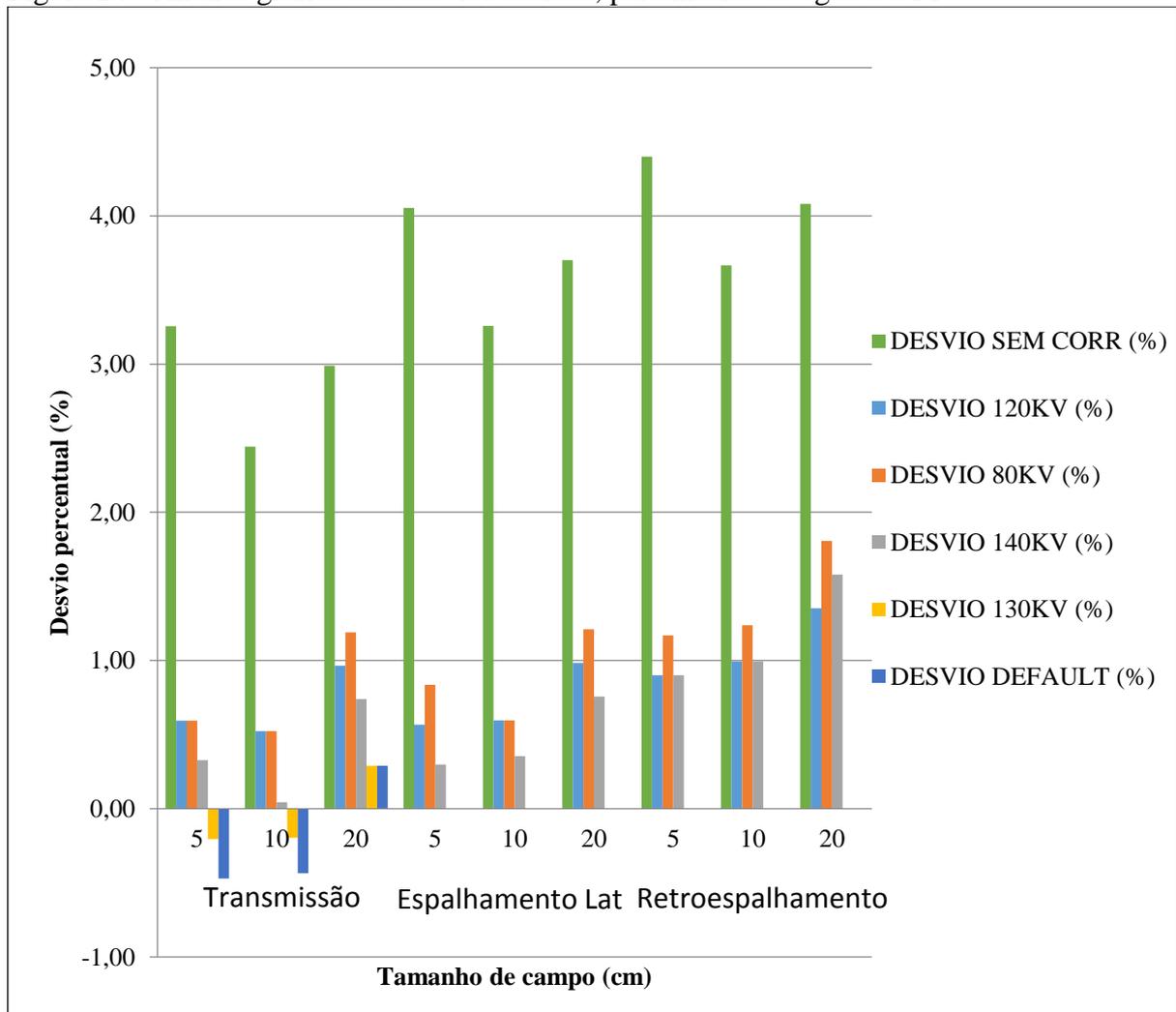


Fonte: O autor, 2018.

iii. Inseto de Água

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de água, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 24 a seguir:

Figura 24 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de água e 6 MV

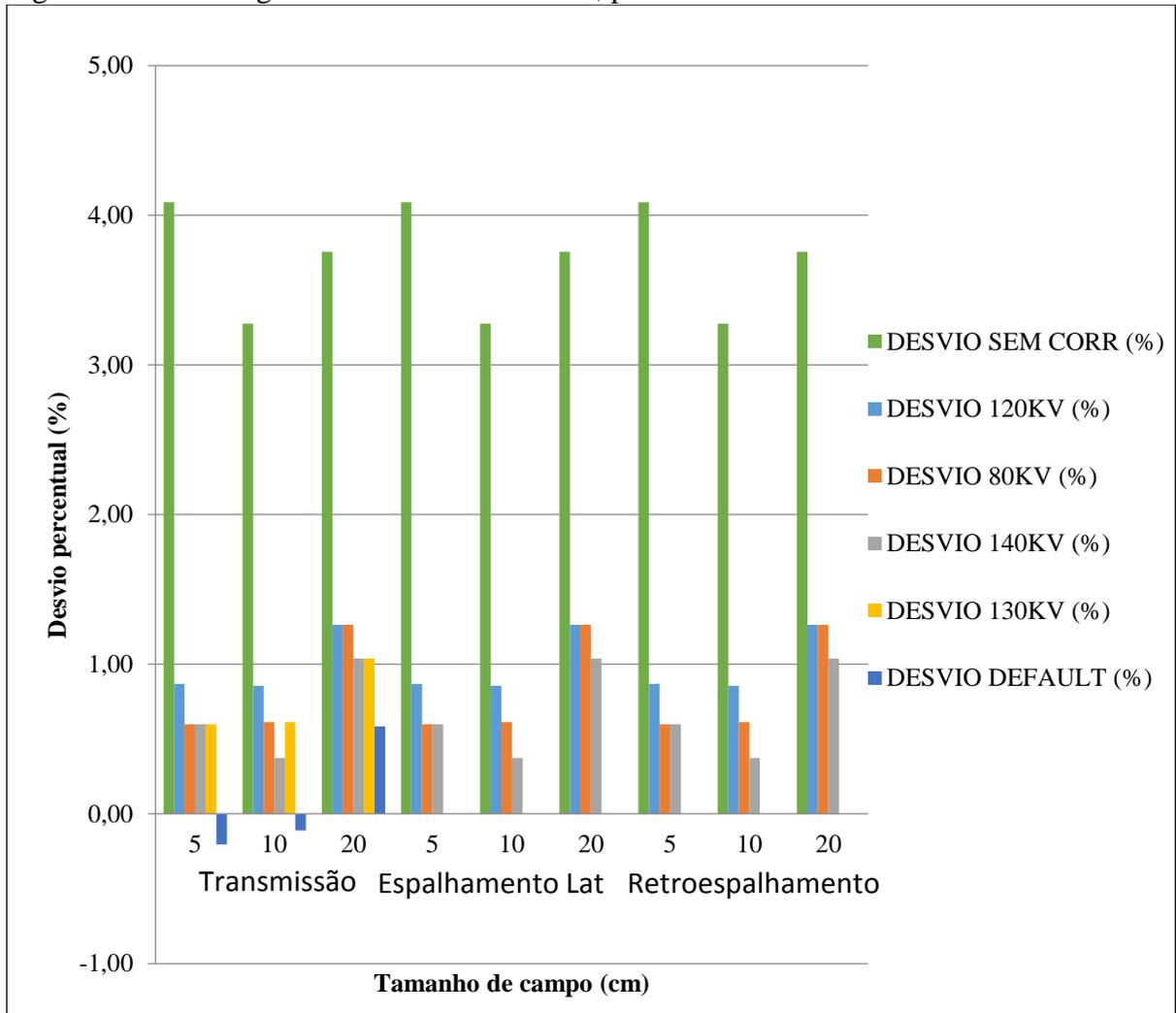


Fonte: O autor, 2018.

iv. Inseto de Acrílico

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de acrílico, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 25, a seguir:

Figura 25 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de acrílico e 6 MV

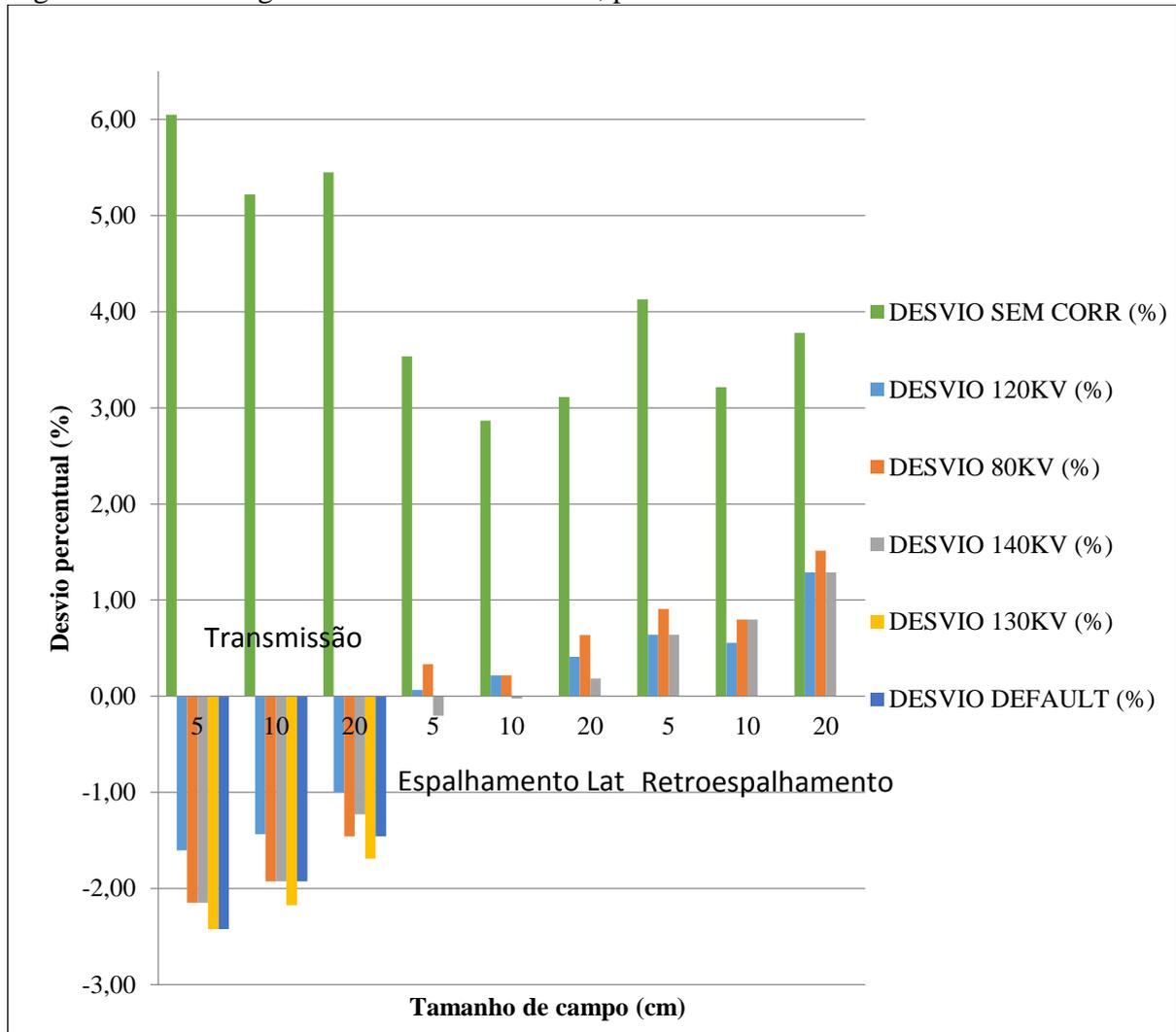


Fonte: O autor, 2018.

v. Inseto de PVC

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de PVC, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 26, a seguir:

Figura 26 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de PVC e 6 MV

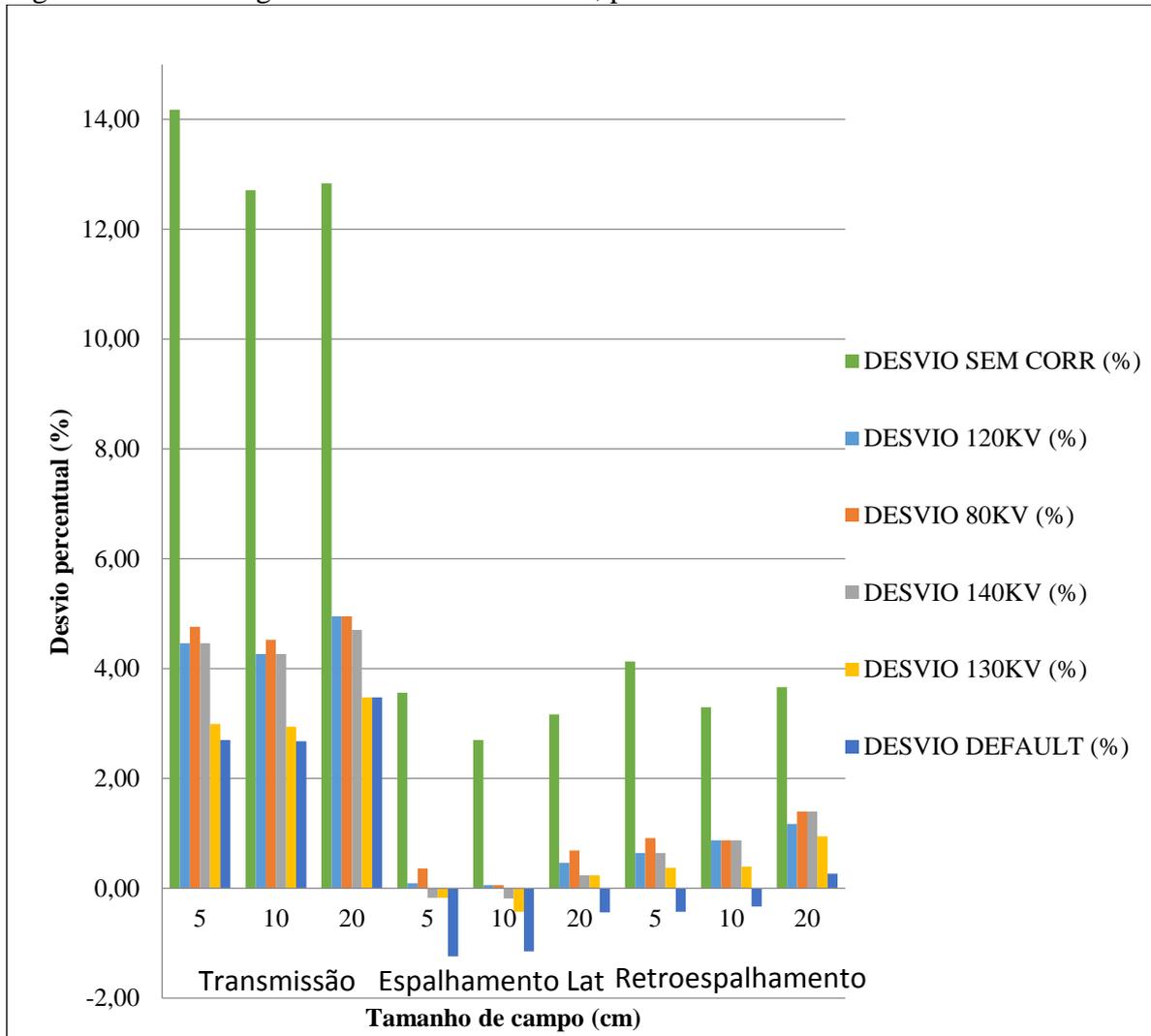


Fonte: O autor, 2018.

vi. Inseto de Alumínio

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de Alumínio, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 27, a seguir:

Figura 27 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de alumínio e 6 MV

