GABRIELA REIS DOS SANTOS

**Comparação de algoritmos computacionais de cálculo
de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo como pré-requisito
para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Programa de Radiologia

Orientadora: Profa. Dra. Laura Natal Rodrigues

Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 13 de novembro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP

São Paulo

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Santos, Gabriela Reis dos

Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em
radioterapia aplicada aos tumores de pulmão / Gabriela Reis dos Santos. --
São Paulo, 2015.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Radiologia.

Orientadora: Laura Natal Rodrigues.

Descritores: 1.Algoritmos 2.Planejamento de radioterapia assistida por
computador 3.Neoplasias pulmonares 4.Dosagem de radiação 5.Simulação
por computador 6.Radioterapia conformal 7.Radiocirurgia

USP/FM/DBD-303/15

“Both religion and science require a belief in God. For believers, God is in the beginning, and for physicists He is at the end of all considerations...”

Max Planck

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pelo imerecido Amor que me sustenta todos os dias, pelas incontáveis bênçãos e cuidado constante. Estou certa de que, sem Ele, eu não conseguiria concluir essa etapa.

À minha família: mãe, pai, irmã, cunhado e sobrinho. Obrigada por se alegrarem com minhas conquistas, mesmo sabendo que o caminho para alcançá-las exige que eu esteja ausente em momentos importantes. Vocês sempre estarão em meus pensamentos e orações.

Ao meu amado, amigo, companheiro, Ismael, que tantas vezes não me deixou desistir. Essa conquista também é sua. Que, juntos, tenhamos ainda mais sonhos realizados. Você é um presente de Deus em minha vida.

À minha orientadora, Profa Dra Laura Natal Rodrigues, pela amizade e cooperação. Obrigada pelos incentivos constantes e pelo carinho desde a época da minha residência.

Às queridas amigas Fernanda, Sarah, Juliana e Mariana pelo auxílio nos delineamentos dos volumes dos casos clínicos utilizados nesse estudo.

À minha amiga, metade mãe, metade irmã, conselheira, artista, “faz-tudo” Laura Furnari. Sua alegria e disposição me incentivam todos os dias. Você indiretamente acompanhou cada etapa deste projeto e eu só posso ser grata pela sua existência.

À Gisela e à Mary Ângela, pelo apoio e incentivo. Obrigada por permitirem algumas ausências e por me tratarem com carinho, mesmo quando eu não conseguia retribuir.

A todos os físicos que integram (ou já integraram) a equipe do Hospital das Clínicas, InRad e ICESP. Sem vocês, nada disso seria possível. Cada um de vocês teve uma função essencial nesse processo. Agradeço especialmente à Ana Paula, Camila, Carol, Victor e Sakê. Obrigada pelas contribuições científicas, pelas coberturas de horários, por compreenderem minhas constantes alterações de humor e disposição nesse período.

Aos ex-residentes Victor Bertotti, Lucas Delbem e Guilherme Querelli pelo auxílio em algumas medidas desse trabalho. Obrigada pelo comprometimento e envolvimento de vocês.

A todos os outros integrantes da equipe do Serviço de Radioterapia do InRad e do ICESP: residentes, médicos, dosimetristas, técnicos, tecnólogos, enfermagem, engenharia e pessoal do TI. Cada um de vocês contribuiu de forma diferente para que isso acontecesse.

À Brainlab pela concessão da licença do algoritmo XVMC. Adilson, Vinícius, Rodrigo e Hugo, obrigada pelos incentivos, dicas e por estarem sempre dispostos a ajudar.

SUMÁRIO

Siglas e Abreviaturas

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Resumo

Abstract

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Classificação dos algoritmos de cálculo de dose.....	4
1.1.1. Algoritmos baseados em medidas.....	4
1.1.2 Algoritmos baseados em modelos	5
1.2 Métodos de correção de heterogeneidade	7
1.2.1 Correções baseadas em medidas	7
1.2.1.1 Atenuação linear	9
1.2.1.2 Coeficiente de atenuação linear efetivo.....	10
1.2.1.3 Razão de TARs	10
1.2.1.4 <i>Batho Power Law</i>	11
1.2.2 Correções baseadas em <i>kernels</i> : Convolução vs Superposição.....	13
1.2.3 Pencil Beam Convolution	16
1.2.4 AAA: <i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>	17
1.2.4.1 Fonte primária	17
1.2.4.2 Fonte secundária de fótons	17
1.2.4.3 Fonte secundária de elétrons	18
1.2.4.4 Cálculo da dose	18
1.2.5 Métodos estocásticos: <i>iPlan® X-Ray Voxel Monte Carlo</i>	19
1.2.6 Métodos determinísticos: <i>Eclipse® Acuros XB</i>	21
1.3 Acurácia exigida para o cálculo da dose	22
1.4 Revisão bibliográfica	23
2. OBJETIVOS	27

3. CONFLITOS DE INTERESSE	28
4. METODOLOGIA	29
4.1 Curva de calibração do tomógrafo	31
4.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples	33
4.3 Impacto da escolha do algoritmo em planejamentos de pulmão	36
4.3.1 Planejamentos tridimensionais	36
4.3.2 Planejamentos de Radioterapia Estereotática	41
5. RESULTADOS	44
5.1 Curva de calibração do tomógrafo	44
5.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples	48
5.3 Impacto da escolha do algoritmo em planejamentos de pulmão	74
5.3.1 Planejamentos tridimensionais	74
5.3.1 Planejamentos de Radioterapia Estereotática.....	86
6. DISCUSSÃO	96
6.1 Sensibilidade de cada algoritmo em relação à curva de calibração do TC-simulador	96
6.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples	96
6.3 Impacto da escolha do algoritmo em planejamentos de pulmão	99
7. CONCLUSÕES	102
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
ANEXO I: Interações das Radiações Ionizantes com a matéria	
ANEXO II: Medidas de distribuição de dose	
ANEXO III: Calibração das Unidades de Hounsfield	
ANEXO IV: Calibração do Filme Radiocrômico	