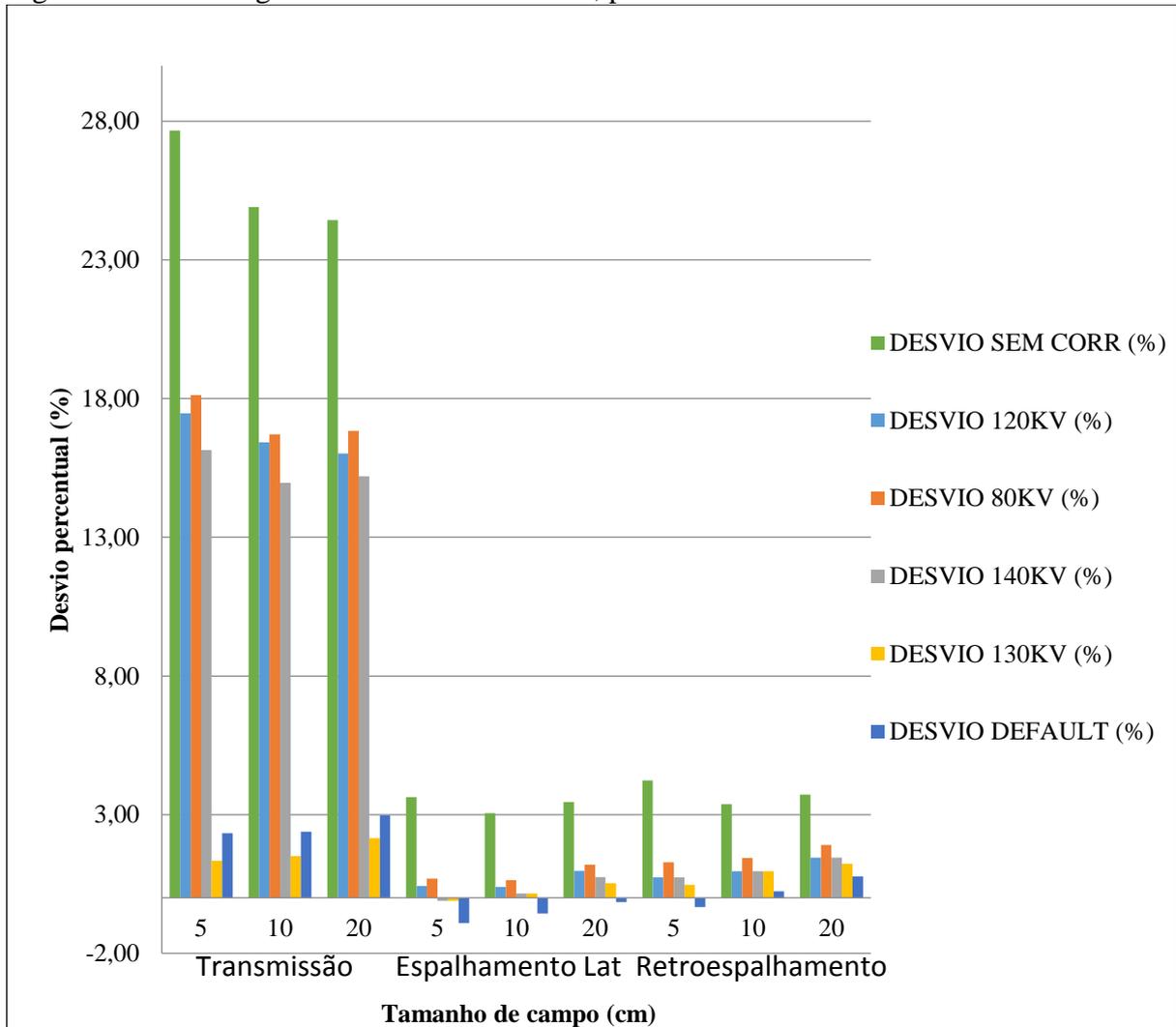


Fonte: O autor, 2018.

vii. Inseto de Titânio

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de Titânio, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 28 a seguir:

Figura 28 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de titânio e 6 MV

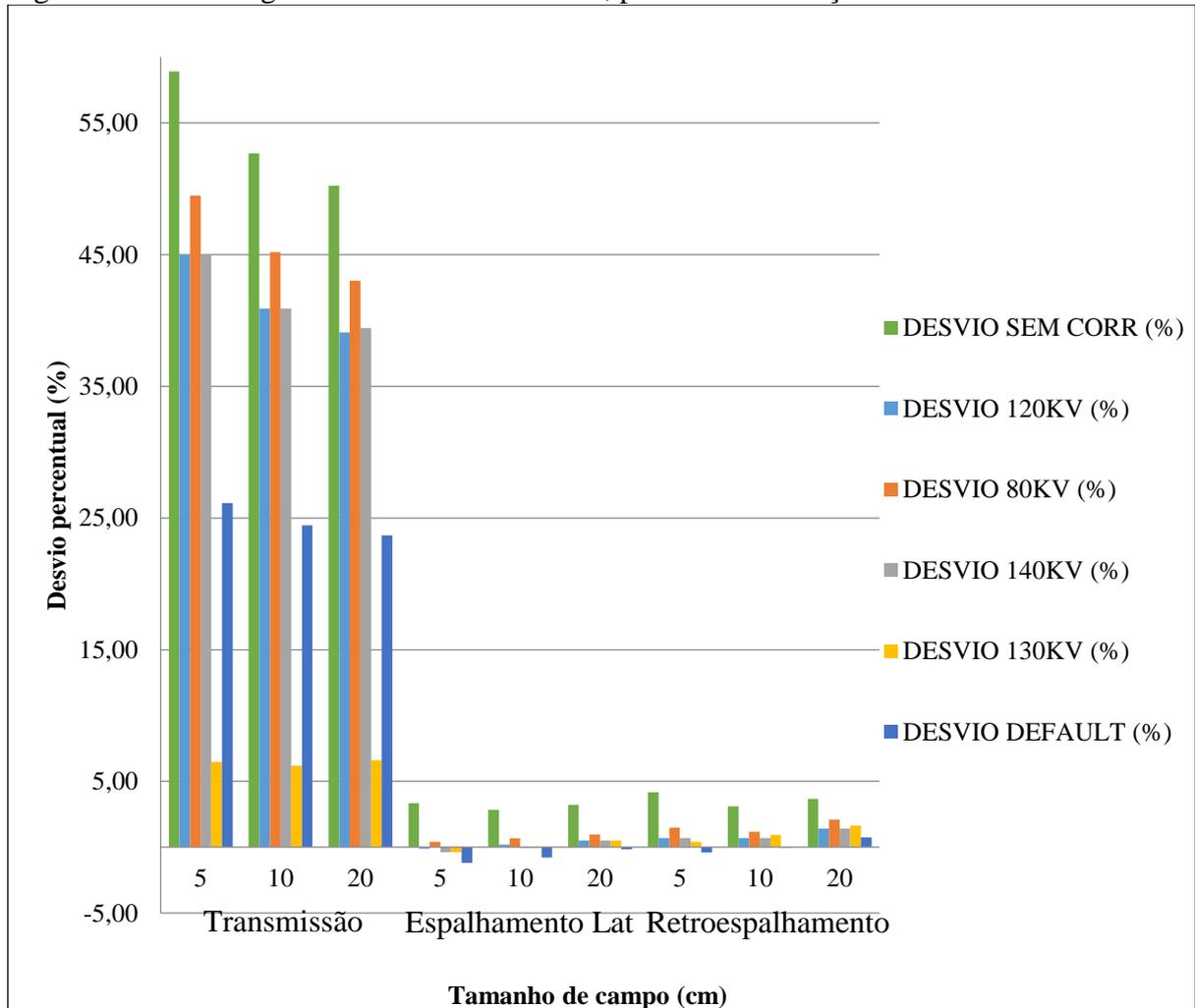


Fonte: O autor, 2018.

viii. Inseto de Aço

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 6 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de Aço, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 29 a seguir:

Figura 29 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de aço e 6 MV



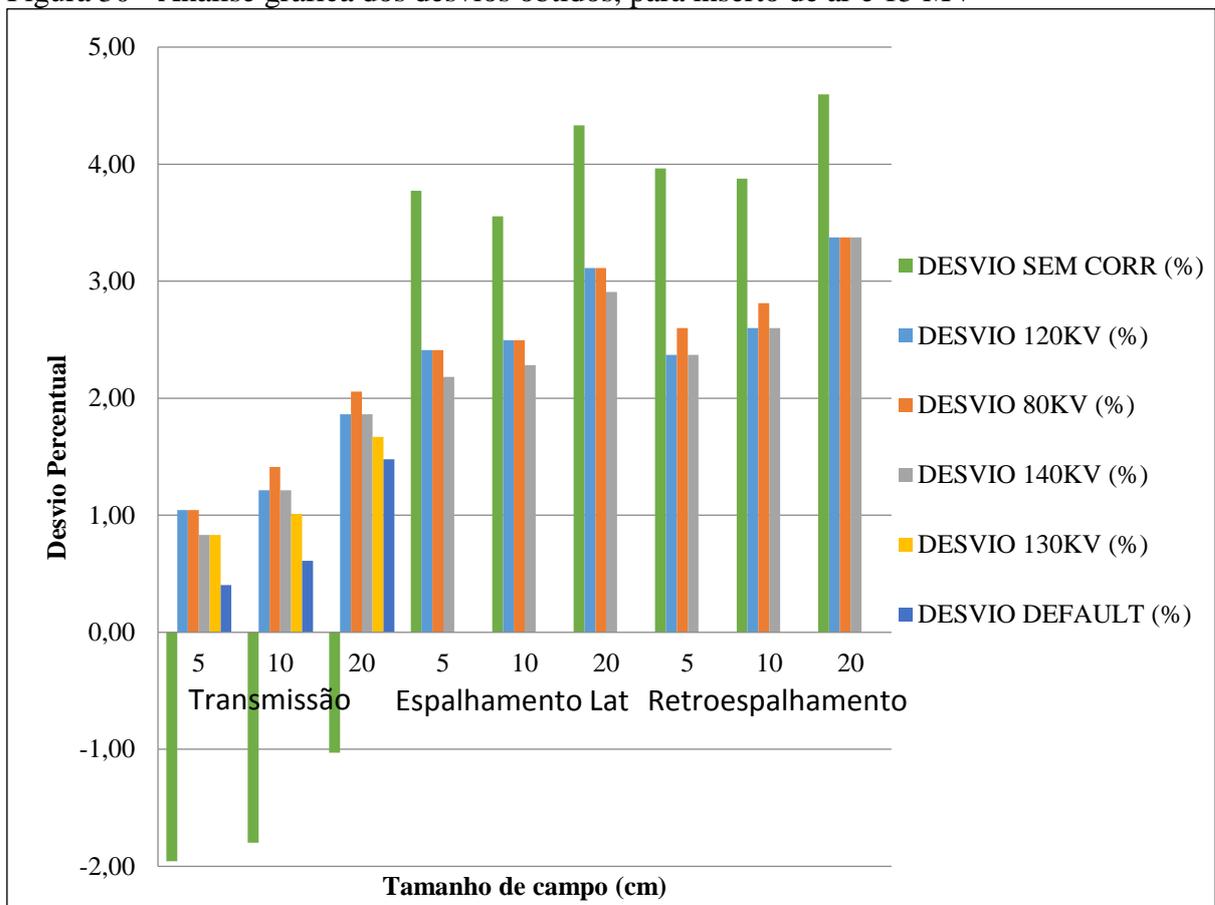
Fonte: O autor, 2018.

b- 15 MV de fótons

i. Inseto de Ar

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de ar, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 30 a seguir:

Figura 30 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de ar e 15 MV

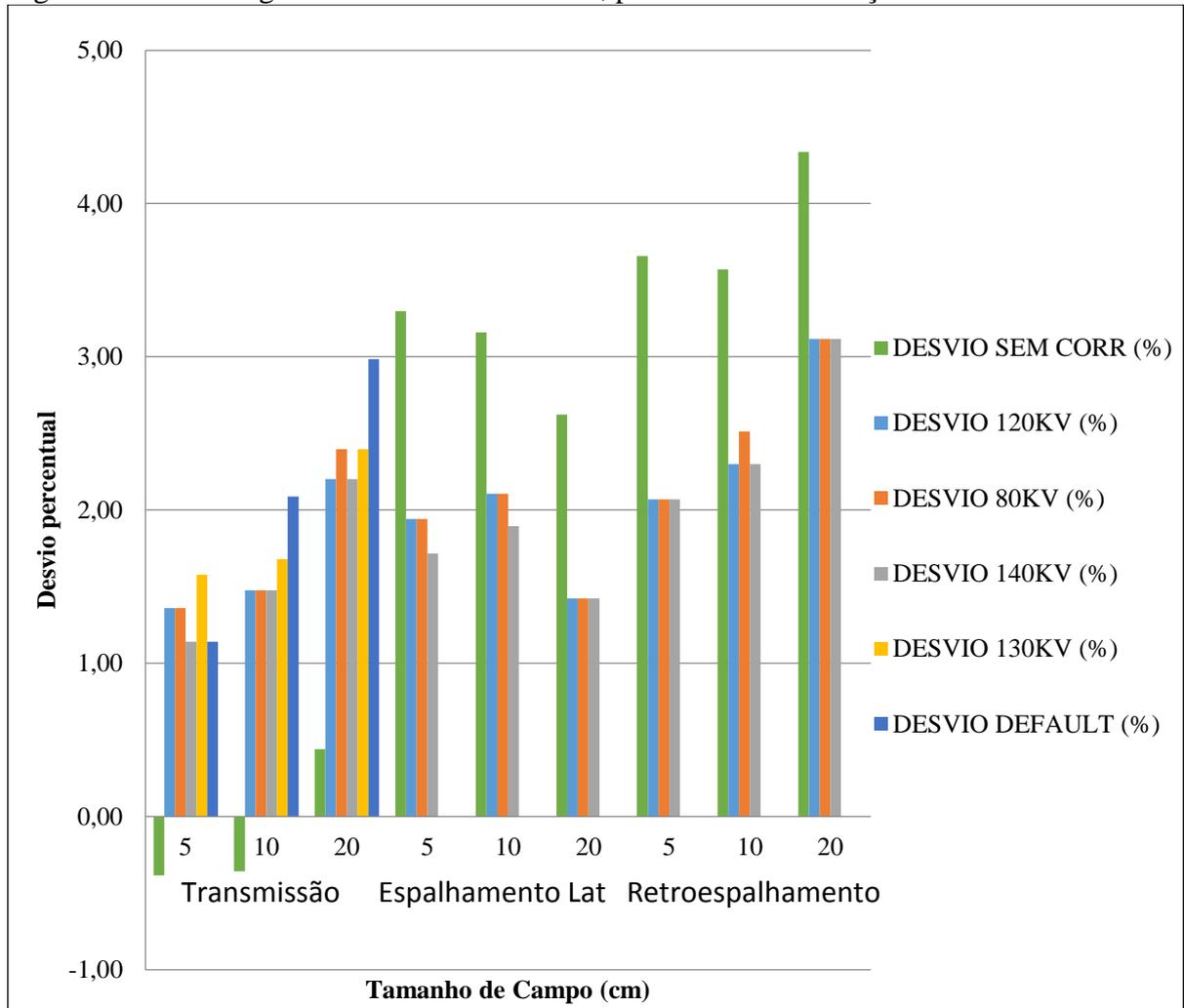


Fonte: O autor, 2018.

ii. Inseto de Cortiça

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de cortiça, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 31 a seguir:

Figura 31 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de cortiça e 15 MV

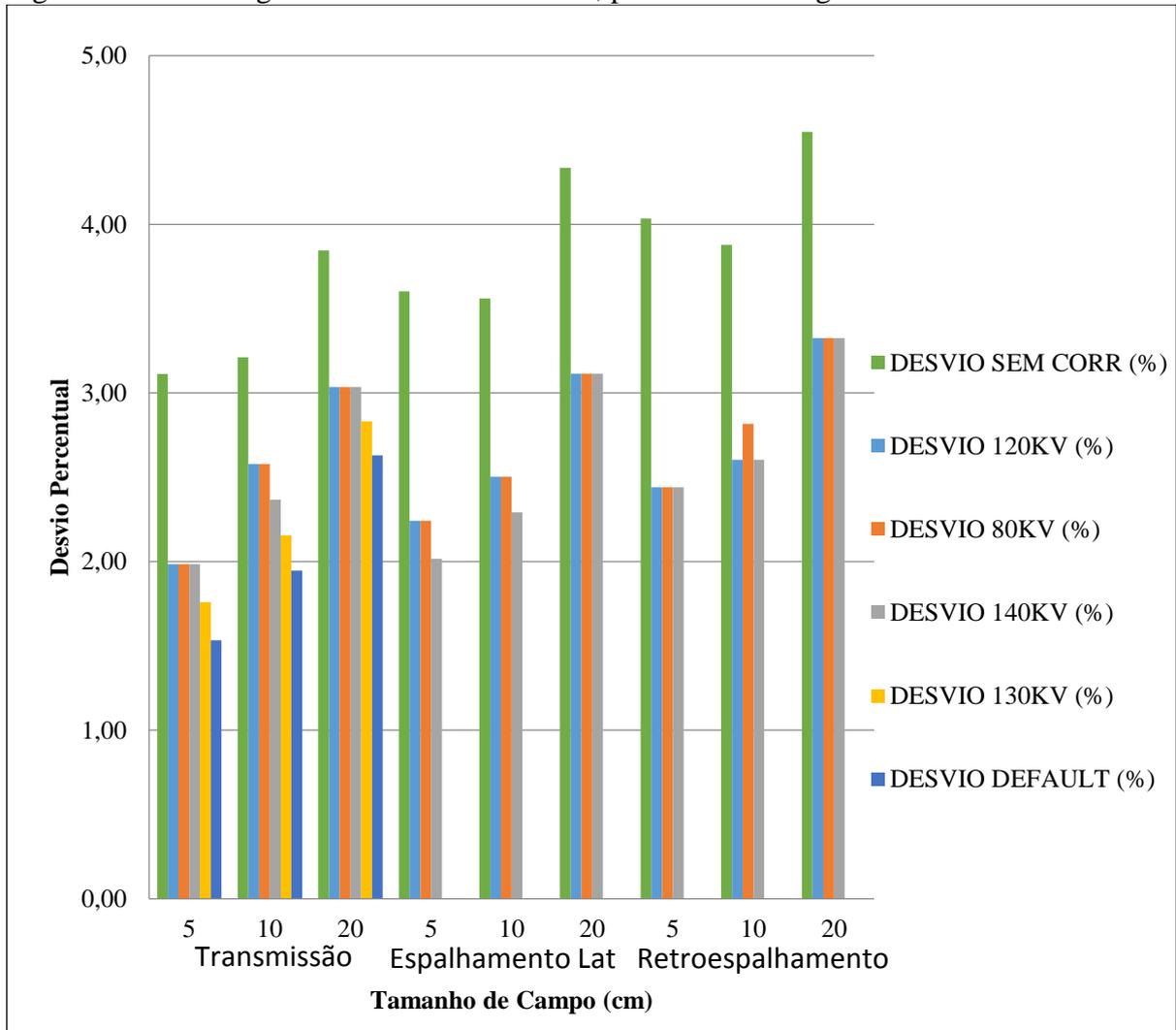


Fonte: O autor, 2018.

iii. Inseto de Água

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de água, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 32 a seguir:

Figura 32 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de água e 15 MV

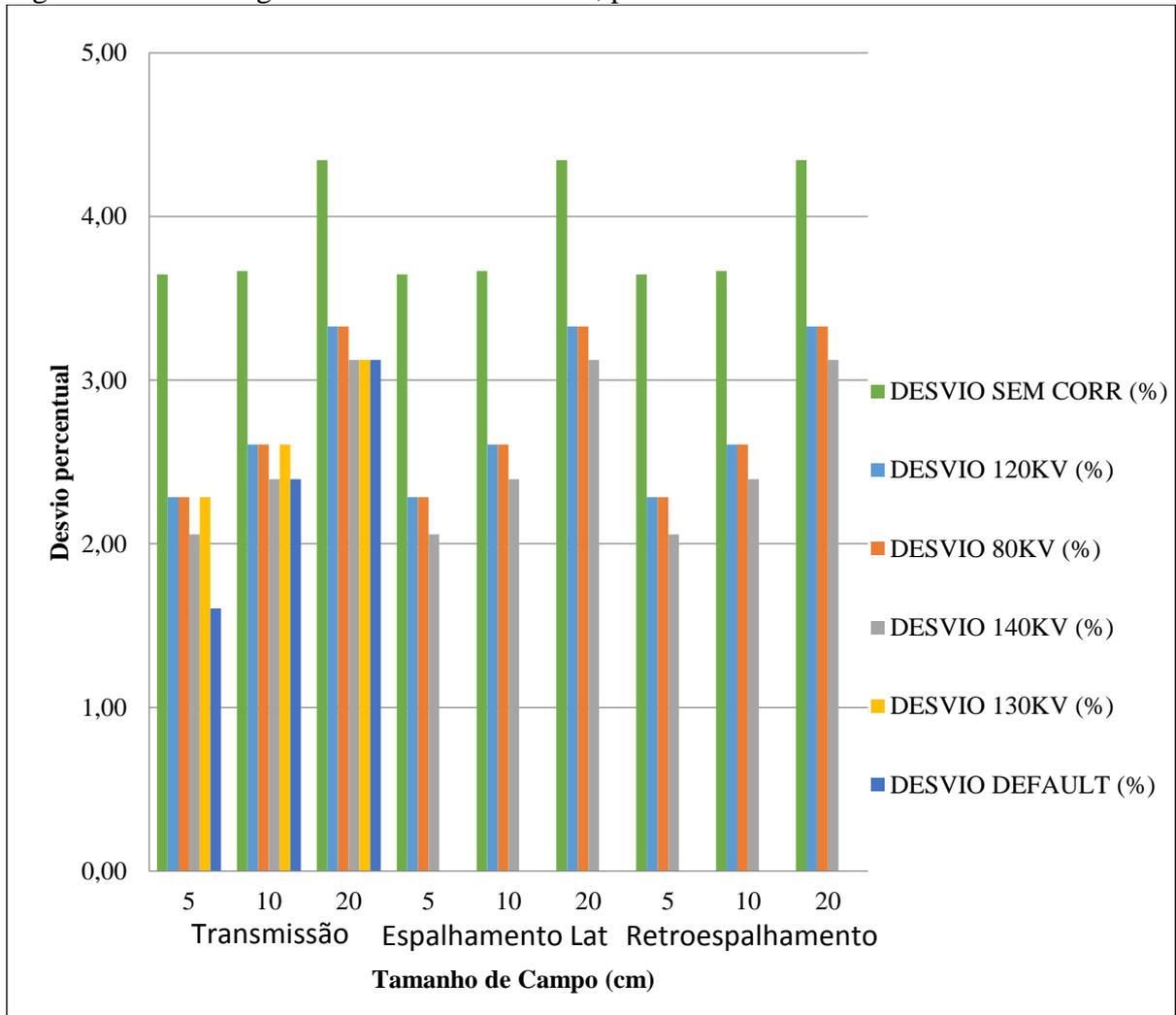


Fonte: O autor, 2018.

iv. Inseto de Acrílico

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de acrílico, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 33 a seguir:

Figura 33 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de acrílico e 15 MV

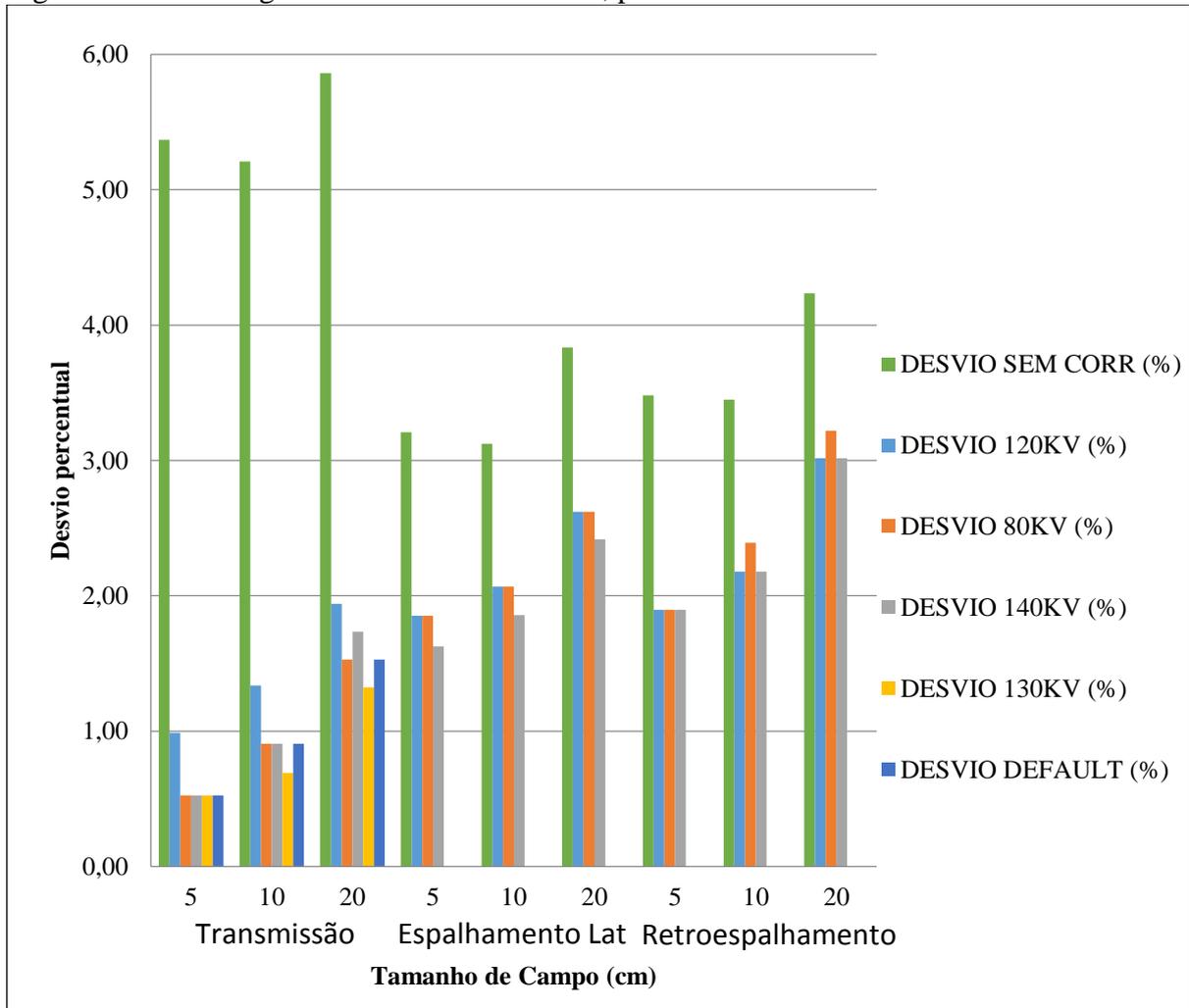


Fonte: O autor, 2018.

v. Inseto de PVC

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de PVC, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 34 a seguir:

Figura 34 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de PVC e 15 MV

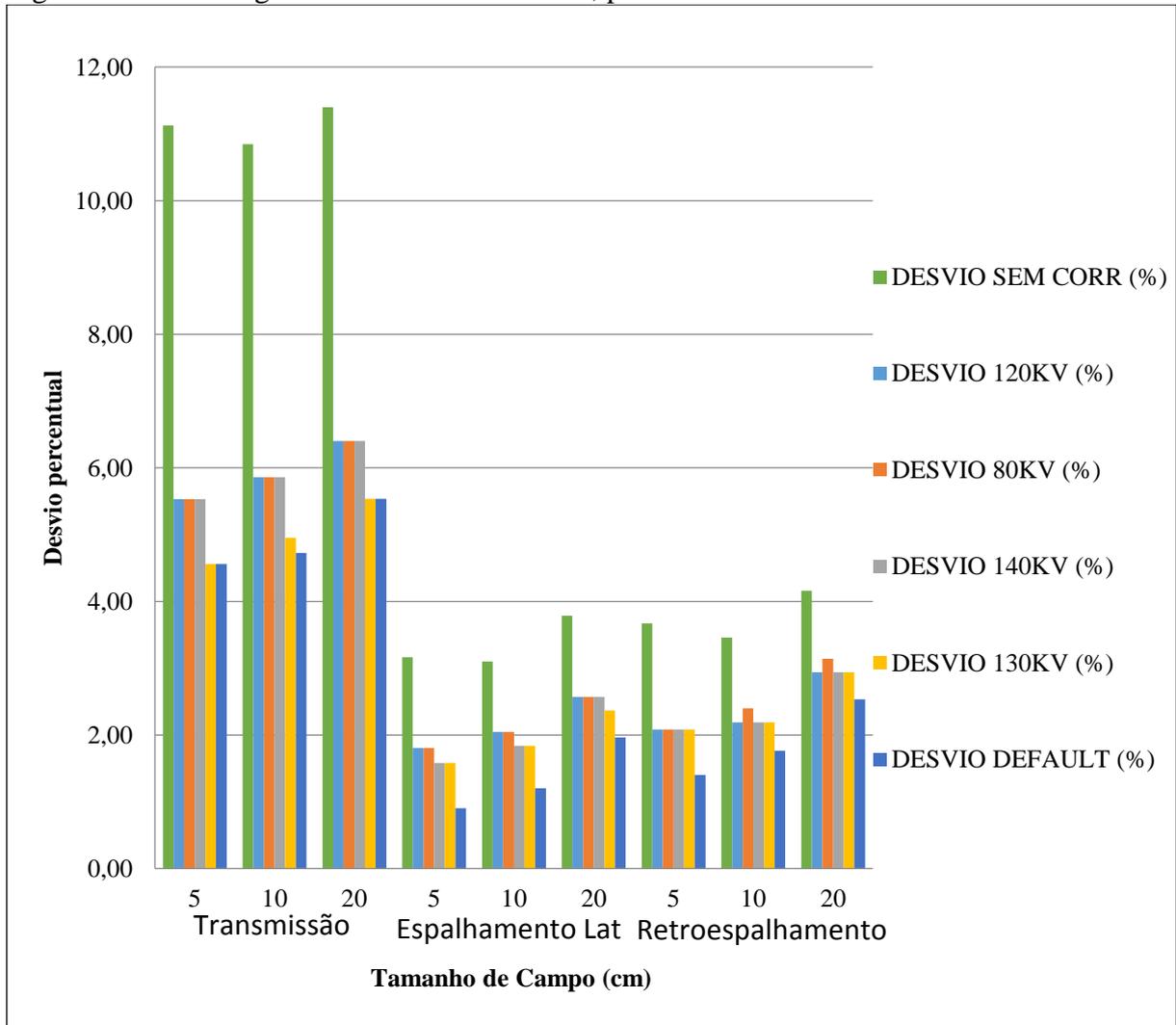


Fonte: O autor, 2018.

vi. Inseto de Alumínio

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de alumínio, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 35 a seguir:

Figura 35 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de alumínio e 15 MV