SIGLAS E ABREVIATURAS

AAA	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
AXB	<i>Acuros XB</i>
Batho Mod	Batho Modificado
CI	Câmara de ionização
Conv	Convolução
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
DFS	Distância Fonte-Superfície
DP	Desvio padrão
DPR	Desvio percentual relativo
DR	Desvio relativo
DVH	<i>Dose-Volume Histogram</i>
eTAR	<i>Equivalent TAR</i>
FC	Fator de correção
FOV	<i>Field- of-view</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
HC-FMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
UH	Unidade de Hounsfield
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units</i>
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>
INCa	Instituto Nacional de Câncer
InRad	Instituto de Radiologia
MC	Monte Carlo
MLC	<i>Multi-Leaf Collimator</i>
NCI	<i>National Cancer Institute</i>
OAR	<i>Organs At Risk</i>
PB	<i>Pencil Beam</i>
PBC	<i>Pencil Beam Convolution</i>
PDP	Porcentagem de Dose em Profundidade
PTV	<i>Planning Target Volume</i>
ROI	<i>Region of Interest</i>
SBRT	<i>Stereotatic Body Radiation Therapy</i>
Superp	Superposição
TAR	<i>Tissue-Air Ratio</i>
TC	Tomografia Computadorizada
TERMA	<i>Total Energy Released by Mass</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
UM	Unidade Monitora
XVMC	<i>X-Ray Voxel Monte Carlo</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Interações de quatro categorias comumente presentes nos cálculos de dose nos sistemas de planejamento	3
Figura 1.2: Espectro inicial de energia de um feixe de fótons de 6 MV no sistema de planejamento XiO®.....	5
Figura 1.3: Perfil calculado (em verde) e medido (em preto) de um campo 10x10 cm ² a 10 cm de profundidade (A) antes e (B) após o ajuste do espectro inicial	6
Figura 1.4: Representação esquemática de um <i>kernel</i> de espalhamento	14
Figura 1.5: Representação da correção do <i>kernel</i> em meios heterogêneos pelo método da convolução	16
Figura 1.6: Componentes de um acelerador linear	18
Figura 1.7: Os três componentes do algoritmo XVMC	20
Figura 4.1: Objeto simulador <i>PTW Inhomogeneity Phantom T40037</i>	31
Figura 4.2: Tomografia Computadorizada do Objeto simulador <i>PTW Inhomogeneity Phantom T40037</i> inserido entre placas de água sólida	32
Figura 4.3: Geometria utilizada para determinação de PDP, perfil e dose absoluta	33
Figura 4.4: Tomografia do objeto simulador de pulmão	34
Figura 4.5: Cortes axiais dos pacientes selecionados para a avaliação do planejamento tridimensional	38
Figura 4.6: Representação do planejamento tridimensional para o paciente nº6	39
Figura 4.7: Cortes axiais dos pacientes selecionados para a avaliação do planejamento de SBRT	42
Figura 4.8: Representação do planejamento de SBRT para o paciente nº6	43
Figura 5.1: Curva de calibração do tomógrafo <i>GE Bright Speed</i>	44
Figura 5.2: Diferenças percentuais da dose absoluta pontual na profundidade de 10 cm calculadas para cada algoritmo em relação à variação da Unidade de Hounsfield na região pulmonar.....	45
Figura 5.3: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo XiO® <i>Convolution</i> sem correção de heterogeneidade.....	51
Figura 5.4: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo XiO® <i>Clarkson</i>	52
Figura 5.5: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo XiO® <i>Convolution</i>	53

Figura 5.6: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo XiO® <i>Superposition</i>	54
Figura 5.7: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® PBC sem correção	55
Figura 5.8: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® PBC <i>Batho Power Law</i>	56
Figura 5.9: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® PBC <i>Batho Modified</i>	57
Figura 5.10: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® PBC eTAR	58
Figura 5.11: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® AAA sem correção.....	59
Figura 5.12: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® AAA	60
Figura 5.13: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo Eclipse® <i>Acuros XB</i>	61
Figura 5.14: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo iPlan® <i>Pencil Beam Convolution</i> sem correção.....	62
Figura 5.15: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo iPlan® <i>Pencil Beam Convolution</i>	63
Figura 5.16: PDPs e perfis experimentais <i>versus</i> cálculo do algoritmo iPlan® XVMC	64
Figura 5.17: Representação gráfica das diferenças percentuais entre o cálculo dos algoritmos e a medida obtida com filme radiocrômico para o campo 5 x 5 cm ²	70
Figura 5.18: Representação gráfica das diferenças percentuais entre o cálculo dos algoritmos e a medida obtida com filme radiocrômico para o campo 10 x 10 cm ²	71
Figura 5.19: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH do volume alvo dos planejamentos tridimensionais realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade	79
Figura 5.20: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH dos órgãos em risco dos planejamentos tridimensionais realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade	80
Figura 5.21: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 1 no Eclipse®.....	81
Figura 5.22: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 1 no XiO® e iPlan®	82

Figura 5.23: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 10 no Eclipse®.....	84
Figura 5.24: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 10 no XiO® e iPlan®	85
Figura 5.25: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH do volume alvo dos planejamentos de SBRT realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade	92
Figura 5.26: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH dos órgãos em risco dos planejamentos de SBRT realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade	93
Figura 5.27: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento de SBRT do paciente nº 9 no Eclipse®.....	94
Figura 5.28: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento de SBRT do paciente nº 9 no XiO® e iPlan®	95
Figura A1.1: Ilustração do efeito fotoelétrico	111
Figura A1.2: Ilustração do Efeito Compton	112
Figura A1.3: Diagrama ilustrando o processo de produção de pares	113
Figura A1.4: Distribuições de fluência e dose para um feixe monoenergético de fótons de 5 MeV ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) incidente em um objeto simulador de água e uma fatia de cortiça inserida entre duas espessuras de água	122
Figura A2.1: Diagrama da Porcentagem de Dose Profunda	127
Figura A2.2: Diagrama ilustrando a definição da Razão tecido-ar (TAR)	128
Figura A2.3: Diagrama ilustrando a razão tecido-máximo (TMR)	129
Figura A3.1: Objetos simuladores para calibração do número TC	131
Figura A4.1: Padrão de irradiação do filme de calibração.....	134
Figura A4.2: Filmes utilizados para medidas de PDP.....	135

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1: Fatores de correção (% por cm) para aplicação do método linear de acordo com a energia do fóton e a densidade do tecido	9
Tabela 1.2: Estimativas das incertezas na dose absoluta	23
Tabela 4.1: Sistemas de planejamento computadorizado (TPS) com seus respectivos algoritmos de cálculo e métodos de correção de heterogeneidade	30
Tabela 5.1: Unidade de Hounsfield (HU) e densidades eletrônicas dos materiais heterogêneos presentes no objeto simulador PTW T40037	44
Tabela 5.2: Diferença percentual entre a dose absoluta pontual calculada por cada algoritmo a 10 cm de profundidade com a variação da HU	47
Tabela 5.3: Doses absolutas (em cGy) calculadas para cada algoritmo estudado e medidas com a câmara de ionização	48
Tabela 5.4: Diferenças percentuais entre a dose calculada por cada algoritmo estudado e a dose medida com a câmara de ionização	49
Tabela 5.5: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental no objeto simulador homogêneo, para um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$	65
Tabela 5.6: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental no objeto simulador homogêneo, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	65
Tabela 5.7: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental realizada com filme radiocrômico no objeto simulador de pulmão, para um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$	66
Tabela 5.8: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental realizada com filme radiocrômico no objeto simulador de pulmão, para um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	67
Tabela 5.9: Diferença percentual na região de 3 cm a 13 cm entre as PDPs calculadas pelos algoritmos estudados e as medidas experimentalmente.....	68
Tabela 5.10: Valores de penumbra encontrados para cada algoritmo avaliado e o valor experimental (Filme EBT3).....	73
Tabela 5.11: Valores de penumbra encontrados para cada algoritmo avaliado e o valor experimental (Filme EBT3).....	73
Tabela 5.12: Diferença percentual entre os DVHs dos volumes alvos calculados pelos algoritmos analisados em 11 simulações virtuais de planejamentos tridimensionais.....	76
Tabela 5.13: Diferença percentual entre os DVHs dos órgãos em risco calculados pelos algoritmos analisados em 11 simulações virtuais de planejamentos tridimensionais	77

Tabela 5.14: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado do PTV para cada um dos algoritmos avaliados.....	78
Tabela 5.15: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado dos órgãos em risco para cada um dos algoritmos avaliados.....	78
Tabela 5.16: Diferença percentual entre os DVHs dos volumes alvos calculados pelos algoritmos analisados em 14 simulações virtuais de planejamentos de SBRT.....	87
Tabela 5.17: Diferença percentual entre os DVHs dos órgãos em risco calculados pelos algoritmos analisados em 14 simulações virtuais de planejamentos de SBRT	89
Tabela 5.18: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado do PTV para cada um dos algoritmos avaliados	91
Tabela 5.19: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado dos órgãos em risco para cada um dos algoritmos avaliados.....	91

RESUMO

Santos, GR. *Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2015.