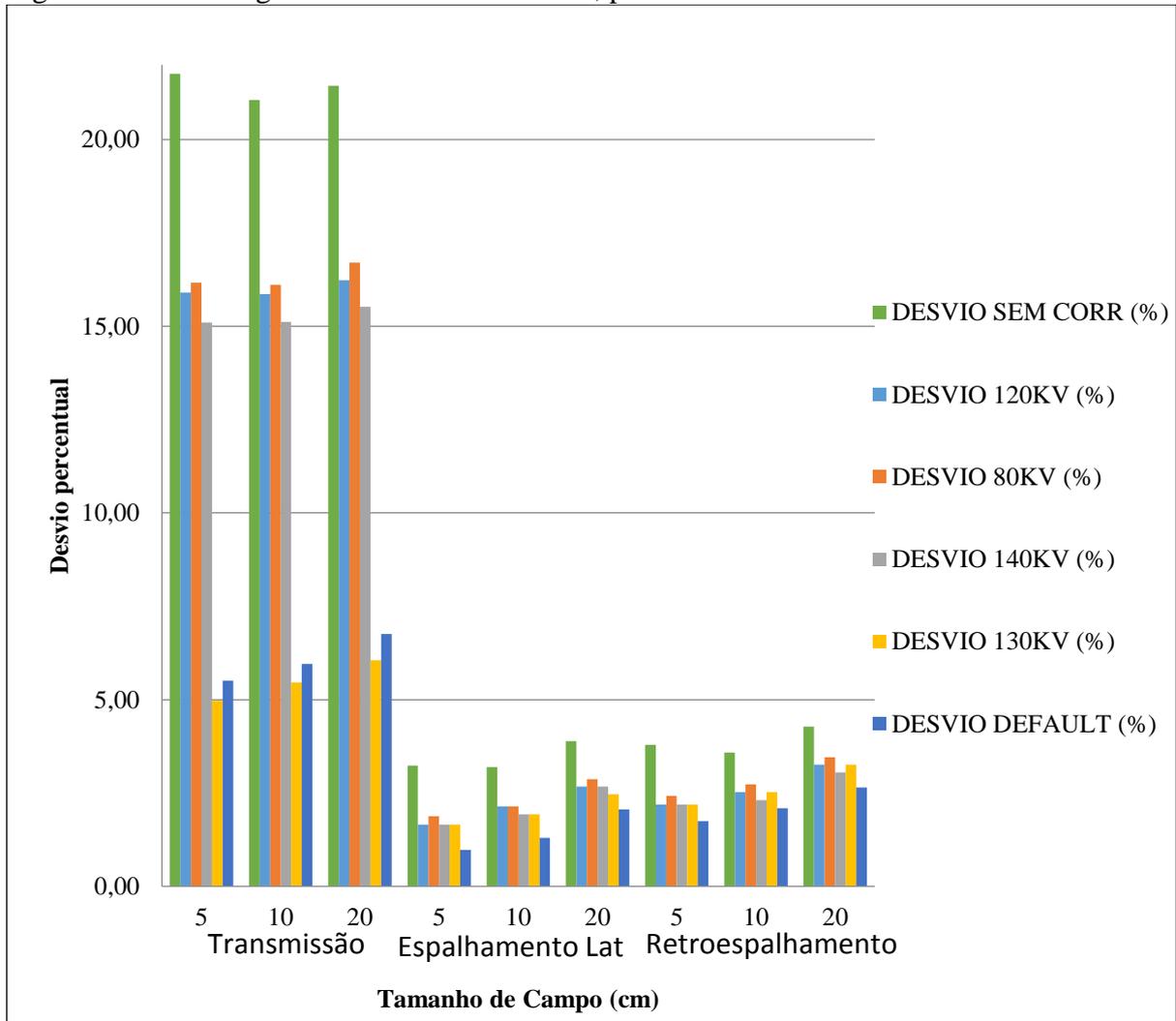


Fonte: O autor, 2018.

vii. Inseto de Titânio

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inserto de titânio, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 36 a seguir:

Figura 36 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inserto de titânio e 15 MV

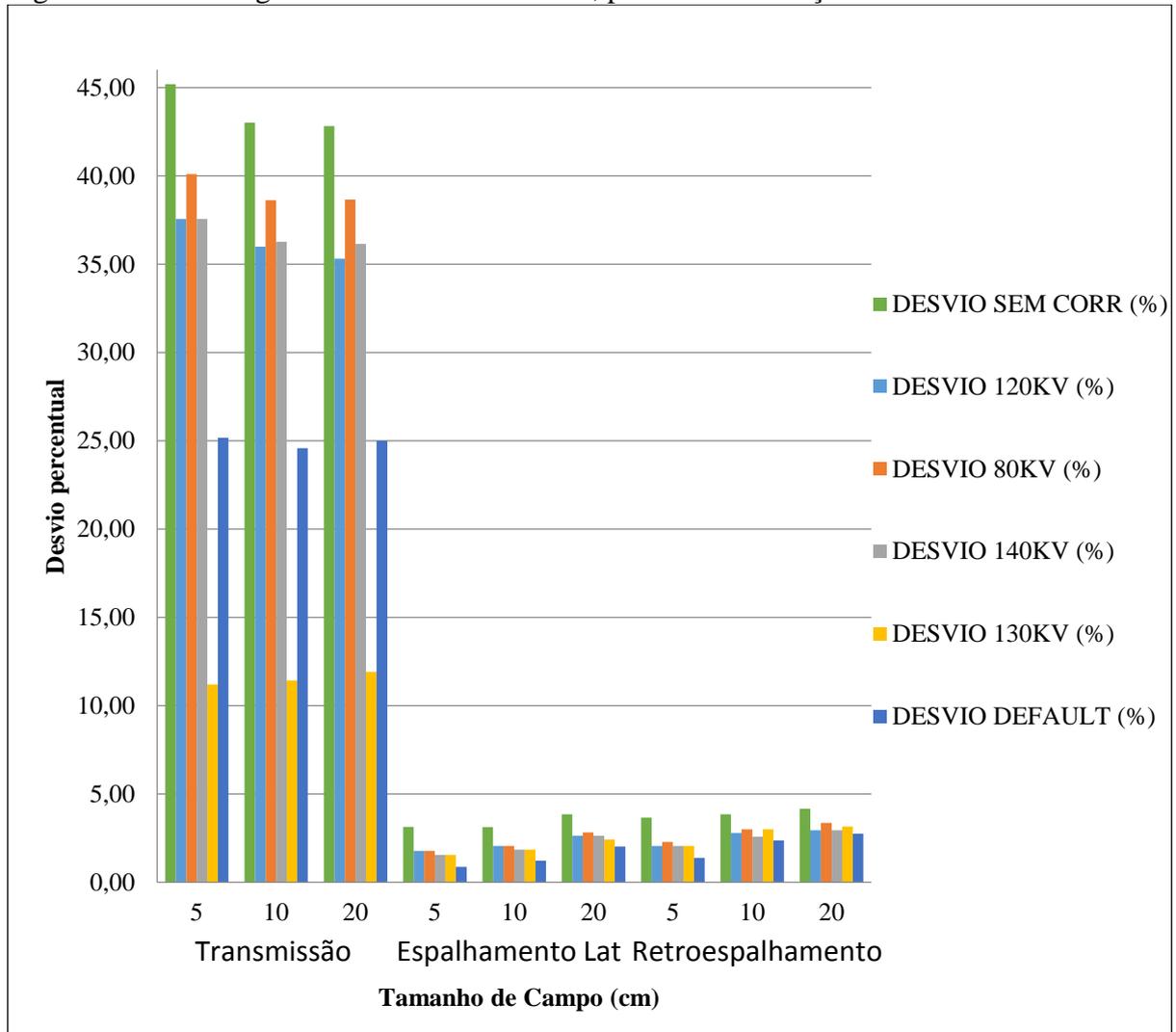


Fonte: O autor, 2018.

viii. Inseto de Aço

Os valores de doses atribuídas no volume sensível da câmara de ionização delineado em respectivos planos utilizando energia de 15 MV de fótons e os valores dos desvios para o inseto de aço, em relação aos valores medidos com a câmara de ionização para tomógrafo e cada protocolo de imagem possíveis em cada aparelho estão no Anexo C. A curva de conversão padrão do TPS Eclipse, em inglês *default*, este último utilizou-se imagens do TC3 (130 kV com escala estendida), estão dispostos na Figura 37 a seguir:

Figura 37 - Análise gráfica dos desvios obtidos, para inseto de aço e 15 MV



Fonte: O autor, 2018.

c- Análise de Transmissão, Espalhamento Lateral e Retroespalhamento

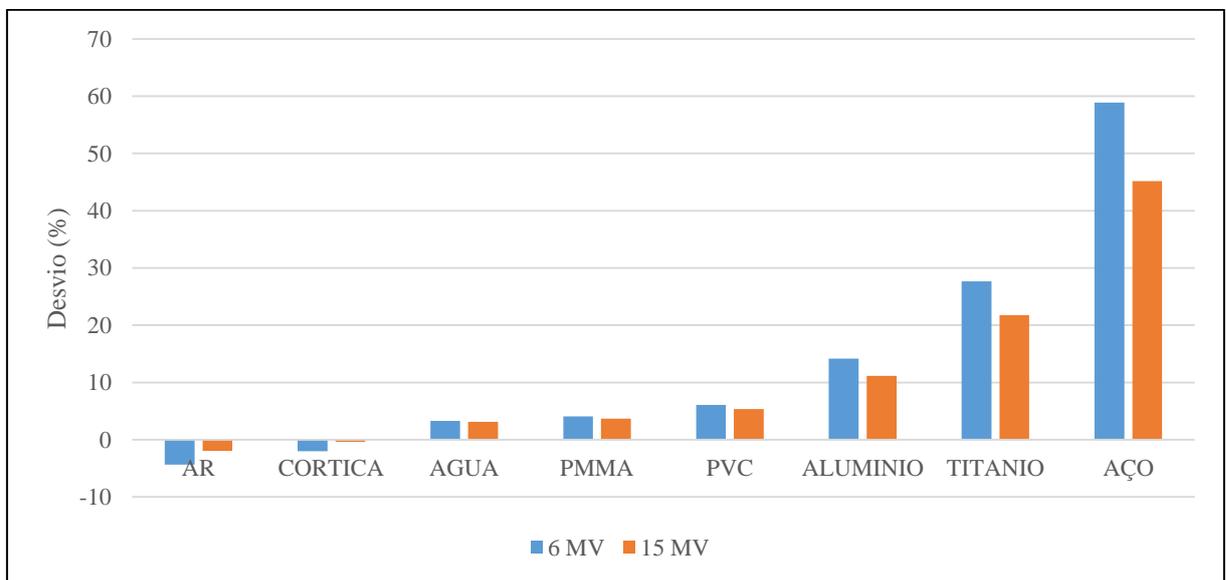
As medidas de espalhamento lateral e retroespalhamento mativeram-se muito próximas, não tendo significativas diferenças para os diferentes insertos, tamanhos de campos e até mesmo energia. Pelo projeto do fantoma de heterogeneidades, há 5,0 cm de distância entre o inserto e a câmara de ionização, sendo esta muito maior que o alcance de elétrons secundários espalhados pelo inserto de heterogeneidade, ficando a leitura da câmara de ionização somente com leitura do feixe primário e secundário espalhados pelo próprio acrílico do fantoma em distâncias menores que os 5,0 cm do inserto.

De maneira geral, a transmissão apresentou significativo desvio para diferentes densidades e protocolos de imagem de tomografia, quando comparado com o valor de dose medido. Principalmente, quando os planos sem correção de heterogeneidade foram utilizados, onde obteve-se valores de desvio mais expressivos. Os planos que utilizaram protocolos de imagem 80 kV, 120 kV e 140 kV, não apresentaram variações significativas quando foram comparados entre eles, porém ainda apresentaram um alto valor de desvio quando a heterogeneidade possui alta densidade, devido a saturação da HU em 3071 HU, citadas no item anterior. O protocolo de imagem 130 kV apresentou significativa melhora na comparação de dose absorvida pela câmara e dose no volume médio da câmara de ionização pelo TPS, isso não é devido ao protocolo de imagem de 130 kV, mas sim devido a possibilidade de utilização da ferramenta de extensão da escala de HU, haja vista que o equipamento de tomografia CT3 possui algoritmo de reconstrução 16 bits. Os planos que utilizaram a curva de conversão padrão (*default*) do TPS apresentaram resultados mais satisfatórios, com menores valores de desvio em geral, quando comparados com planos sem correção de heterogeneidade, 80 kV, 100 kV, 140 kV, porém foram análogos aos valores obtidos pelos planos 130 kV, exceto na maior densidade utilizada (aço), haja vista que a densidade do aço é muito maior que o último ponto da curva de conversão padrão (*default*) utilizada pelo TPS, como também citado no item anterior.

d- Comparativo de energias (6 MV e 15 MV)

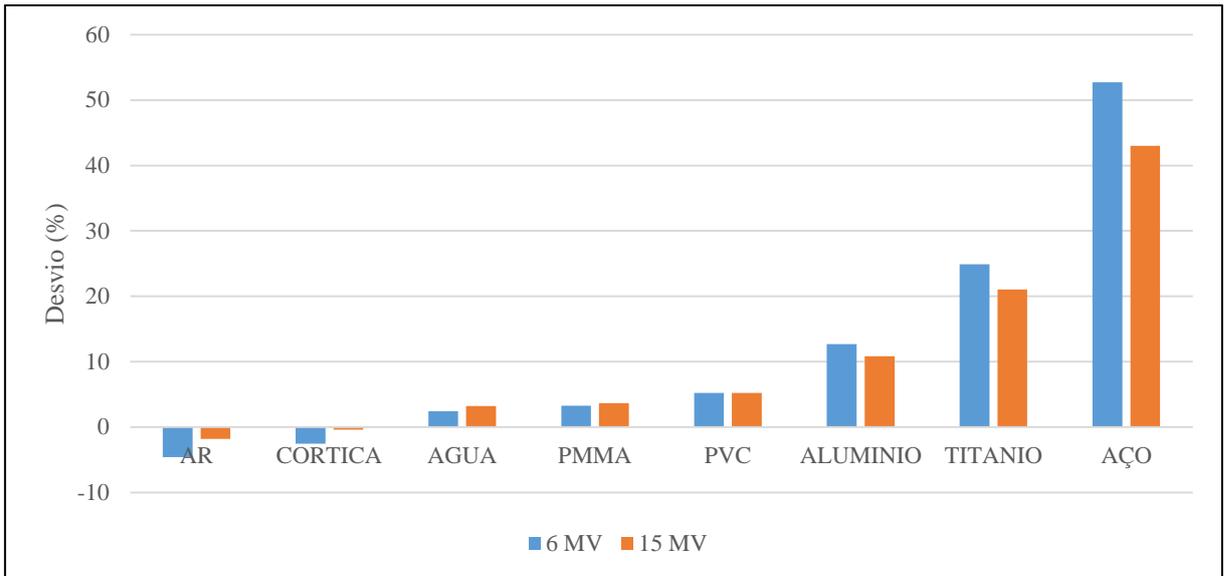
Fazendo um comparativo de energias, 6 MV e 15 MV, somente para transmissão, utilizando os planos que apresentaram desvio em condições extremas, ou seja, maiores e menores, sendo sem correção de heterogeneidade e com protocolo de imagem de 130 kV, respectivamente, separando-os pelos tamanhos de campos medidos temos as Figuras 38 a 43, a seguir:

Figura 38 – Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 5 cm por 5 cm



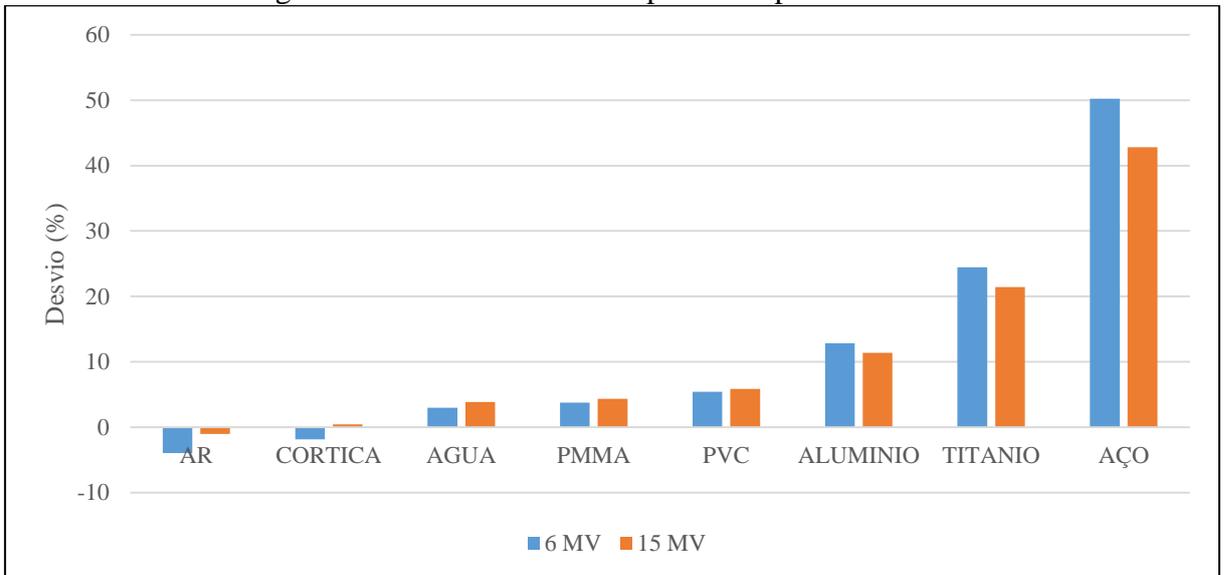
Fonte: O autor, 2018.

Figura 39 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 10 cm x10 cm



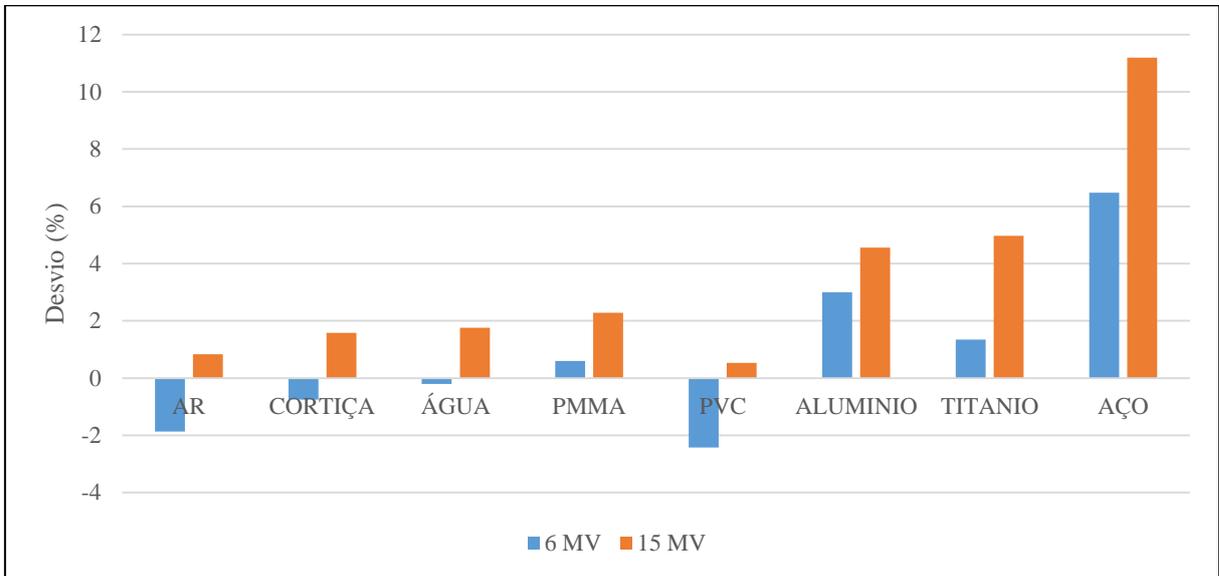
Fonte: O autor, 2018.

Figura 40 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos sem correção de heterogeneidade e tamanho de campo 20 cm por 20 cm.



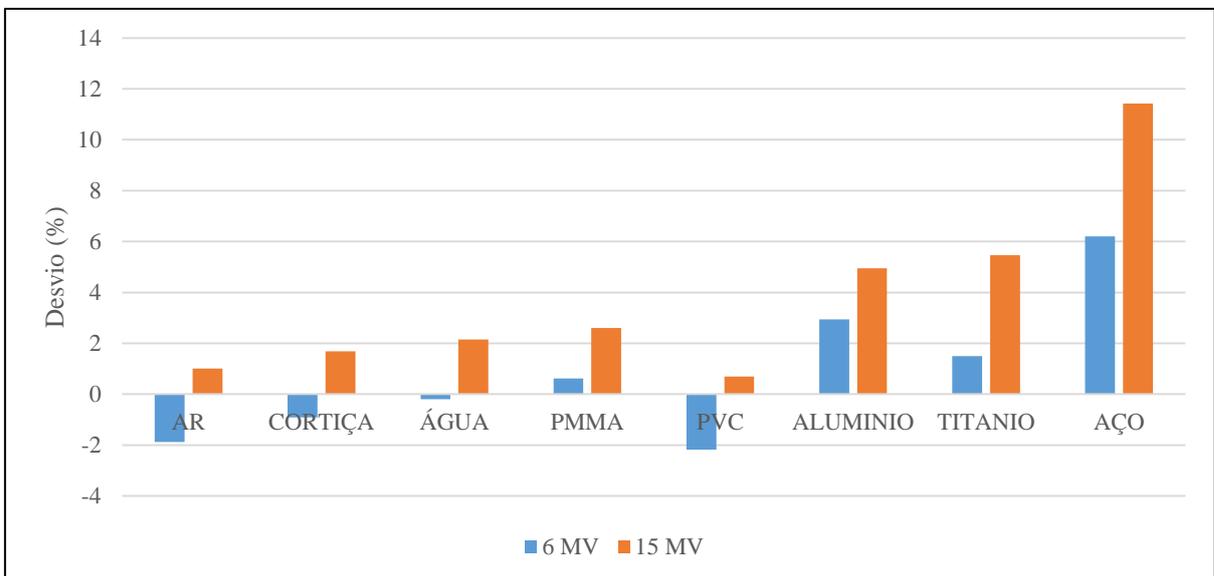
Fonte: O autor, 2018.

Figura 41 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 5 cm por 5 cm



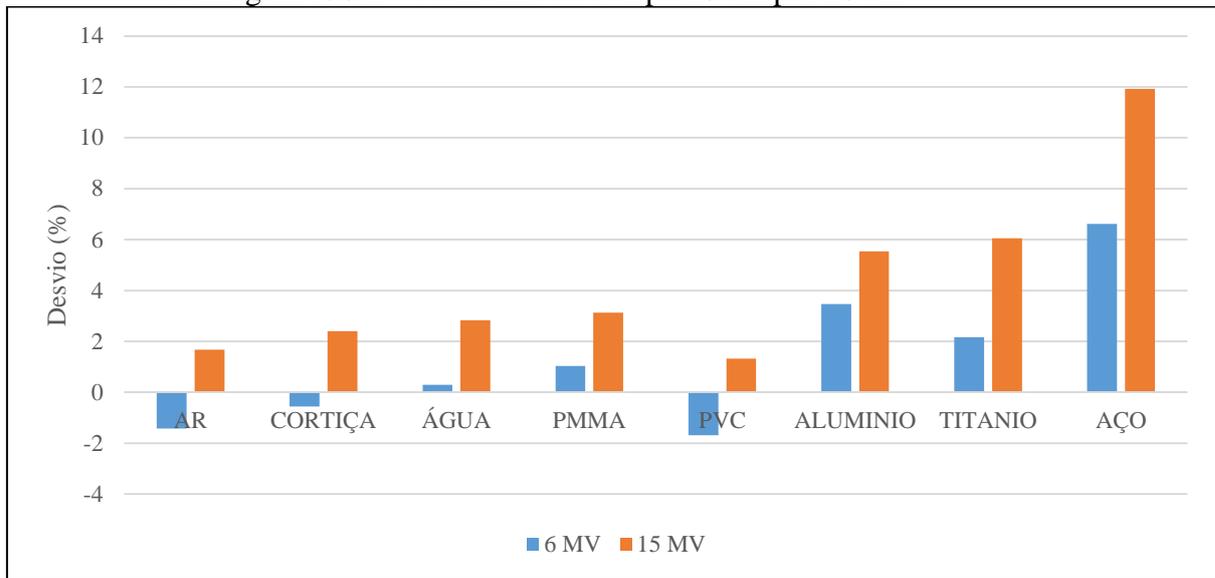
Fonte: O autor, 2018.

Figura 42 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 10 cm por 10 cm



Fonte: O autor, 2018.

Figura 43 - Análise gráfica para comparativo de energia, para planos que utilizaram protocolo de imagem 130 kV e tamanho de campo 20 cm por 20 cm



Fonte: O autor, 2018.

Foi observado que os planos sem correção de heterogeneidade apresentaram menores resultados de desvio para energia de 15 MV, quando comparado com 6 MV, haja vista que utilizando energia maiores, os valores de intensidade de radiação antes de passar a heterogeneidade são mais próximos aos valores de intensidade de radiação após passar a heterogeneidade, quando comparado com energia menores.

Já para planos com protocolo de imagem de 130 kV, o observado foi o oposto do parágrafo anterior, onde os resultados de desvio para energia de 15 MV foram maiores quando comparados com valores de 6 MV.

4.3. IMRT e VMAT, segundo TG 119, no fantoma de heterogeneidade

4.3.1. AP/PA

Como sugestão do TG119, irradia-se um campo AP (gantry 0°) e outro PA (gantry 180°) com configurações específicas (Quadro 1), com o intuito de determinar um fator de correção para leitura da câmara de ionização, ou seja, determina-se somente uma correção da

leitura em nC para cGy, onde essa correção abrange os valores de $N_{D,w}^{Co-60}$, K_{Q,Q_0} e $K_{T,p}$. Faz-se determinando qual o valor em cGy da dose calculada no ponto dividida pela leitura em nC obtida pelo conjunto dosimétrico, o resultado desse teste está na tabela a seguir:

Quadro 1 - Teste AP/PA inicial do TG 119 no fantoma de heterogeneidade

Teste	L (nC)	Dose (cGy)	FC (cGy/nC)
AP/PA	34,09	200,000	5,867

Fonte: O autor, 2018.

4.3.2. IMRT

Planos de IMRT foram executados, de maneira que os objetivos do TG119 fossem alcançados, para isso, foram utilizadas variáveis quantidade e configurações de campos, irradiados na modalidade de IMRT dinâmico, em inglês *SlidingWindow*. Os dados adquiridos estão dispostos no Quadro 2, a seguir:

Quadro 2 - Leitura, doses calculadas e medidas e diferença percentual relativo ao medido, para testes de IMRT segundo TG 119

Teste	L (nC)	Dose (cGy)	Frações	Dose Total TPS (cGy)	Dose TPS (cGy/fração)	Diferença
CS Fácil	10,760	63,127	25	1518,45	60,738	3,8%
CS Difícil	7,436	43,626	25	1045,98	41,839	4,1%
CeP	33,980	199,355	25	5022,42	200,897	-0,8%
Próstata	32,460	190,437	42	8056,07	191,811	-0,7%
Múltiplos Alvos	88,570	519,625	10	5223,42	522,342	-0,5%

Fonte: O autor, 2018.

4.3.3. VMAT (RapidArc)

Planos de VMAT (*RapidArc*) foram executados, de maneira que os objetivos do TG119 fossem alcançados, para isso, geralmente foram utilizados dois arcos, com configurações de colimadores variáveis. Os dados adquiridos estão dispostos no Quadro 3, a seguir:

Quadro 3 - Leitura, doses calculadas e medidas e diferença percentual relativo ao medido, para testes de VMAT segundo TG 119

Teste	L (nC)	Dose (cGy)	Frações	Dose Total TPS (cGy)	Dose TPS (cGy/fração)	Diferença
CS Fácil	10,080	59,138	25	1436,48	57,459	2,9%
CS Difícil	5,779	33,904	25	840,67	33,627	0,8%
CeP	33,980	199,355	25	5113,51	204,540	-2,6%
Próstata	32,800	192,432	42	8123,34	193,413	-0,5%
Múltiplos Alvos	85,740	503,021	10	5128,54	512,854	-1,9%

Fonte: O autor, 2018.

O objetivo do TG 119 é definir os “problemas” de planejamento padrão de planos de IMRT, que os físicos podem usar para testar a precisão de seus sistemas de planejamento e entrega de dose em IMRT. Os testes representam verificações totais do sistema de diferentes tipos e complexidade. As diferenças entre a medição e a medida predita podem ser causadas pela incerteza da medição, limitações na precisão dos cálculos das doses, limitações nos mecanismos de administração da dose e até mesmo a não utilização da correção de heterogeneidade nos planejamentos de IMRT. Esses testes não servirão para distinguir entre essas fontes, mas servirão para testar a precisão geral do sistema IMRT, o fator de abrangência para medidas da câmara de ionização na região alvo foi de 4,5% e para a região de baixa dose foi de 4,7%. Não foi possível fazer medidas em todas as sugestões de pontos de medida do TG119, devido as condições estruturais do fantoma de heterogeneidade. Os testes Cabeça e Pescoço (CeP), Próstata e Múltiplos Alvos (do inglês, *Multi Target*) foram

executadas medidas de alvo, onde todos para ambas as técnicas apresentaram valores satisfatórios, abaixo de 4,5%. Ambos os testes Forma C (do inglês, *C-Shape*, CS) apresentam medidas de região de baixas doses, onde ambas as técnicas apresentaram valores satisfatórios, abaixo de 4,7%.

Os planos de VMAT apresentaram diferenças nos valores medidos e planejados menores quando comparados com planos de IMRT para regiões de baixas doses, porém para regiões de alvo planos de IMRT ficaram relativamente melhores, com menores diferenças. Porém, a avaliação comparativa da qualidade dos planos IMRT-VMAT não é o objetivo deste trabalho, e sim, avaliar se ambas as técnicas são funcionais quando se utiliza correção de heterogeneidade.

4.4. Avaliação do uso da correção de heterogeneidade para casos de mama

Comparando os casos SCH e CCHR, a cobertura da dose de prescrição (Quadro 4) e a dose máxima apresentaram uma pequena diferença (Figura 45 e 46, respectivamente). A variação média do volume da isodose de 107% ($V_{107\%}$) para plano CCHR foi de aproximadamente 2,5 vezes menor que planos SCH, onde as médias das doses máximas apresentaram diferenças desprezíveis. Para pulmão o constraint $V_{20Gy} < 30\%$ e a dose média tiveram aumento, porém mantiveram-se dentro dos limites. As doses médias no coração foram similares respeitando o limite de dose de 5 Gy.

Quadro 4 - Valores das doses relativas a cobertura do PTV, para mama esquerda e fossa supra clavicular

	MAMA					
	V_{50Gy}	Dif	$V_{47,5Gy}$	Dif	$D_{95\%}$	Dif
SCH	82,50%	-	92,80%	-	46,0 Gy	-
CCH	85,70%	-3,90%	93,80%	1,00%	46,5 Gy	1,00%
CCHR	81,80%	-0,80%	92,50%	-0,30%	45,8 Gy	-0,40%
	FSC					
	V_{50Gy}	Dif	V_{45Gy}	Dif	$D_{95\%}$	Dif
SCH	44,60%	-	88,20%	-	44,06 Gy	-

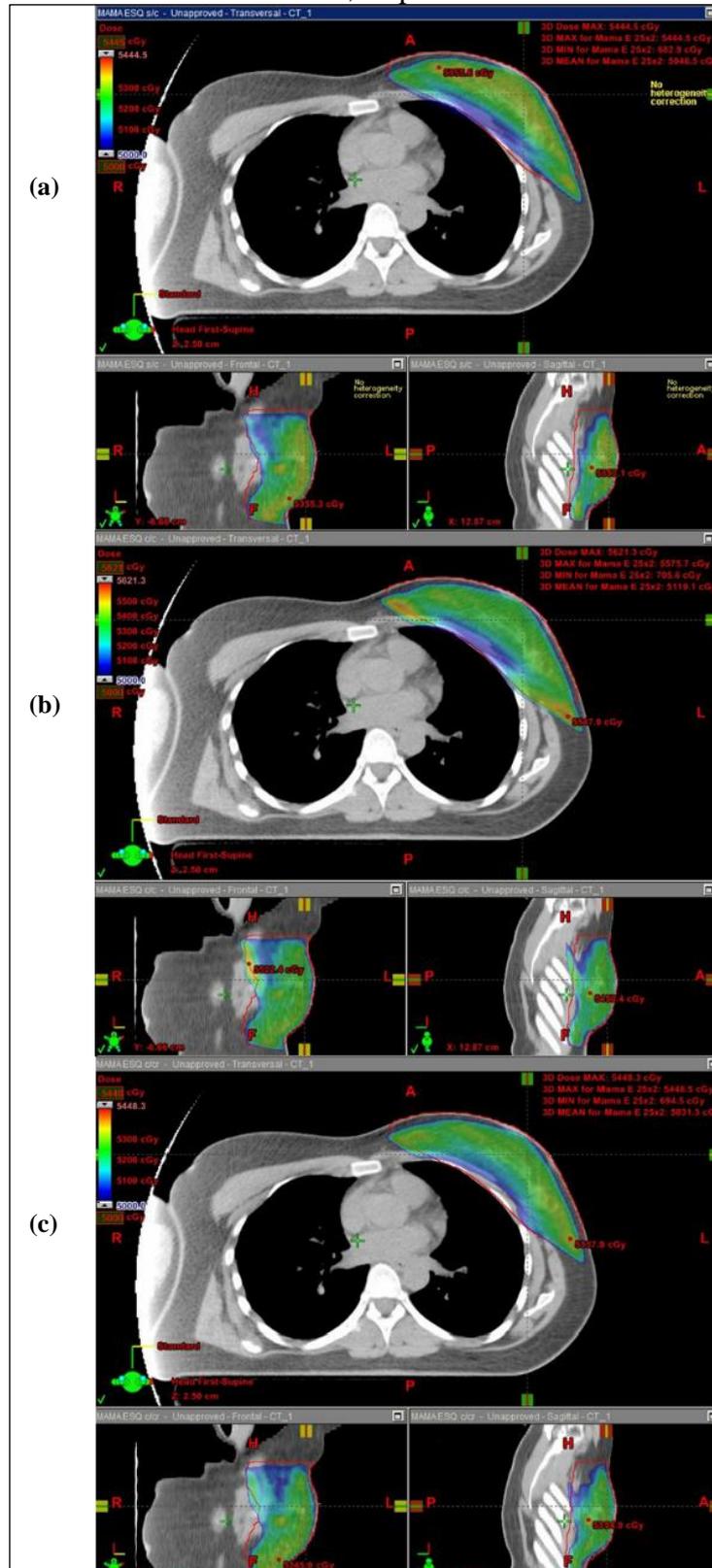
CCH	44,60%	0,00%	88,70%	0,60%	44,05 Gy	0,00%
CCHR	46,30%	3,90%	90,00%	2,10%	44,11 Gy	0,10%

Legenda: SCH representa plano sem correção de heterogeneidade, CCH representa plano com correção de heterogeneidade e CCHR representa plano com correção de heterogeneidade replanejados.