INTRODUÇÃO: Na Radioterapia, a acurácia da distribuição de dose em cálculos com correção de heterogeneidade está diretamente relacionada à escolha do algoritmo de cálculo. Existe uma variedade de algoritmos de cálculo disponíveis no mercado, variando em tempo de processamento e acurácia. Este estudo teve como objetivos quantificar a acurácia de dez diferentes algoritmos de cálculo em objetos simuladores de pulmão e analisar o impacto da escolha do algoritmo na distribuição de dose em radioterapia aplicada a tumores de pulmão. **METODOLOGIA:** Foram utilizadas placas simuladoras de água (água sólida RW3) e pulmão (cortiça) para determinar a Porcentagem de Dose em Profundidade (PDP) e perfil transversal dentro da heterogeneidade (cortiça). As medidas foram realizadas em um Clinac Varian 6EX, com feixes de fótons de 6 MV e dois tamanhos de campo ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$), irradiando-se filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3 e câmara de ionização Scanditronix Wellhofer CC13. Planejamentos de 25 pacientes - 11 com técnica tridimensional (3D) e 14 com técnica de Radioterapia Estereotática Corpórea (SBRT) - foram realizados, inicialmente sem correção de heterogeneidade e, mantendo-se as UM, os cálculos com os diferentes algoritmos/métodos de correção foram comparados com o planejamento inicial. Foram avaliados as doses no volume alvo e nos órgãos em risco. **RESULTADOS:** As medidas realizadas em objetos simuladores revelaram que os algoritmos baseados no princípio da convolução (Eclipse® *Pencil Beam Convolution* com métodos de correção *Batho*, *Batho Modificado* e TAR equivalente; XiO® *Clarkson* e *Convolution* e iPlan® *Pencil Beam*) apresentaram diferenças de dose significativas na região da cortiça, sempre superestimando a medida, com uma sobredose superior a 8%. Algoritmos mais avançados, como o Eclipse® AAA e Acuros XB, XiO® *Superposition* e iPlan® XVMC, apresentaram desvios inferiores a 3% na região da heterogeneidade. A análise dos perfis mostra, igualmente, que a segunda classe de algoritmos apresenta melhor comportamento em meios de baixa densidade como a cortiça. A largura da penumbra apresentou desvios inferiores a 1 mm para os algoritmos mais avançados contra diferenças de até 4,5 mm entre os algoritmos baseados em convolução. A análise da distribuição de dose em planejamentos de tumores pulmonares mostrou que todos os cálculos com correção de heterogeneidade apresentam doses superiores ao cálculo sem correção de heterogeneidade. O histograma dose-volume (DVH) do volume alvo sofreu um impacto maior do que dos órgãos em risco. Os cálculos realizados com algoritmos baseados em convolução apresentaram distribuições de dose semelhantes entre si, porém diferentes das do cálculo sem correção de heterogeneidade. Eclipse® AAA, Acuros XB, XiO® *Superposition* e iPlan® XVMC apresentaram distribuições de dose também semelhantes, porém Eclipse® Acuros XB e iPlan® XVMC são ainda mais similares. Os planejamentos de SBRT apresentaram resultados mais discrepantes do cálculo sem correção de heterogeneidade do que os planejamentos 3D. **CONCLUSÕES:** Os diferentes algoritmos de cálculo disponíveis possuem acurácias diferentes em meios de baixa densidade eletrônica. Essas diferenças possuem impacto nas distribuições de dose em planejamentos de tratamento de tumores pulmonares, sendo o impacto ainda maior para a técnica de SBRT. Entre os algoritmos avaliados, há pelo menos um de cada fabricante que apresentou bom desempenho em objetos simuladores de pulmão e que devem ser priorizados para o cálculo em planejamentos de tratamentos de câncer de pulmão.

Descritores: algoritmos, planejamento de radioterapia assistida por computador, neoplasias pulmonares, dosagem de radiação, simulação por computador, Radioterapia conformal, Radiocirurgia .

ABSTRACT

Santos, GR. *Comparison of dose calculation algorithms in radiotherapy applied to lung tumors* [thesis]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2015.

INTRODUCTION: In Radiotherapy, the dose distribution accuracy in heterogeneity correction calculations is directly related to the choice of calculation algorithm. There are many calculation algorithms commercially available. They vary in accuracy and processing time. This study aimed to quantify the accuracy of ten different calculation algorithms in lung equivalent material and to analyze the impact of the algorithm choice in the dose distribution in Radiotherapy applied to lung tumors. **METHODS:** It was used plates of water (solid water RW3) and lung (cork) equivalent materials to determine the Percentage of Depth Dose (PDD) and transversal profile inside the heterogeneity (cork). The measurements were performed in a Clinac Varian 6EX, with 6 MV photon beams and two field sizes ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ and $10 \times 10 \text{ cm}^2$), through irradiation of radiochromic films Gafchromic EBT3 and ionization chamber Scanditronix Wellhofer CC13. Treatment planning of 25 patients - 11 with tridimensional (3D) technique and 14 with Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) technique – were performed, first without heterogeneity correction and, by keeping the Monitor Units (MU), the calculations were then performed with the different algorithms/methods of heterogeneity corrections and the results were compared with the initial planning. It was analyzed the target volume and organs at risk doses. **RESULTS:** The measurements performed in phantoms revealed that algorithms based on the convolution principle (Eclipse® *Pencil Beam Convolution* with correction methods *Batho*, *Batho* Modified and Equivalent TAR; XiO® *Clarkson* and *Convolution* e iPlan® *Pencil Beam*) presented significant dose differences in the cork region, overestimating the measurement, with a overdose higher than 8%. More advanced algorithms, as Eclipse® AAA and Acuros XB, XiO® *Superposition* and iPlan® XVMC, presented deviations below to 3% in the heterogeneity region. The profile analysis showed, similarly, that the second class of algorithms presents better performance in medium with low electronic density, like cork. The penumbra width presented deviations below to 1 mm for the more sophisticated algorithms against differences up to 4.5 mm between the convolution based algorithms. The dose distribution analysis in lung treatment planning showed that all the calculations performed with heterogeneity corrections presented doses higher than the calculation without heterogeneity corrections. The target volume dose-volume histogram (DVH) had a higher impact compared to the organs at risk. The calculation performed with convolution based algorithms presented dose distributions comparable, although different from the calculation performed without heterogeneity correction. Eclipse® AAA, Acuros XB, XiO® *Superposition* and iPlan® XVMC presented dose distribution similar, however Eclipse® Acuros XB and iPlan® XVMC are still more similar. The SBRT treatment planning presented higher deviations from the calculation with no heterogeneity correction, compared with the 3D treatment planning. **CONCLUSIONS:** The different calculation algorithms available have different accuracies in low density mediums. These differences have impact in the dose distributions in lung treatment planning, being the impact higher for the SBRT technique. Between the evaluated algorithms there is, at least one of each manufacturer, that presented acceptable performance in lung equivalent material and it should be the choice in lung treatment planning calculation.

Descriptors: algorithms, Radiotherapy planning computer-assisted, Lung neoplasms, Radiation dosage, Computer simulation, Radiotherapy conformal, Radiosurgery.

1. INTRODUÇÃO

A Radioterapia é uma modalidade essencial no tratamento dos pacientes com câncer. Segundo o *National Cancer Institute* (NCI 2015), aproximadamente metade dos pacientes portadores de neoplasias utilizarão essa modalidade em algum momento do seu tratamento.

De acordo com o Instituto Nacional do Câncer (INCa 2015), o câncer de pulmão é o mais comum de todos os tumores malignos, apresentando um aumento de 2% por ano na sua incidência mundial. A última estimativa mundial apontou incidência de 1,82 milhão de casos novos de câncer de pulmão no ano de 2012. A estimativa do INCA foi de 27330 novos casos de câncer de pulmão para 2014 e de 22424 mortes no mesmo ano, devido à referida patologia.

A Radioterapia é um processo complexo que envolve muitas etapas, desde a simulação do tratamento até a execução do tratamento propriamente dito. A acurácia de cada etapa possui um impacto no controle tumoral e nas complicações do tecido normal. As incertezas incluídas no processo podem ser de natureza geométrica, dosimétrica, sistemática ou ainda estatística. Devem-se realizar esforços a fim de se reduzir tais incertezas para que a dose depositada seja cada vez mais próxima daquela prescrita.

O *Report* nº 85 da AAPM, considera que uma incerteza global de 5% na deposição da dose, em relação à dose prescrita, é um valor aceitável. No entanto, o documento é um pouco mais restritivo, ao dizer que, num futuro próximo, com o avanço tecnológico, uma acurácia de 3% poderá ser atingida. Considerando que este é um valor para a

incerteza global, as incertezas individuais de cada processo devem ser ainda menores. Desta forma, a incerteza atribuída ao cálculo da distribuição de dose deve permanecer menor que 3% (AAPM *Report* 85, 2004).

As fontes de incerteza no cálculo da dose incluem os seguintes parâmetros:

- geometrias não exatas ou ainda, falta de precisão da curva de calibração de Unidade de Hounsfield versus densidade eletrônica dos tecidos relativos às imagens de Tomografia Computadorizada que serão utilizadas no cálculo da distribuição da dose;

- erros experimentais (incerteza tipo A), a incerteza do dosímetro utilizado (incerteza tipo B) trazidos pelas medidas realizadas na máquina de tratamento a fim de alimentar alguns sistemas de planejamento com informações dosimétricas básicas;

- limitações do algoritmo de cálculo de dose utilizado pelo sistema de planejamento computadorizado.

Na década de 50, com o surgimento das unidades de Radioterapia, começaram a surgir métodos empíricos para o cálculo da distribuição de dose. Inicialmente, baseados em cartas de isodose, a distribuição de dose era calculada manualmente, assumindo um meio homogêneo de água. Diferenças nas composições dos diversos tecidos não eram consideradas no cálculo da dose, mesmo com o desenvolvimento dos primeiros sistemas de planejamento computadorizados. Com o advento da Tomografia Computadorizada (TC), aproximadamente na década de 80, uma informação anatômica

completa do paciente tornou-se disponível e, através de fatores de correções, foi possível considerar a interação da radiação de forma diferente para cada tipo de tecido (AAPM Report 85, 2004).

O processo físico de interação dos fótons provenientes de um acelerador linear envolve uma cascata de eventos que está ilustrada na Figura 1.1.

Figura 1.1: Interações de quatro categorias comumente presentes nos cálculos de dose nos sistemas de planejamento: dose primária, dose espalhada no paciente, dose das partículas carregadas e dose de espalhamento no cabeçote (Adaptado de: Ahnesjo e Aspradakis, 1999).

Uma descrição mais detalhada dos processos de interação das radiações ionizantes com a matéria está descrita no Anexo I.

Métodos mais simples de correção para a densidade de cada tecido são adequados para algumas situações e consomem pouco tempo de cálculo. Na medida em que as interações são mais fielmente modeladas, o tempo de cálculo computacional aumenta consideravelmente e pode se tornar impraticável na rotina de um Serviço de Radioterapia. Desta forma, diferentes algoritmos comerciais foram desenvolvidos, variando em acurácia e tempo de processamento.

Este estudo será limitado ao efeito dos diferentes tipos de algoritmos de cálculo na distribuição de dose.

1.1 Classificação dos algoritmos de cálculo de dose

1.1.1 Algoritmos baseados em medidas

Estes algoritmos utilizam, para o cálculo da dose, um conjunto de medidas realizadas em objetos simuladores de água e corrigem a distribuição de dose para outras geometrias e materiais, através de interpolações e extrapolações dos dados medidos.

Estes algoritmos são adequados em objetos simuladores de geometrias simples, que não incluem heterogeneidades, nem superfícies irregulares. Para geometrias mais complexas e cálculos com correção de heterogeneidade, no entanto, podem apresentar desvios inaceitáveis (Ahnesjö e Aspradakis, 1999).

1.1.2 Algoritmos baseados em modelos

Esta classe de algoritmos é baseada em modelos virtuais das fontes de radiação, cujo espectro e distribuições de fluência são ajustados para que haja concordância entre as curvas medidas e as calculadas pelos sistemas de planejamentos.

O espectro e a fluência inicial da fonte são obtidos por simulações de Monte Carlo e também através de algumas medidas experimentais (perfis diagonais de um campo de grandes dimensões, por exemplo). Um exemplo de espectro virtual inicial está ilustrado na Figura 1.2.

Figura 1.2: Espectro inicial de energia de um feixe de fótons de 6 MV no sistema de planejamento XiO®. Este espectro é obtido através de dados de referência para cada modelo e fabricante de acelerador linear (Adaptado de: XiO® *Beam Modeling Guide*, Elekta).

O ajuste das curvas calculadas às curvas medidas é feito através de um processo denominado modelagem e é parte integrante do comissionamento do sistema de planejamento. Neste processo, o espectro e a fluência inicial são modificados, até que as curvas

calculadas sejam iguais às medidas, dentro de uma tolerância clinicamente aceitável (XiO® *Beam Modeling Guide*, Elekta). A Figura 1.3 apresenta o perfil de um campo antes e depois do ajuste do espectro inicial.

Figura 1.3: Perfil calculado (em verde) e medido (em preto) de um campo 10x10 cm² a 10 cm de profundidade (A) antes e (B) após o ajuste do espectro inicial. Observa-se que, especialmente na região da penumbra, o perfil calculado precisou de ajuste para ficar coincidente com a curva medida.

Diferente da primeira classe de algoritmos, os dados medidos são utilizados apenas para o ajuste dos parâmetros do modelo. A distribuição de dose é computada utilizando as curvas (Porcentagem de Dose em Profundidade - PDP e perfis) calculadas.

A implantação desta nova categoria de algoritmos representou um avanço significativo na acurácia do cálculo de dose, especialmente em geometrias complexas e em meios de densidades não homogêneas.

1.2 Métodos de correção de heterogeneidade

Como já mencionado, existem diversos algoritmos de cálculo de dose disponíveis comercialmente. Cada um deles descreve o transporte de radiação dentro do material de forma diferente. Em meios homogêneos, constituídos de água, todas as aproximações são válidas e as discrepâncias obtidas entre o cálculo e a medida experimental são devidas apenas a: incertezas do dosímetro utilizado para a medida, erros de posicionamento do dosímetro e ajustes na modelagem (para os algoritmos baseados em modelos).

Ao considerar a distribuição de dose em um material diferente da água, as divergências aparecem e a compreensão das características de cada algoritmo e de suas limitações faz-se necessária.

1.2.1 Correções baseadas em medidas

A forma mais convencional de se considerar variações nas densidades dos tecidos é aquela em que se parte da distribuição de dose para o meio constituído de água, e se fazem correções secundárias para levar em consideração a densidade do tecido (AAPM *Report* 85, 2004). A distribuição de dose, $D(x,y,z)$, corrigida para a heterogeneidade é dada por:

$$D(x, y, z) = FC(x, y, z) \times D_{\text{água}}(x, y, z) \quad (\text{Eq.1.1})$$

em que $FC(x,y,z)$ é o fator de correção para a presença da heterogeneidade e $D_{\text{água}}(x,y,z)$ é a dose calculada para a água.

A vantagem desta abordagem é que a distribuição de dose pode ser calculada através de duas etapas: a primeira etapa, mais rápida, é

utilizada para prever a distribuição de dose na água e, então, um método de perturbação é utilizado para corrigir essa distribuição utilizando os fatores de correção locais (FC).