Nota: Os valores de diferença obtidos com relação ao plano SCH.

Fonte: O autor (Trabalho apresentado na modalidade de pôster no XIX CSBRT), 2017.

Figura 44 - Análise de cobertura para planos SCH, CCH e CCHR, respectivamente



Legenda: Corte axial do planejamento 3D: (a) Planejamento sem correção de heterogeneidade, (b) Planejamento com correção de heterogeneidade, (c) Replanejamento com correção de heterogeneidade.

Fonte: O autor, 2018.

Para avaliação dos planos CCH, onde foram mantidas as unidades monitoras do plano SCH, as doses no pulmão e coração apresentaram um ligeiro aumento, onde somente um caso ultrapassou o constraint de pulmão (Quadro 5), porém a característica mais notória foi no $V_{107\%}$ médio que apresentou aumento de 6 vezes quando comparado ao plano SCH e 15 vezes quando comparado ao plano CCH (Quadro 6).

Quadro 5 - Valores das doses em órgãos de risco, pulmão e coração

	V_{20Gy} PULMÃO	Diferença	D_{med} PULMÃO	Diferença	D_{med} CORAÇÃO	Diferença
SCH	20,60%	-	10,1 Gy	-	3,49 Gy	-
CCH	21,50%	4,50%	11,0 Gy	9,00%	3,49 Gy	0,20%
CCHR	21,30%	3,60%	10,8 Gy	6,50%	3,39 Gy	-2,80%

Legenda: SCH representa plano sem correção de heterogeneidade, CCH representa plano com correção de heterogeneidade e CCHR representa plano com correção de heterogeneidade replanejados.

Nota: Os valores de diferença obtidos com relação ao plano SCH.

Fonte: O autor (Trabalho apresentado na modalidade de pôster no XIX CSBRT), 2017.

Quadro 6 - Valores das doses máximas e volume da curva de 107%

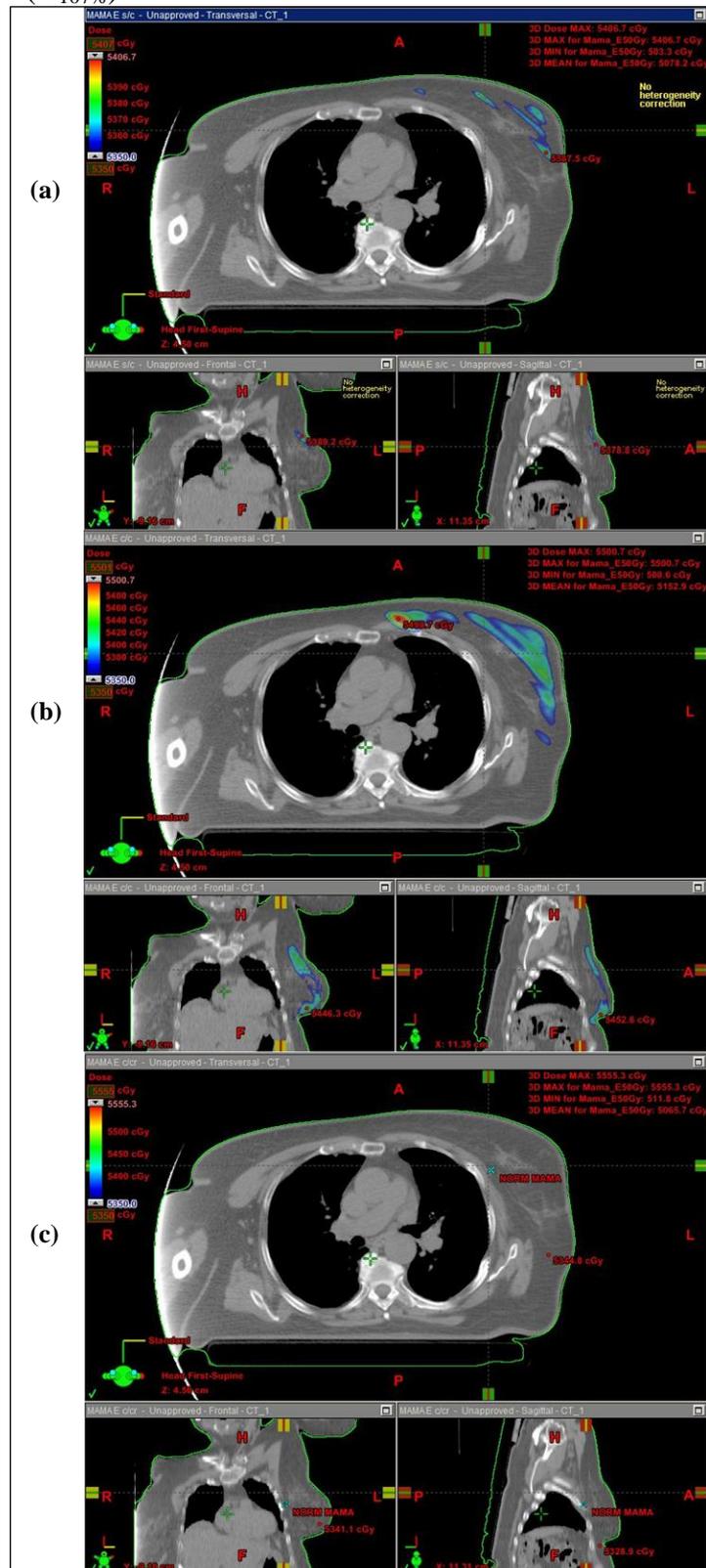
	TOTAL		MAMA			
	$D_{máx}$	Diferença	$D_{máx}$	Diferença	$V_{107\%}$	$V_{107\%}/V_{MAMA}$
SCH	56,5 Gy	-	54,2 Gy	-	65,6 cm ³	4%
CCH	56,8 Gy	0,50%	55,9 Gy	3,10%	389,1 cm ³	25%
CCHR	56,3 Gy	-0,30%	54,4 Gy	0,40%	26 cm ³	2%

Legenda: SCH representa plano sem correção de heterogeneidade, CCH representa plano com correção de heterogeneidade e CCHR representa plano com correção de heterogeneidade replanejados.

Nota: Os valores de diferença obtidos com relação ao plano SCH.

Fonte: O autor (Trabalho apresentado na modalidade de pôster no XIX CSBRT), 2017.

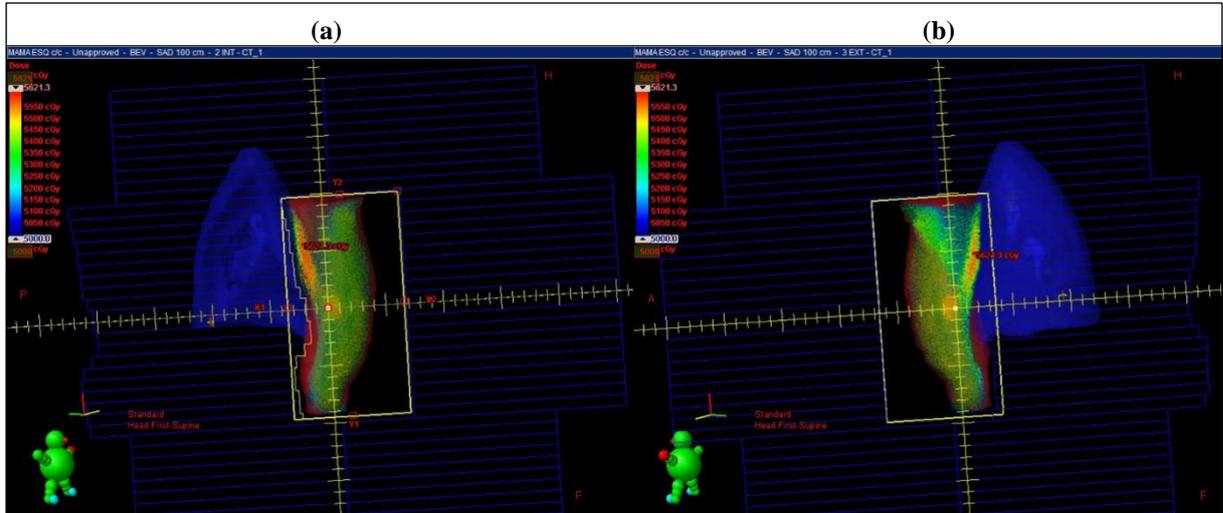
Figura 45 - Análise de volume de "ponto quente" ($V_{107\%}$)



Legenda: Corte axial do planejamento 3D: (a) Planejamento sem correção de heterogeneidade, (b) Planejamento com correção de heterogeneidade e (c) Replanejamento com correção de heterogeneidade.

Fonte: O autor.

Figura 46 - BEV dos campos internos e externos, para o mesmo plano CCHR, respectivamente



Legenda: (a) Campo aberto interno e (b) Campo aberto externo.

Fonte: O autor, 2018.

Planos sem correção de heterogeneidades (SCH) não representam a realidade do tratamento, principalmente no $V_{107\%}$. É possível fazer planos com correção de heterogeneidade tão bons ou melhores que sem correção, diminuindo consideravelmente o $V_{107\%}$, sem alterações clinicamente significativas de dose para tecidos saudáveis.

CONCLUSÃO

As recomendações dos protocolos TRS-430 e TECDOC1583 são pertinentes e muito úteis, dentro de todos os testes, há sugestão da construção do gráfico de HU *versus* DER, o qual determina o valor de Unidade Hounsfield obtido para determinado material de densidade conhecida, relacionada com a densidade de elétrons do material. Isso deve ser executado para todos os equipamentos de tomografia utilizados para planejamento, inserindo o gráfico em questão no TPS.

Há várias possibilidades de protocolos de aquisição de imagens de tomografia, relacionadas com kVp aplicado pelo equipamento. Para protocolos de imagens padrão (80 kV à 140 kV) há significativa diferença na inclinação da reta no gráfico HU *versus* DER, porém não observou diferenças significativas de desvio de dose medida e planejada.

As imagens de equipamento de tomografia de 16 bits, com escala HU estendida, resultaram em uma maior variedade de HU máximo permitido e, como resultado, pode fornecer uma estimativa mais precisa das doses nos tecidos que cercam materiais Z elevados, quando comparados com outros protocolos de imagem sem extensão de escala. Desde que o sistema de planejamento possa aceitar este tipo de imagem e o serviço de radioterapia possua essa tecnologia para aquisição de imagens, recomenda-se imagens de 16 bits.

Como citado no item 4.2.1, subitem c, os desvios de doses para protocolos padrões de imagem não foram significativos quando comparados entre os mesmos, porém quando foram utilizados os planos com o protocolo de imagem com escala estendida, os desvios de doses medidas e planejadas foram muito menores, principalmente para heterogeneidades de altas densidades.

Planos sem correção de heterogeneidade apresentaram os maiores desvios em todos os casos, sendo estes, extremamente não recomendados para execução na prática diária de planejamentos para tratamentos em radioterapia, sendo para transmissão em torno de 50-60% para energia de 6 MV e 40-45% para energia de 15 MV, para o inserto de maior densidade (Aço). Para os planos que utilizaram a curva de conversão padrão do TPS (do inglês, *default*) os desvios de doses medidas e planejadas foram muito satisfatórios, sendo este, em vários momentos valores menores que o protocolo que utilizou escala estendida.

Para serviços que não possuem a possibilidade de utilizar os insertos de diferentes densidades conhecidas, a utilização do gráfico padrão do TPS para execução de planejamentos de tratamento de radioterapia, segundo este trabalho, é o método mais eficiente

para garantir que a dose planejada seja administrada corretamente, quando comparados com planos sem correção de heterogeneidade.

Segundo TG119, há a recomendação preferencial para utilização da correção da heterogeneidade, porém os planejamentos do TG119 são inseridos em placas de água sólida, sendo este um fantoma homogêneo, dificultando a avaliação dos planejamentos segundo as heterogeneidades. Neste trabalho, os planejamentos foram inseridos em um fantoma com diferentes heterogeneidades, desde ar até o PVC, onde os resultados de diferenças de doses medidas e planejadas ficaram abaixo de 4%, validando a execução de planejamentos de IMRT e VMAT utilizando a correção de heterogeneidade.

Os planos de mama esquerda sem correção de heterogeneidades (SCH) não representam a realidade da execução do tratamento, principalmente considerando o $V_{107\%}$. Alteração da localização do volume quente, devido a heterogeneidade do pulmão, maior contribuição dos campos opostos, diminuição do caminho radiológico efetivo com entrada e saída próximo ao pulmão (Figura 46).

Planos de mama esquerda com correção de heterogeneidade (CCHR) são mais próximos a distribuição e administração de dose do tratamento quando comparados com planos sem correção de heterogeneidade, onde foi observado perda não significativa na cobertura, manteve-se valor do ponto quente, porém com diminuição do volume quente ($V_{107\%}$) e ainda assim mantiveram-se os limites dos OAR's respeitados.

REFERÊNCIAS

- ARANGO, E.T.M. “Integración de las curvas DER (Densidad Electrónica Relativa) al proceso de verificación dosimétrica de um planificador de tratamientos 3D-conformados para radioterapia.” Tese de Mestrado, 2009.
- ATTIX, FRANK HERBERT. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004.
- CURTIS, H, N RICHMOND, K BURKE, e C WALKER. “Determination of monitor unit check tolerances based on a comparison with measurement and treatment planning system data.” *Medical Dosimetry*, 2013: 81-87.
- EZZEL, G.A, et al. *IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119*. AAPM, 2009.
- FRASS, B, et al. *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*. AAPM, 1998.
- GERSHKEVITSHA, E, et al. “Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study.” *Elsevier Ireland Ltda*, 2008.
- GLIDE-HURST, C., D. CHEN, H. ZHONG, e I. J. CHETTY. “Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT.” *Medical Physics*, 2013: Vol. 40.
- GUAN, H, F YIN, e J HO KIM. “Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings.” *IOP Publishing Ltd.*, 2002.
- KAPPAS, C, e J.C ROSENWALC. “Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems.” *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 32, n. N° 3 (1995): 847-858.
- KOHNO, R, et al. “Dosimetric verification in inhomogeneous phantom geometries for the XiO radiotherapy treatment planning system with 6-MV photon beams.” *Radiol Phys Technol*, 2009: 87-96.
- LIU, Q, J LIANG, C.W STANHOPE, e D YAN. “The effect of density variation on photon dose calculation and its impact on intensity modulated radiotherapy and stereotactic body radiotherapy.” *Medical Physics* 43, 2016.
- METCALFE, P.E, e W.A BECKHAM. “Radiotherapy Planning Accuracy in Terms of C.T. Numbers and Inhomogeneity Correction Techniques.” *Australis Radio*, 1988: 371-379.
- MIJNHEER, B.J, S HEUKELOM, J.H LANSON, L.J VAN BATTUM, N.A.M VAN BREE, e G VAN TIENHOVEN. “Should inhomogeneity corrections be applied during treatment planning of tangential breast irradiation? .” *Elsevier Science Publischer*, 1991.