Nestes tipos de algoritmos, três passos são necessários para corrigir a distribuição de dose:

- calcular a dose em um meio equivalente à água que reproduza adequadamente os dados do feixe medidos na água, no qual seja possível modelar outros efeitos tais como campos irregulares, superfícies irregulares e moduladores da intensidade primária do feixe;
- ter disponíveis informações de densidade e número atômico de tecidos da anatomia do paciente em questão;
- ter um método para corrigir a heterogeneidade que leve em conta as variações nas densidades e números atômicos dos tecidos.

Esses componentes estão intrinsecamente conectados e, por vezes, difícil de serem separados. Por exemplo, a correção para a irregularidade de superfície do paciente pode ser parte do cálculo de dose no meio homogêneo, mas é, algumas vezes, considerado como parte da correção de heterogeneidade, utilizando *voxels* de ar próximos à superfície do paciente.

1.2.1.1 Atenuação linear

A forma mais simples de corrigir a heterogeneidade é ajustar a dose em um ponto sobre a base da espessura sobrejacente à heterogeneidade e utilizar um fator de correção (% por cm). A Tabela 1.1 apresenta alguns fatores de correção para dois tipos de tecido e algumas energias de fótons. Esse método é bem simplista e é útil apenas para uma estimativa rápida do ajuste da dose:

$$FC = (\% \text{ por cm}) \cdot \text{espessura da heterogeneidade} \quad (\text{Eq. 1.2})$$

Claramente, este método não inclui densidades específicas do paciente nem qualquer consideração de parâmetros geométricos do feixe de tratamento, como tamanho de campo, por exemplo.

Tabela 1.1: Fatores de correção (% por cm) para aplicação do método linear de acordo com a energia do fóton e a densidade do tecido (Fonte: AAPM Report 85,204)

Energia do fóton	% /cm	
	Pulmão	Osso
Co-60	4,0	-2,5
4-6 MV	3,0	-2,0
10 MV	2,5	-1,5
18-25 MV	1,5	-1,0

Pela tabela, as doses em meios heterogêneos são calculadas de acordo com a espessura e o tipo de tecido que o feixe atravessa. Por exemplo, a dose para um feixe de 6 MV, incidindo sobre uma camada de 10 cm de pulmão, terá que ser: $3,0 \left(\frac{\%}{\text{cm}} \right) \times 10(\text{cm}) = 30\%$ maior que a dose calculada para o meio homogêneo, na mesma profundidade.

Este método não individualiza o cálculo para cada paciente, uma vez que os fatores de correção são únicos e independentes da densidade específica de cada tecido.

1.2.1.2 Coeficiente de atenuação linear efetivo

Uma versão levemente mais sofisticada de um conceito similar utiliza o coeficiente de atenuação linear efetivo e o fator de correção é dado por:

$$FC = e^{-\mu'(d-d')} \quad (\text{Eq. 1.3})$$

em que μ' é o coeficiente de atenuação linear efetivo da água para uma energia específica; d é a profundidade física da superfície até o ponto de cálculo; d' é a profundidade radiológica, profundidade equivalente ou comprimento de caminho equivalente. Tal profundidade é dada por:

$$d' = \sum_i (\Delta d_i) \cdot \rho_i \quad (\text{Eq. 1.4})$$

em que Δd_i são as espessuras dos tecidos com diferentes densidades eletrônicas relativas ρ_i que estão acima do ponto de interesse. Neste método, densidades específicas dos pacientes podem ser utilizadas na avaliação de d' , porém os parâmetros de tratamento continuam sendo ignorados.

1.2.1.3 Razão de TARs

Também conhecido como método da DFS efetiva ou método de deslocamento da isodose, foi um dos métodos mais utilizados nos algoritmos de sistemas de planejamento mais antigos. O fator de correção é calculado por:

$$FC = \frac{TAR(d', W)}{TAR(d, W)} \quad (\text{Eq. 1.5})$$

em que d' é a profundidade equivalente dada pela equação 1.4, d é a profundidade física e W representa o tamanho de campo na

profundidade do ponto de interesse, TAR é a Razão Tecido - Ar, cuja descrição detalhada encontra-se no Anexo II.

Este método apresenta uma correção exata da fluência primária (ou da dose, em condições de equilíbrio de partículas carregadas). A correção para o feixe secundário está implícita na TAR, embora apenas uma profundidade seja considerada.

A principal desvantagem deste método está na modelagem comprometida da componente lateral da contribuição dos fótons espalhados, acarretando em uma correção excessiva para meios com densidade menor que a da água e sub correção para meios com densidade superior à densidade da água.

1.2.1.4 Batho Power Law

Batho propôs este método em 1964 para calcular a dose em pontos localizados na água a uma profundidade posterior a uma região de heterogeneidade. O fator de correção deste método é dado por:

$$FC = \frac{TAR(d_1, W_d)^{\rho_1 - \rho_2}}{TAR(d_2, W_d)^{1 - \rho_2}} \quad (\text{Eq. 1.6})$$

em que ρ_1 é a densidade eletrônica relativa do meio no qual o ponto de cálculo está localizado; ρ_2 é a densidade eletrônica relativa do material heterogêneo acima do ponto de cálculo; d_1 é a profundidade do ponto de cálculo dentro desse meio e d_2 é a distância da superfície anterior da heterogeneidade até a superfície.

Uma modificação deste método foi proposta posteriormente para incluir densidades eletrônicas a partir de dados de TC e é dada por:

$$FC = \prod_{m=1}^{m=N} TAR(x_m)^{\frac{\rho_m - \rho_{m-1}}{\rho_0}} \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_N}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_W} \quad (\text{Eq. 1.7})$$

em que N é o número total de camadas de diferentes densidades localizadas acima do ponto de cálculo; m é o número da camada; x_m é a distância da superfície da m -ésima camada até o ponto de interesse; ρ_m , ρ_0 são as densidades eletrônicas relativas da m -ésima camada e da água, respectivamente; $(\mu_{en}/\rho)_N$ é o coeficiente de absorção de energia de massa do material na camada N e $(\mu_{en}/\rho)_W$ é o coeficiente de absorção de energia de massa da água.

Este modelo é sensível à proximidade da heterogeneidade e fornece uma aproximação de primeira ordem para mudanças tanto na fluência primária quanto na fluência de fótons espalhados em uma geometria de camadas.

O *Report 85* da AAPM sintetiza a opinião de vários autores sobre este método de correção. Dentre elas, vale citar algumas mais relevantes:

- (a) fornece uma aproximação aceitável abaixo de uma única camada de heterogeneidade cuja extensão seja maior que o tamanho de campo e cuja densidade seja menor que a do tecido;
- (b) dentro da heterogeneidade, as correções são adequadas quando a densidade eletrônica relativa do material é menor que um, mas os resultados pioram à medida que o tamanho de campo aumenta e para materiais mais densos;

- (c) se a densidade eletrônica relativa do material for maior do que um, o método irá superestimar a dose;
- (d) é um método mais preciso que o método de razão de TARs para geometrias de camadas. Fornece resultados aceitáveis para geometrias simples, para tamanhos de campo pequenos a médios;
- (e) o método é limitado pela condição de equilíbrio eletrônico lateral;
- (f) em situações clínicas, não se mostrou superior ao método de razão de TAR.

1.2.2 Correções baseadas em *kernels*: Convolução versus Superposição

Alguns métodos são baseados em fórmulas empíricas, nos quais as componentes primária e espalhada da radiação são tratadas separadamente, uma vez que possuem comportamentos físicos diferentes em um determinado material. A componente primária descreve a distribuição de energia depositada pela primeira interação do fóton no material, enquanto a componente espalhada descreve o resultado das interações subsequentes, as quais distribuem a energia em um local distante do local da interação primária.

A decomposição do feixe em componentes primário e secundário representa um grande avanço nos métodos de cálculo de dose. A vantagem está no fato de que cada componente pode ser ajustada independentemente, considerando o formato e a intensidade

do campo de radiação, a topologia da superfície e as densidades internas dos tecidos (Van Dyk, 1999).

O padrão tridimensional de espalhamento da energia ao redor de um ponto de interesse, denominado de *kernel* é ilustrado na Figura 1.4.

Figura 1.4: Representação esquemática de um *kernel* de espalhamento.

Para um feixe monoenergético, a energia do fóton primário é independente do local da interação, o que faz com que a deposição de energia pelas partículas secundárias, em um meio homogêneo, seja independente da localização e passível de ser descrita por um *kernel*.

1.2.3 Pencil Beam Convolution

A dose absorvida em um volume de interesse pode ser inferida através da superposição entre a energia total liberada em cada ponto de interação (contribuição primária) - TERMA e o *kernel* de espalhamento (contribuições secundárias) (vide Anexo I). Matematicamente, a dose é obtida a partir da integral mais geral de superposição:

$$D(r) = \int T(r') \cdot K(r; r') d^3r \quad (\text{Eq. 1.8})$$

em que $T(r')$ descreve o TERMA no ponto r' e $K(r,r')$ é o *kernel* de espalhamento, o qual descreve a fração de energia depositada em r por partículas secundárias liberadas em r' (AAPM Report 85, 2004).

Em um caso especial de *kernel* espacialmente invariante (ou seja, $K(r;r') = K(r-r')$), tal como em um absorvedor homogêneo, a superposição colapsa-se em uma integral de convolução, uma vez que a contribuição de dose depende apenas da posição relativa da dose e dos pares de pontos de espalhamento. Pode ser avaliada no espaço real como uma integral ou no espaço de Fourier como uma multiplicação mais simples:

$$D(r) = F^{-1}[F\{D\} = F\{T\} \cdot F\{K\}] \quad (\text{Eq. 1.9})$$

em que F e F^{-1} denotam a Transformada de Fourier e a operação inversa, respectivamente. Tal convolução tem como principal vantagem a redução do tempo de cálculo computacional (*Reference Guide for Eclipse Algorithms*, Varian Medical Systems, 2005).

Em uma convolução, no entanto, para cada ponto de cálculo, o mesmo *kernel* é utilizado, independente do meio em que ocorreu a interação. A Figura 1.5 ilustra a maneira como o método de convolução corrige o kernel em meios heterogêneos. Nestes casos, a mudança no espalhamento lateral não é modelada, sendo o kernel corrigido apenas pela atenuação do tecido.

Figura 1.5: Representação da correção do *kernel* em meios heterogêneos pelo método da convolução.

Se a densidade deste meio for significativamente diferente à densidade da água, ou se houver falta de tecido ao redor do ponto de interesse, o cálculo da dose pode ser impreciso.

No caso da superposição, o *kernel* varia de acordo com o local da interação. Para cada ponto, são traçados raios (em coordenadas esféricas), o que permite a modificação do *kernel*, de acordo com a densidade média de cada linha traçada, seguindo o teorema de escalonamento da densidade.

Correções de heterogeneidade baseadas no princípio da superposição não são totalmente fidedignas em relação à dose depositada, pois a modificação do *kernel* é feita apenas para os fótons espalhados, sem levar em conta os elétrons secundários gerados pela interação dos fótons primários (Ahsnejö e Aspradakis, 1999).

1.2.4 AAA –*Anisotropic Analytical Algorithm*

O AAA é um algoritmo de convolução/superposição que utiliza uma modelagem separada, derivada do método de Monte Carlo, para fótons primários, fótons espalhados extra-focais e elétrons espalhados (Esch et al, 2006). O modelo utiliza, então, o modelo de três fontes, descrito a seguir.

1.2.4.1 Fonte primária

A fonte primária é uma fonte pontual, localizada no plano do alvo (vide Figura 1.5). Tal fonte modela os fótons *bremsstrahlung* gerados no alvo e que não interagem no cabeçote do acelerador linear. O espectro inicial dos fótons no eixo central do feixe, imediatamente após o alvo, foram simulados com o *software* BEAMnrc utilizando materiais e espessuras realísticas do alvo e inseridos dentro do algoritmo.

1.2.4.2 Fonte secundária de fótons

A fonte secundária de fótons, ou fonte extra-focal, é a fonte que possui espectro na forma de distribuição Gaussiana, localizada no plano do filtro aplainador. Ela simula os fótons resultantes, principalmente, do espalhamento dos fótons primários no filtro aplainador e nos colimadores primários.

Figura 1.6: Componentes de um acelerador linear (Adaptado de: *Reference Guide for Eclipse Algorithms*, 2005)

1.2.4.3 Fonte secundária de elétrons

A fonte secundária de elétrons modela os elétrons gerados a partir das interações dos fótons primários e secundários.

Uma quarta fonte pode ser considerada, na presença de acessórios modificadores do feixe, tais como: blocos, colimadores de múltiplas lâminas e filtros (físicos ou virtuais). Cada ponto destes acessórios atua como uma fonte auxiliar, que é considerado na modelagem do algoritmo AAA.

1.2.4.4 Cálculo da dose

O cálculo volumétrico da dose é obtido através da divisão do volume do paciente em uma matriz tridimensional de *voxels*. A geometria da grade de cálculo dos *voxels* é divergente. A cada *voxel*, é

associada uma densidade eletrônica média, derivado das imagens de TC, de acordo com a curva de calibração do tomógrafo.

Os *kernels* de espalhamento foram previamente calculados utilizando o código de Monte Carlo EGSnrc. Estes *kernels* foram computados para feixes monoenergéticos. Um *kernel* de espalhamento polienergético é construído através da soma ponderada de *kernels* monoenergéticos e, durante o cálculo tridimensional da dose, são escalonados para a densidade real dos tecidos do paciente (*Reference Guide for Eclipse Algorithms*, Varian Medical Systems, 2005).

1.2.5 Métodos estocásticos: iPlan® X-Ray Voxel Monte Carlo (XVMC)

O método de Monte Carlo é, potencialmente, o método mais acurado em prever a distribuição de dose em um paciente (Metcalf et al, 2004). Em tal método, são considerados, através da física do transporte de fótons e elétrons, as trajetórias de partículas individuais e o padrão de deposição de energia de cada uma delas. O transporte de uma partícula incidente e das partículas geradas pela interação da partícula incidente é denominado *história*. Cada história é unicamente determinada pela seleção aleatória a partir de distribuições de probabilidades que controlam cada possível interação (Metcalf et al, 2004). A física das principais interações das radiações ionizantes com a matéria é descrita no Anexo I.

Por se tratar de um método probabilístico, uma grande quantidade de histórias deve ser simulada, a fim de se obter uma

incerteza estatística aceitável clinicamente (em geral, valores inferiores a 2% são requeridos para a maioria das situações clínicas).

O algoritmo iPlan® *X-Ray Voxel Monte Carlo* consiste de três componentes principais (Figura 1.6).

Figura 1.6: Os três componentes do algoritmo XVMC (Adaptado de: BrainLab Physics, *Technical Reference Guide* –2009).