- MUTIC, S, et al. *Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process*. AAPM, 2003.
- NELSON, V., e A. GRAY. “Changes in CT number of high atomic number materials with field of view when using an extended CT number to electron density curve and a metal artifact reduction reconstruction algorithm.” *Electronic Presentation Onlin System*, 2014: R-0094.
- ROBINSON, DON. “Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm.” *Journal of applied clinical medical physics*, 02 de Fevereiro de 2008: Vol 9.
- SAITO, M. “Technical Note: Relation between dual-energy subtraction of CT images for electron density calibration and virtual monochromatic imaging. .” *Medical Physics* 42, 2015.
- SAITO, M, e M TSUKIHARA. “Technical Note: Exploring the limit for the conversion of energy-subtracted CT number to electron density for high-atomic-number materials.” *Medical Physics* 41, 2014.
- SAW, CHENG B, ALPHONSE LOPER, KRISHNA KOMANDURI, TONY COMBINE, SAIFUL HUQ, e CAROL SCICUTELLA. *Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems*. ELSEVIER, 2005, 145-148.
- SAXENA, R, e P HIGGINS. “Measurement and evaluation of inhomogeneity corrections and monitor unit verification for treatment planning.” *Medical Dosimetry* 35, n. N° 1 (2010): 19-27.
- TAUHATA, LUIZ, SALATI, LUIZ, DI PRINZIO, RENATO, e DI PRINZIO, ANTONIETA R. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), 2014.
- TECDOC 1540. *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*. Vienna: IAEA, 2007.
- TECDOC 1583. *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. Vienna: IAEA, 2008.
- TG 23. *The measurement, reporting, and management of Radiation Dose in CT*. Report 96, AAPM, 2008.
- TG39. *Specification and acceptance testing of computed tomography scanners*. AAPM, 1993.
- THOMAS, S J. “Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning.” *The British Journal of Radiology*, 1999: 781-786.
- TRS 430. *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Vienna: IAEA, 2004.
- TSUKIHARA, M, Y NOTO, R SASAMOTO, T HAYAKAWA, e M SAITO. “Initial implementation of the conversion from the energy-subtracted CT number to electron density in tissue inhomogeneity corrections: An anthropomorphic phantom study of radiotherapy treatment planning.” *Medical Physics* 42, 2015.

WILLIAMS, G, M TOBLER, D GAFFNEY, J MOELLER, e D.D LEAVITT. "Dose calculation errors due to inaccurate representation of heterogeneity correction obtained from computerized thomography." *Medical Dosimetry* 27, n. N° 4 (2002): 275-278.

YUEN, K, J McPARLAND, e R.O KORNELSEN. "A differential method for inhomogeneity correction on dose in a photon beam." *Medical Physics* 11, 15, 1984.

ANEXO A - Dados das curvas de conversão com e sem meio (água) entre insertos

Neste anexo estão presentes os dados obtidos, os valores das Densidade de Elétrons (DE), Densidade Relativa de Elétrons (DER), calculadas com referência a água, valores dos valores de Unidade Hounsfield (HU), e respectivo Desvio Padrão (SD) para os protocolos de 80 kV, 120 kV e 140 kV, sem água e com água com meio entre os insertos.

Quadro 7 - Dados de DER e HU, para protocolo 80 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.

Material	DE ($\times 10^{23}$)	DER	80 kV SEM ÁGUA		80 kV COM ÁGUA	
			HU	SD	HU	SD
Osso	6,6	1,98	2684,9	26,52	2432,1	61,57
Osso	6,134	1,84	2345,2	29,35	1933,2	52,97
Osso	5,663	1,70	1993,8	17,84	1662,6	55,4
Osso	5,243	1,57	1614,4	18,72	1422,4	44,86
Osso	4,862	1,46	1334,6	14,9	1241	30,19
Osso	3,73	1,12	392,8	6,3	355,2	25,11
Fígado	3,516	1,05	50,8	5,93	48,8	25,05
Músculo	3,483	1,04	46,4	4,1	45	24,88
Água	3,34	1,00	-	-	-3,9	25,68
Mama	3,261	0,98	-58,8	3,87	-50,2	24,52
Tecido Adiposo	3,171	0,95	-95,6	3,5	-84,6	22,25
Pulmão (Ex)	1,632	0,49	-482,9	3,54	-496,5	66,94
Pulmão (in)	0,634	0,19	-834	4,15	-822,9	16,81

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 8- Dados de DER e HU, para protocolo 120 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.

Material	DE ($\times 10^{23}$)	DER	120 kV SEM ÁGUA		120 kV COM ÁGUA	
			HU	SD	HU	SD
Osso	6,6	1,98	1963,6	20,05	1833,1	27,3
Osso	6,134	1,84	1725,6	16,86	1602,2	21,05
Osso	5,663	1,70	1469,7	9,66	1368,9	23,23
Osso	5,243	1,57	1193,3	18,32	1110,3	22,31
Osso	4,862	1,46	973,9	17,25	968,5	16,66
Osso	3,73	1,12	283,1	5,1	253,6	13,85

Fígado	3,516	1,05	47,1	3,47	50,4	11,07
Músculo	3,483	1,04	42,7	3,73	46,9	9,98
Água	3,34	1,00	-	-	-0,7	16,88
Mama	3,261	0,98	-49,8	3,5	-39,3	9,17
Tecido Adiposo	3,171	0,95	-78,1	2,28	-65,6	11,12
Pulmão (Ex)	1,632	0,49	-489,9	2,27	-496,1	61,18
Pulmão (in)	0,634	0,19	-828,4	8,1	-818,5	11,05

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 9 - Dados de DER e HU, para protocolo 140 kV, na configuração sem e com água, respectivamente.

Material	DE (x10 ²³)	DER	140 KV SEM ÁGUA		140 KV COM ÁGUA	
			HU	SD	HU	SD
Osso	6,6	1,98	1778,2	13,79	1670,7	22,69
Osso	6,134	1,84	1551,3	9,26	1455,2	21,86
Osso	5,663	1,70	1326,3	11,17	1245,6	23,35
Osso	5,243	1,57	1088,6	11,87	1012,6	24,65
Osso	4,862	1,46	881,8	7,83	875,6	12,93
Osso	3,73	1,12	255,2	3,79	228,5	11,92
Fígado	3,516	1,05	46,1	2,17	49,5	9,43
Músculo	3,483	1,04	41,9	2,95	46,8	9,73
Água	3,34	1,00	-	-	-0,7	10,14
Mama	3,261	0,98	-47,2	-47,2	-35,4	6,13
Tecido Adiposo	3,171	0,95	-72,3	72,3	-60,5	7,92
Pulmão (Ex)	1,632	0,49	-487,6	487,6	-493,2	53,79
Pulmão (in)	0,634	0,19	-827,7	827,7	-818,4	8,08

Fonte: O autor, 2018.

ANEXO B – Dados da curva de conversão para tomógrafos citados

Neste anexo estão presentes os dados obtidos, os valores das Densidade Relativa de Elétrons (DER), calculadas com referência a água, valores dos valores de Unidade Hounsfield (HU), e respectivo Desvio Padrão (SD) para os protocolos de 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV, para os diferentes tomógrafos TC1, São José e TC3.

Quadro 10 - Dados de DER e HU, para tomógrafo TC1 (GE LightSpeed), nos protocolos 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV.

DER	80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD
1,98	2432,1	61,57	2075	34,55	1833,1	27,3	1670,7	22,69
1,84	1933,2	52,97	1791,2	33,24	1602,2	21,05	1455,2	21,86
1,70	1662,6	55,4	1543,5	26	1368,9	23,23	1245,6	23,35
1,57	1422,4	44,86	1261,8	24,95	1110,3	22,31	1012,6	24,65
1,46	1241	30,19	1105,4	24,45	968,5	16,66	875,6	12,93
1,12	355,2	25,11	293,9	20,12	253,6	13,85	228,5	11,92
1,05	48,8	25,05	53,5	18,35	50,4	11,07	49,5	9,43
1,04	45	24,88	49,6	19,16	46,9	9,98	46,8	9,73
1,00	-3,9	25,68	-1,1	15,81	-0,7	16,88	-0,7	10,14
0,98	-50,2	24,52	-43	10,64	-39,3	9,17	-35,4	6,13
0,95	-84,6	22,25	-71,7	14,75	-65,6	11,12	-60,5	7,92
0,49	-496,5	66,94	-496,5	64,32	-496,1	61,18	-493,2	53,79
0,19	-822,9	16,81	-818,4	12,05	-818,5	11,05	-818,4	8,08

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 11 - Dados de DER e HU, para tomógrafo São José (GE LightSpeed), nos protocolos 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV.

DER	80 kV		100 kV		120 kV		140 kV	
	HU	SD	HU	SD	HU	SD	HU	SD
1,98	2507,2	32,23	2123,6	24,25	1888,3	19,96	1722,3	11,27
1,84	2212,7	27,84	1874,9	16,59	1653	15,7	1502,6	12,34
1,70	1909	32,25	1609,8	17,23	1413,5	13,73	1283,3	12,05
1,57	1527,1	31,21	1275,8	18,57	1128,6	13,65	1026,1	14,09
1,46	1273,8	26,89	1062,5	18,52	935,6	12,84	852,2	10,06
1,12	367,3	29,17	301,9	15,44	264,9	13,83	241,2	10,54

1,05	58,4	19,47	55	11,9	52,6	9,32	53,3	8,43
1,04	54,9	22,14	50,7	10,24	51,3	10,77	49,5	9,14
1,00	0,3	19,63	0,5	15,23	2,1	8,63	2,7	7,25
0,98	-49,2	11,71	-42,3	12,23	-37	6,91	-34,5	8,2
0,95	-82,8	19,96	-71,1	14,46	-63,6	10,28	-57,9	8,13
0,49	-475,4	15,56	-474,6	10,89	-476,3	6,59	-477	4,54
0,19	-815,9	15,65	-816,7	9,47	-814,6	6,19	-813,4	5,06

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 12 - Dados de DER e HU, para tomógrafo TC3 (Siemens Perspective), nos protocolos 80 kV, 110 kV e 130 kV.

DE (x10 ²³)	DER	80 kV		110 kV		130 kV	
		HU	SD	HU	SD	HU	SD
23,101	6,92	8566,3	63,2	-	-	10196,8	65,65
12,475	3,74	8827,4	46,79	-	-	6947,3	20,86
6,6	1,98	2329,7	45,21	1879,7	12,92	1704,3	10,85
6,134	1,84	1963,8	46,11	1613,4	20,81	1451,6	17,86
5,663	1,70	1714,7	37,39	1375,3	19,93	1240,7	14,61
5,243	1,57	1401,2	29,72	1117,8	11,39	1005,9	13,55
4,862	1,46	1226,8	22,36	964	6,96	861,5	6,64
3,73	1,12	335,8	16,8	254,6	11,29	226,7	8,9
3,516	1,05	44,1	18,97	44,6	9,96	43,2	5,56
3,483	1,04	43,2	13,14	43,8	6,38	42,7	4,89
3,34	1,00	0,6	9,05	-0,7	8,07	-0,3	5,78
3,261	0,98	-53,8	10,41	-43,1	4,29	-39,1	3,43
3,171	0,95	-88,8	13,91	-75,8	6,45	-69,2	5,16
1,632	0,49	-487,1	12,66	-480,1	5,96	-478,6	5,87
0,634	0,19	-812,5	10,21	-814,3	8,04	-813,7	6,47

Fonte: O autor, 2018.

ANEXO C – Dados das medidas de transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral e respectivo desvio de dose medida e calculada pelo TPS

Neste anexo estão presentes os dados obtidos para a dose absorvida no volume sensível da câmara de ionização para planos sem correção de heterogeneidade e com correção de heterogeneidade, referentes a transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, com variação de tamanhos de campos e energia. Assim como os valores das diferenças de dose medida e calculada pelo TPS.

Quadro 13- Dados de dose média em plano sem correção de heterogeneidade para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
6 MV	38,80	42,70	45,80	38,80	42,70	45,80	38,80	42,70	45,80
15 MV	45,70	48,90	51,30	45,70	48,90	51,30	45,70	48,90	51,30

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 14 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	40,56	44,74	47,68	37,22	41,33	44,18	37,15	41,17	43,98
TC1 80 KV (cGy)	40,10	44,30	47,40	37,60	41,70	44,70	37,60	41,60	44,70
TC1 120 KV (cGy)	40,00	44,20	47,30	37,50	41,60	44,60	37,50	41,50	44,60
TC1 140 KV (cGy)	39,90	44,10	47,20	37,40	41,50	44,50	37,60	41,60	44,60
TC3 130 KV (cGy)	39,80	43,90	47,00	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	39,60	43,70	46,80	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 15 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	-4,33	-4,56	-3,94	4,23	3,32	3,68	4,44	3,71	4,14

DESVIO 80 KV (%)	-1,13	-0,98	-0,59	1,01	0,90	1,19	1,21	1,04	1,64
DESVIO 120 KV (%)	-1,37	-1,21	-0,80	0,74	0,66	0,96	0,94	0,80	1,41
DESVIO 140 KV (%)	-1,62	-1,43	-1,01	0,47	0,42	0,74	1,21	1,04	1,41
DESVIO 130 KV (%)	-1,87	-1,88	-1,43	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	-2,36	-2,32	-1,85	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 16 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	39,60	43,80	46,66	37,43	41,48	44,40	37,24	41,33	44,08
TC1 80 KV (cGy)	39,30	43,50	46,60	37,60	41,60	44,70	37,60	41,60	44,70
TC1 120 KV (cGy)	39,30	43,40	46,50	37,50	41,50	44,60	37,50	41,60	44,60
TC1 140 KV (cGy)	39,20	43,40	46,50	37,40	41,50	44,50	37,50	41,60	44,60
TC3 130 KV (cGy)	39,30	43,40	46,40	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	39,00	43,10	46,20	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 17 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	-2,02	-2,51	-1,84	3,67	2,93	3,15	4,20	3,32	3,90
DESVIO 80 KV (%)	-0,76	-0,68	-0,13	0,46	0,28	0,67	0,98	0,66	1,41
DESVIO 120 KV (%)	-0,76	-0,91	-0,34	0,20	0,04	0,45	0,71	0,66	1,18
DESVIO 140 KV (%)	-1,01	-0,91	-0,34	-0,07	0,04	0,22	0,71	0,66	1,18
DESVIO 130 KV (%)	-0,76	-0,91	-0,55	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	-1,51	-1,59	-0,98	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 18 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 6 MV.