O primeiro componente é a fonte de radiação. Ele modela a parte superior do cabeçote do acelerador linear (alvo, colimador primário e filtro aplainador) e produz fótons, bem como elétrons contaminantes a partir da distribuição correspondente. As partículas são, então, transferidas ao componente secundário, que é o modelo do sistema de colimação. Dependendo da configuração do campo, as partículas são absorvidas, espalhadas ou transmitidas através do sistema de colimação sem interagir. As partículas remanescentes são transferidas para o cálculo de dose no paciente. Nesse terceiro

componente, o transporte de radiação através da geometria do paciente é simulado e a distribuição de dose é calculada (BrainLab Physics – *Technical Reference Guide*, 2009).

1.2.6 Métodos determinísticos: Eclipse® Acuros XB

A equação linear do transporte de Boltzmann é a equação governante que descreve o comportamento macroscópico das partículas de radiação (nêutrons, raios gama, elétrons) conforme elas atravessam e interagem com a matéria. Para um dado volume de matéria, sujeito a uma fonte de radiação, a solução da equação de Boltzmann forneceria uma descrição “exata” da dose no volume. No entanto, soluções completas ou analíticas da equação de Boltzmann só podem ser obtidas para alguns poucos problemas simplificados e tal equação deve ser resolvida de maneira não analítica como, por exemplo, no método de Monte Carlo (*Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, Varian Medical Systems, 2014).

A solução explícita da equação de Boltzmann utiliza-se de métodos numéricos e é a técnica utilizada pelo algoritmo Eclipse® Acuros XB. O cálculo de dose neste algoritmo é realizado através dos seguintes passos:

- a) transportar os componentes do modelo da fonte de fótons (fonte primária, fonte secundária e de contaminação eletrônica) para o paciente;
- b) transportar a fluência de fótons espalhados no paciente;
- c) transportar a fluência de elétrons no paciente;

d) calcular a dose.

O passo (a) é o único passo que é repetido para cada feixe de tratamento e os passos (b) a (d) são realizados apenas uma vez, independente do número de campos.

Nos passos (b) e (c), o *Acuros XB* discretiza o espaço, o ângulo de espalhamento e a energia, resolvendo, iterativamente, a equação de Boltzmann.

O passo (d) pode ser reportado em “Dose na água” ou “Dose no meio”. Quando “Dose no Meio” é calculada, a fluência de energia é baseada nas propriedades do material daquele *voxel*. Quando “Dose na água” é considerada, a fluência de energia baseia-se na água.

Quanto às correções de heterogeneidade, diferente dos algoritmos de superposição, os quais escalonam os *kernels* de espalhamento de acordo com a densidade do meio, o *Acuros* possui a propriedade de simular o *kernel* de espalhamento para diversos materiais (*Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, Varian Medical Systems, 2014).

A motivação por trás do desenvolvimento dos métodos de solução analítica da equação de Boltzmann foi fornecer uma alternativa rápida para as simulações de Monte Carlo, as quais requerem, frequentemente, longos tempos de cálculo.

1.3 Acurácia exigida para o cálculo da dose

O *Report 85* da AAPM apresenta as incertezas associadas aos diversos processos que envolvem a liberação da dose

ao paciente. Essas incertezas são estimativas provenientes de diversos estudos e estão apresentadas na Tabela 1.2. O documento citado ressalta o fato de que as incertezas estimadas são válidas na presença de um completo e extensivo programa de garantia de qualidade. A tabela apresenta dois cenários de incertezas, sendo um válido para os tempos atuais e outro para o futuro, considerando o desenvolvimento das tecnologias de imagem e de tratamento. Pela tabela, a fim de que a incerteza global permaneça abaixo de 5%, uma acurácia melhor que 3% é exigida para os algoritmos de cálculo de dose.

Tabela 1.2: Estimativas das incertezas na dose absoluta, considerando todos os procedimentos envolvidos no tratamento de um paciente em um cenário atual e futuro (FONTE: AAPM TG 85).

<i>Fonte de incerteza</i>	<i>Incerteza Atual (%)</i>	<i>Incerteza no futuro (%)</i>
Dose no ponto de calibração na água	2,5	1,0
Incerteza adicional para outros pontos	0,6	0,3
Estabilidade do monitor do feixe	1,0	0,5
Planura do feixe	1,5	0,5
Dados do paciente	1,5	1,0
Posicionamento e movimentação de órgãos	2,5	2,0
Global (excluindo cálculo da dose)	4,3	2,5
<i>Algoritmo de cálculo de dose (vários níveis)</i>	<i>1,0 / 2,0 / 3,0 / 5,0</i>	<i>1,0 / 2,0 / 3,0</i>
TOTAL	4,4 / 4,7 / 5,2 / 6,6	2,7 / 3,2 / 3,9

1.4 Revisão bibliográfica

Foi investigada por Engelsman (2001) a diferença entre os cálculos de algoritmos simples de correção de heterogeneidade (*Pencil*

Beam com correção em uma dimensão, *Modified Batho* e *Equivalent Path Length*) e medidas com filmes e câmara de ionização, realizadas em um objeto simulador de pulmão. Os resultados demonstraram que os três algoritmos prediziam uma dose de até 20% a mais no tecido pulmonar, comparado com a dose realmente depositada. A distância entre as curvas de isodose também foi medida e diferenças de até 14 mm foram encontradas.

Uma avaliação do algoritmo AAA (*Analytic Anisotropic Algorithm*), presente no sistema de planejamento Eclipse, da Varian®, foi realizada por Robinson (2008). Os resultados obtidos foram comparados com medidas experimentais e, em geral, o algoritmo AAA superestimou a dose em regiões localizadas após áreas de baixa densidade eletrônica.

Kohno et al (2009) comparou, em objetos simuladores contendo heterogeneidades, três diferentes algoritmos de cálculo (*Convolution*, *Superposition* e *Fast-Superposition*) do sistema de planejamento XiO, da Elekta®. O algoritmo *Convolution* superestimou a dose em aproximadamente 8% no simulador de pulmão, comparado com as medidas realizadas com uma câmara de ionização. Os algoritmos *Superposition* e *Fast-Superposition* apresentaram acurácia melhor que 2% em relação às medidas com a câmara de ionização.

Um estudo multi-institucional (Mizuno, 2011) envolvendo dois algoritmos de cálculo de diferentes fabricantes (*Superposition*, do XiO Elekta e *Analytical Anisotropic Algorithm*, da Varian), analisou o efeito da correção de heterogeneidade em casos de tumor pulmonar,

encontrando diferenças de até 11% na dose no isocentro de tratamento entre as diferentes instituições.

Han et al (2011) demonstraram que o algoritmo *Acuris* XB (AXB) apresentou resultados muito mais próximos dos obtidos com método de Monte Carlo quando comparados com *Convolution* e AAA. Os cálculos foram realizados em objetos simuladores contendo heterogeneidades de tecido mole, osso e pulmão e as doses foram comparadas nas regiões de interface e dentro das heterogeneidades. Fogliata et al (2011) encontraram diferenças melhores que 2% para os cálculos utilizando o AXB, quando comparados ao AAA e medidas experimentais em objetos simuladores heterogêneos de geometrias simples. Hoffman et al (2011) realizaram medidas em um objeto simulador de tórax, comparando os resultados calculados com o AXB e AAA. A comparação resultou em uma concordância maior para o AXB do que para o AAA. Em 2014, Tsuruta et al avaliaram a acurácia do AAA, AXB e do XVMC. Eles concluíram que AXB e XVMC possuem concordâncias maiores entre si do que o AAA.

A utilização de novas técnicas de tratamento, com a utilização de campos pequenos na SBRT (*Stereotactic Body Radiation Therapy*) ou segmentos de campos pequenos, no caso da IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*), é outro ponto a ser avaliado pelos algoritmos, no que diz respeito à correção de heterogeneidade, já que o comportamento dos algoritmos de cálculo pode variar de acordo com o tamanho do campo a ser calculado.