	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
--	-------------	--	--	-------------------	--	--	------------------	--	--

Campo (cm)	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	37,58	41,68	44,47	37,29	41,35	44,17	37,17	41,19	44,00
TC1 80 kV (cGy)	37,80	41,90	45,00	37,60	41,60	44,70	37,60	41,70	44,80
TC1 120 kV (cGy)	37,80	41,90	44,90	37,50	41,60	44,60	37,50	41,60	44,60
TC1 140 kV (cGy)	37,70	41,70	44,80	37,40	41,50	44,50	37,50	41,60	44,70
TC3 130 kV (cGy)	37,50	41,60	44,60	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	37,40	41,50	44,60	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 19 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	3,26	2,44	2,99	4,05	3,26	3,70	4,40	3,67	4,08
DESVIO 80 kV (%)	0,59	0,52	1,19	0,84	0,60	1,21	1,17	1,24	1,81
DESVIO 120 kV (%)	0,59	0,52	0,97	0,57	0,60	0,98	0,90	1,00	1,35
DESVIO 140 kV (%)	0,33	0,04	0,74	0,30	0,36	0,76	0,90	1,00	1,58
DESVIO 130 kV (%)	-0,20	-0,20	0,29	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	-0,47	-0,44	0,29	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 20 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	37,28	41,35	44,14	37,28	41,35	44,14	37,28	41,35	44,14
TC1 80 kV (cGy)	37,50	41,60	44,70	37,50	41,60	44,70	37,50	41,60	44,70
TC1 120 kV (cGy)	37,60	41,70	44,70	37,60	41,70	44,70	37,60	41,70	44,70
TC1 140 kV (cGy)	37,50	41,50	44,60	37,50	41,50	44,60	37,50	41,50	44,60
TC3 130 kV (cGy)	37,50	41,60	44,60	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	37,20	41,30	44,40	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 21 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	4,09	3,28	3,76	4,09	3,28	3,76	4,09	3,28	3,76
DESVIO 80 kV (%)	0,60	0,61	1,26	0,60	0,61	1,26	0,60	0,61	1,26
DESVIO 120 kV (%)	0,87	0,86	1,26	0,87	0,86	1,26	0,87	0,86	1,26
DESVIO 140 kV (%)	0,60	0,37	1,04	0,60	0,37	1,04	0,60	0,37	1,04
DESVIO 130 kV (%)	0,60	0,61	1,04	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	-0,20	-0,11	0,58	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 22 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	36,59	40,58	43,43	37,48	41,51	44,42	37,26	41,37	44,13
TC1 80 kV (cGy)	35,80	39,80	42,80	37,60	41,60	44,70	37,60	41,70	44,80
TC1 120 kV (cGy)	36,00	40,00	43,00	37,50	41,60	44,60	37,50	41,60	44,70
TC1 140 kV (cGy)	35,80	39,80	42,90	37,40	41,50	44,50	37,50	41,70	44,70
TC3 130 kV (cGy)	35,70	39,70	42,70	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	35,70	39,80	42,80	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 23 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	6,05	5,22	5,45	3,53	2,87	3,11	4,13	3,22	3,78
DESVIO 80 kV (%)	-2,15	-1,93	-1,46	0,33	0,22	0,63	0,91	0,80	1,51
DESVIO 120 kV (%)	-1,60	-1,43	-1,00	0,06	0,22	0,41	0,64	0,56	1,29
DESVIO 140 kV (%)	-2,15	-1,93	-1,23	-0,20	-0,02	0,18	0,64	0,80	1,29
DESVIO 130 kV (%)	-2,42	-2,17	-1,69	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	-2,42	-1,93	-1,46	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 24- Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	33,98	37,89	40,59	37,47	41,58	44,39	37,26	41,34	44,18
TC1 80 kV (cGy)	35,60	39,60	42,60	37,60	41,60	44,70	37,60	41,70	44,80
TC1 120 kV (cGy)	35,50	39,50	42,60	37,50	41,60	44,60	37,50	41,70	44,70
TC1 140 kV (cGy)	35,50	39,50	42,50	37,40	41,50	44,50	37,50	41,70	44,80
TC3 130 kV (cGy)	35,00	39,00	42,00	37,40	41,40	44,50	37,40	41,50	44,60
PADRÃO (cGy)	34,90	38,90	42,00	37,00	41,10	44,20	37,10	41,20	44,30

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 25 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	14,17	12,71	12,84	3,56	2,70	3,17	4,13	3,29	3,66
DESVIO 80 kV (%)	4,76	4,53	4,95	0,36	0,05	0,69	0,91	0,87	1,40
DESVIO 120 kV (%)	4,46	4,26	4,95	0,09	0,05	0,46	0,64	0,87	1,17
DESVIO 140 kV (%)	4,46	4,26	4,71	-0,18	-0,19	0,24	0,64	0,87	1,40
DESVIO 130 kV (%)	2,99	2,94	3,47	-0,18	-0,43	0,24	0,37	0,39	0,94
DESVIO PADRÃO (%)	2,70	2,68	3,47	-1,24	-1,15	-0,44	-0,43	-0,34	0,26

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 26 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	30,39	34,19	36,81	37,44	41,43	44,27	37,22	41,30	44,16
TC1 80 kV (cGy)	35,90	39,90	43,00	37,70	41,70	44,80	37,70	41,90	45,00
TC1 120 kV (cGy)	35,70	39,80	42,70	37,60	41,60	44,70	37,50	41,70	44,80
TC1 140 kV (cGy)	35,30	39,30	42,40	37,40	41,50	44,60	37,50	41,70	44,80
TC3 130 kV (cGy)	30,80	34,70	37,60	37,40	41,50	44,50	37,40	41,70	44,70
PADRÃO (cGy)	31,10	35,00	37,90	37,10	41,20	44,20	37,10	41,40	44,50

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 27 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	27,66	24,90	24,44	3,63	3,05	3,46	4,23	3,38	3,72
DESVIO 80 kV (%)	18,12	16,71	16,83	0,69	0,64	1,20	1,28	1,44	1,91
DESVIO 120 kV (%)	17,46	16,42	16,01	0,42	0,40	0,97	0,74	0,96	1,46
DESVIO 140 kV (%)	16,15	14,96	15,20	-0,11	0,16	0,75	0,74	0,96	1,46
DESVIO 130 kV (%)	1,34	1,50	2,16	-0,11	0,16	0,52	0,47	0,96	1,23
DESVIO PADRÃO (%)	2,33	2,38	2,97	-0,91	-0,57	-0,16	-0,33	0,23	0,78

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 28- Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	24,42	27,96	30,48	37,54	41,52	44,37	37,24	41,41	44,17
TC1 80 kV (cGy)	36,50	40,60	43,60	37,70	41,80	44,80	37,80	41,90	45,10
TC1 120 kV (cGy)	35,40	39,40	42,40	37,50	41,60	44,60	37,50	41,70	44,80
TC1 140 kV (cGy)	35,40	39,40	42,50	37,40	41,50	44,60	37,50	41,70	44,80
TC3 130 kV (cGy)	26,00	29,70	32,50	37,40	41,50	44,60	37,40	41,80	44,90
PADRÃO (cGy)	30,80	34,80	37,70	37,10	41,20	44,30	37,10	41,40	44,50

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 29- Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 6 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LAT		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	58,90	52,70	50,24	3,34	2,84	3,22	4,18	3,11	3,68
DESVIO 80 kV (%)	49,48	45,19	43,02	0,41	0,68	0,96	1,49	1,18	2,10
DESVIO 120 kV (%)	44,97	40,90	39,09	-0,12	0,19	0,51	0,69	0,70	1,42
DESVIO 140 kV (%)	44,97	40,90	39,42	-0,39	-0,05	0,51	0,69	0,70	1,42
DESVIO 130 kV (%)	6,48	6,21	6,61	-0,39	-0,05	0,51	0,42	0,94	1,65
DESVIO PADRÃO (%)	26,14	24,45	23,67	-1,18	-0,77	-0,16	-0,39	-0,03	0,74

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 30 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	46,61	49,80	51,83	44,04	47,22	49,17	43,96	47,08	49,04
TC1 80 kV (cGy)	47,10	50,50	52,90	45,10	48,40	50,70	45,10	48,40	50,70
TC1 120 kV (cGy)	47,10	50,40	52,80	45,10	48,40	50,70	45,00	48,30	50,70
TC1 140 kV (cGy)	47,00	50,40	52,80	45,00	48,30	50,60	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	47,00	50,30	52,70	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	46,80	50,10	52,60	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 31 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de ar e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	-1,96	-1,80	-1,03	3,77	3,55	4,33	3,96	3,87	4,60
DESVIO 80 kV (%)	1,05	1,41	2,06	2,41	2,49	3,11	2,60	2,81	3,37
DESVIO 120 kV (%)	1,05	1,21	1,86	2,41	2,49	3,11	2,37	2,60	3,37
DESVIO 140 kV (%)	0,83	1,21	1,86	2,18	2,28	2,91	2,37	2,60	3,37
DESVIO 130 kV (%)	0,83	1,01	1,67	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	0,40	0,61	1,48	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 32 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	45,88	49,08	51,08	44,24	47,40	49,99	44,09	47,21	49,17
TC1 80 kV (cGy)	46,50	49,80	52,30	45,10	48,40	50,70	45,00	48,40	50,70
TC1 120 kV (cGy)	46,50	49,80	52,20	45,10	48,40	50,70	45,00	48,30	50,70
TC1 140 kV (cGy)	46,40	49,80	52,20	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	46,60	49,90	52,30	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	46,40	50,10	52,60	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 33 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de cortiça e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	-0,38	-0,36	0,44	3,30	3,16	2,62	3,66	3,57	4,34
DESVIO 80 kV (%)	1,36	1,48	2,40	1,94	2,11	1,42	2,07	2,51	3,12
DESVIO 120 kV (%)	1,36	1,48	2,20	1,94	2,11	1,42	2,07	2,30	3,12
DESVIO 140 kV (%)	1,14	1,48	2,20	1,71	1,89	1,42	2,07	2,30	3,12
DESVIO 130 kV (%)	1,58	1,68	2,40	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	1,14	2,09	2,99	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 34 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	44,32	47,38	49,40	44,11	47,22	49,17	43,93	47,07	49,07
TC1 80 kV (cGy)	45,20	48,60	50,90	45,10	48,40	50,70	45,00	48,40	50,70
TC1 120 kV (cGy)	45,20	48,60	50,90	45,10	48,40	50,70	45,00	48,30	50,70
TC1 140 kV (cGy)	45,20	48,50	50,90	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	45,10	48,40	50,80	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	45,00	48,30	50,70	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 35- Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de água e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	3,11	3,21	3,84	3,60	3,56	4,34	4,03	3,88	4,55
DESVIO 80 kV (%)	1,98	2,58	3,03	2,24	2,50	3,11	2,44	2,82	3,33
DESVIO 120 kV (%)	1,98	2,58	3,03	2,24	2,50	3,11	2,44	2,60	3,33
DESVIO 140 kV (%)	1,98	2,37	3,03	2,02	2,29	3,11	2,44	2,60	3,33
DESVIO 130 kV (%)	1,76	2,16	2,83	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	1,53	1,95	2,63	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 36- Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	44,09	47,17	49,16	44,09	47,17	49,16	44,09	47,17	49,16
TC1 80 kV (cGy)	45,10	48,40	50,80	45,10	48,40	50,80	45,10	48,40	50,80
TC1 120 kV (cGy)	45,10	48,40	50,80	45,10	48,40	50,80	45,10	48,40	50,80
TC1 140 kV (cGy)	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	45,10	48,40	50,70	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	44,80	48,30	50,70	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 37 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de acrílico e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	3,65	3,67	4,34	3,65	3,67	4,34	3,65	3,67	4,34
DESVIO 80 kV (%)	2,29	2,61	3,33	2,29	2,61	3,33	2,29	2,61	3,33
DESVIO 120 kV (%)	2,29	2,61	3,33	2,29	2,61	3,33	2,29	2,61	3,33
DESVIO 140 kV (%)	2,06	2,39	3,12	2,06	2,39	3,12	2,06	2,39	3,12
DESVIO 130 kV (%)	2,29	2,61	3,12	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	1,60	2,39	3,12	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 38 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	43,37	46,48	48,46	44,28	47,42	49,41	44,16	47,27	49,22
TC1 80 kV (cGy)	43,60	46,90	49,20	45,10	48,40	50,70	45,00	48,40	50,80
TC1 120 kV (cGy)	43,80	47,10	49,40	45,10	48,40	50,70	45,00	48,30	50,70
TC1 140 kV (cGy)	43,60	46,90	49,30	45,00	48,30	50,60	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	43,60	46,80	49,10	-	-	-	-	-	-
PADRÃO (cGy)	43,60	46,90	49,20	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 39 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de PVC e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	5,37	5,21	5,86	3,21	3,12	3,83	3,48	3,45	4,24
DESVIO 80 kV (%)	0,53	0,91	1,53	1,85	2,07	2,62	1,90	2,39	3,22
DESVIO 120 kV (%)	0,99	1,34	1,94	1,85	2,07	2,62	1,90	2,18	3,02
DESVIO 140 kV (%)	0,53	0,91	1,73	1,63	1,86	2,42	1,90	2,18	3,02
DESVIO 130 kV (%)	0,53	0,69	1,32	-	-	-	-	-	-
DESVIO PADRÃO (%)	0,53	0,91	1,53	-	-	-	-	-	-

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 40- Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	41,12	44,11	46,05	44,30	47,43	49,43	44,08	47,27	49,25
TC1 80 kV (cGy)	43,40	46,70	49,00	45,10	48,40	50,70	45,00	48,40	50,80
TC1 120 kV (cGy)	43,40	46,70	49,00	45,10	48,40	50,70	45,00	48,30	50,70
TC1 140 kV (cGy)	43,40	46,70	49,00	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	43,00	46,30	48,60	45,00	48,30	50,60	45,00	48,30	50,70
PADRÃO (cGy)	43,00	46,20	48,60	44,70	48,00	50,40	44,70	48,10	50,50

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 41 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de alumínio e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	11,13	10,85	11,40	3,16	3,10	3,79	3,67	3,46	4,16
DESVIO 80 kV (%)	5,53	5,86	6,40	1,81	2,05	2,57	2,08	2,40	3,14
DESVIO 120 kV (%)	5,53	5,86	6,40	1,81	2,05	2,57	2,08	2,19	2,94
DESVIO 140 kV (%)	5,53	5,86	6,40	1,58	1,84	2,57	2,08	2,19	2,94
DESVIO 130 kV (%)	4,56	4,95	5,53	1,58	1,84	2,37	2,08	2,19	2,94
DESVIO PADRÃO (%)	4,56	4,73	5,53	0,91	1,20	1,96	1,40	1,76	2,53

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 42 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	37,53	40,39	42,24	44,27	47,39	49,38	44,03	47,21	49,20
TC1 80 kV (cGy)	43,60	46,90	49,30	45,10	48,40	50,80	45,10	48,50	50,90
TC1 120 kV (cGy)	43,50	46,80	49,10	45,00	48,40	50,70	45,00	48,40	50,80
TC1 140 kV (cGy)	43,20	46,50	48,80	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	39,40	42,60	44,80	45,00	48,30	50,60	45,00	48,40	50,80
PADRÃO (cGy)	39,60	42,80	45,10	44,70	48,00	50,40	44,80	48,20	50,50

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 43 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de titânio e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	21,76	21,06	21,44	3,23	3,19	3,89	3,79	3,58	4,27
DESVIO 80 kV (%)	16,16	16,11	16,71	1,88	2,14	2,87	2,42	2,73	3,46
DESVIO 120 kV (%)	15,90	15,86	16,23	1,65	2,14	2,67	2,20	2,52	3,26
DESVIO 140 kV (%)	15,10	15,12	15,52	1,65	1,93	2,67	2,20	2,31	3,05
DESVIO 130 kV (%)	4,97	5,46	6,05	1,65	1,93	2,47	2,20	2,52	3,26
DESVIO PADRÃO (%)	5,51	5,96	6,76	0,97	1,30	2,06	1,74	2,10	2,65

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 44 - Dados de dose na câmara de ionização medido e dose média em planos, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
MEDIDO (cGy)	31,48	34,20	35,92	44,31	47,42	49,40	44,09	47,09	49,25
TC1 80 kV (cGy)	44,10	47,40	49,80	45,10	48,40	50,80	45,10	48,50	50,90
TC1 120 kV (cGy)	43,30	46,50	48,60	45,10	48,40	50,70	45,00	48,40	50,70
TC1 140 kV (cGy)	43,30	46,60	48,90	45,00	48,30	50,70	45,00	48,30	50,70
TC3 130 kV (cGy)	35,00	38,10	40,20	45,00	48,30	50,60	45,00	48,50	50,80
PADRÃO (cGy)	39,40	42,60	44,90	44,70	48,00	50,40	44,70	48,20	50,60

Fonte: O autor, 2018.

Quadro 45 - Dados de desvio em relação ao medido, de acordo com o protocolo de imagem adquirido para transmissão, retroespalhamento e espalhamento lateral, para o inserto de aço e 15 MV.

Campo (cm)	TRANSMISSÃO			RETROESPALHAMENTO			ESPALHAMENTO LATERAL		
	5	10	20	5	10	20	5	10	20
DESVIO SC (%)	45,19	43,00	42,82	3,13	3,12	3,84	3,65	3,85	4,17
DESVIO 80 kV (%)	40,10	38,61	38,65	1,77	2,06	2,83	2,29	3,00	3,36
DESVIO 120 kV (%)	37,56	35,98	35,31	1,77	2,06	2,63	2,06	2,79	2,95
DESVIO 140 kV (%)	37,56	36,27	36,14	1,55	1,85	2,63	2,06	2,58	2,95
DESVIO 130 kV (%)	11,19	11,42	11,92	1,55	1,85	2,42	2,06	3,00	3,15
DESVIO PADRÃO (%)	25,17	24,58	25,00	0,87	1,22	2,02	1,38	2,36	2,75

Fonte: O autor, 2018.