Davidson et al (2007) analisaram o cálculo de heterogeneidade para a técnica de IMRT nos algoritmos *Convolution*, *Superposition* e *Pencil Beam* com correção de heterogeneidade unidimensional utilizando um objeto simulador antropomórfico de tórax. Os cálculos realizados foram comparados com medidas com filmes radiocrômicos e dosímetros termoluminescentes e demonstraram que o algoritmo *Pencil Beam* com correção unidimensional superestima a dose no volume alvo. Em outro estudo, Davidson (2008) adicionou o algoritmo AAA para comparação e encontrou que a dose calculada no centro do volume alvo foi comparável em todos os algoritmos (critério gama 5%/3mm), no entanto, na interface entre tecido e pulmão e no tecido tumoral periférico ao tumor, os algoritmos *Superposition* e AAA se apresentaram melhores que o algoritmo *Pencil Beam* (para *Superposition* e AAA, 85% dos pontos atingiram o critério gama contra 50% para *Pencil Beam*).

2. OBJETIVOS

- 1) Avaliar a sensibilidade de dez algoritmos disponíveis comercialmente em relação à curva de conversão de Unidade de Hounsfield em densidade eletrônica;
- 2) Quantificar a acurácia de diferentes algoritmos de cálculo em objetos simuladores de pulmão;
- 3) Analisar o impacto da escolha do algoritmo na distribuição de dose em planejamentos de tratamento de câncer de pulmão.

3. CONFLITOS DE INTERESSE

O presente estudo envolve diversos algoritmos de três fabricantes diferentes. Os resultados e análises aqui apresentados não possuem quaisquer conflitos de interesse com nenhuma das empresas, refletindo apenas os achados do autor como usuário dos sistemas.

4. METODOLOGIA

Todas as medidas experimentais apresentadas neste estudo foram realizadas em um feixe de 6 MV do Acelerador Linear Varian Clinac 6EX existente no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Os algoritmos avaliados estão apresentados na Tabela 4.1.

A escolha de tais algoritmos foi baseada na disponibilidade dos mesmos no complexo HC-FMUSP. Como cada algoritmo requer conjuntos de dados dosimétricos específicos, recomendados pelo fabricante, deve-se, primeiramente, avaliar a distribuição de dose em um objeto simulador homogêneo de água, sem correção de heterogeneidade, a fim de que sejam quantificadas as diferenças inerentes ao processo de modelagem de cada algoritmo. Uma vez obtidas tais diferenças, é possível, então, fazer a separação entre as incertezas dos dados dosimétricos, que alimentam cada algoritmo, e as diferenças inerentes ao cálculo com correção de heterogeneidade.

Seja no cálculo da distribuição de dose em objetos simuladores, bem como nos planejamentos realizados com imagens de pacientes, nenhum modificador de feixe (blocos, MLC, filtros em cunha, compensadores) foi utilizado, a fim de que não fossem acrescentadas incertezas sistemáticas devidas à modelagem desses materiais no TPS. Para todos os cálculos, utilizou-se uma grade tridimensional de 2,5 mm. Para o algoritmo XVMC, utilizou-se uma incerteza de 2%, com o cálculo da fluência corrigido para o método “Dose no Meio”. Para o algoritmo *Acuros XB* também utilizou-se o método “Dose no Meio”.

Tabela 4.1: Sistemas de planejamento computadorizado (TPS) com seus respectivos algoritmos de cálculo e métodos de correção de heterogeneidade

<i>TPS</i>	<i>Empresa</i>	<i>Algoritmo</i>	<i>Método de Correção</i>	<i>Versão</i>
Eclipse	Varian Medical System		Batho	10.0.28
		<i>Pencil Beam Convolution</i>	Batho Modificado	
			TAR equivalente	
		<i>Analytical Anisotropic Algorithm</i>		
		<i>(AAA)</i>	-	
XiO	Elekta	<i>Acuros XB</i>	Dose no meio	4.6.4
		<i>Convolution</i>	-	
		<i>Superposition</i>	-	
		<i>Clarkson</i>	-	
iPlan	BrainLab	<i>Pencil Beam</i>	-	4.1.2
		<i>X-Ray Voxel Monte Carlo (XVMC)</i>	Dose no meio	

4.1 Curva de calibração do tomógrafo

Para a criação da curva de calibração do tomógrafo, utilizou-se o objeto simulador PTW T40037, o qual é constituído de uma base de acrílico, com inserções para quatro (4) materiais de densidades diferentes, sendo eles: osso, tecido/água e pulmão (Figura 4.1).

Figura 4.1: Objeto simulador *PTW Inhomogeneity Phantom T40037* (PTW, Freiburg). O *insert* branco simula o osso; o marrom simula o pulmão e o transparente é um simulador de tecido mole.

Realizou-se uma varredura de tal objeto simulador no tomógrafo simulador (TC-simulador) GE *Bright Speed* de 4 canais, com as configurações utilizadas na rotina clínica, sendo elas : 120 kV; 200 mA ; Reconstrução: *Standard*; FOV máximo = 40 cm de diâmetro.

A Unidade de Hounsfield (UH) foi extraída do console do TC-simulador, utilizando-se a média sobre cinco regiões de interesse (ROI) de áreas iguais a $1,0 \text{ cm}^2$ posicionadas em cada material heterogêneo (Figura 4.2). O fato de utilizar a média da UH sobre um ROI reduz o efeito de possíveis artefatos dentro de cada material analisado.

Figura 4.2: Tomografia Computadorizada do Objeto simulador *PTW Inhomogeneity Phantom T40037* inserido entre placas de água sólida, ilustrando os ROIs sobre cinco regiões (1) osso; (2) pulmão; (3) tecido; (4) acrílico e (5) ar.

Para reduzir os efeitos dos artefatos na imagem, os ROIs foram posicionados em diferentes cortes axiais do mesmo material, utilizando a média de todos os ROIs para a construção da curva de calibração. As densidades eletrônicas de cada um dos materiais foram retiradas do manual do fabricante (PTW, Freiburg, 2006) e a curva de calibração foi construída e inserida em todos os sistemas de planejamento avaliados neste estudo (Eclipse®, iPlan® e XiO®).

Para verificar a influência da curva de calibração no cálculo da distribuição de dose, o intervalo de UH obtido do pulmão foi alterado de -726 UH até -626 UH na imagem escaneada do objeto simulador de pulmão; a dose pontual calculada a 10 cm de profundidade, no raio central, foi comparada com a dose da UH original (-676 UH). A diferença foi reportada na forma de desvio relativo percentual, calculado por:

$$100 \times \frac{D_{UH}}{D_{UH_0}} - 100 \quad (\text{Eq. 4.1})$$

em que D_{UH} é a dose média na câmara de ionização para uma unidade de Hounsfield diferente da original na região da cortiça e D_{UH_0} é a dose média na câmara de ionização para uma $UH = -676$ atribuída à região da cortiça.

4.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples

A validação inicial de cada algoritmo foi realizada através de medidas em objetos simuladores constituídos de placas simuladoras de água e pulmão. Os materiais simuladores são placas de água sólida RW3® para a água e placas de cortiça para o pulmão.

Foram utilizados filmes radiocrômicos EBT3 para verificação de porcentagens de dose profunda (PDP) e de perfis de dose. Foram ainda realizadas medidas absolutas com a câmara de ionização Scanditronix/Wellhofer CC13, cujo volume é igual a $0,13 \text{ cm}^3$. A Figura 4.3 ilustra a geometria utilizada nesta etapa do estudo.

Figura 4.3: Geometria utilizada para determinação de PDP, perfil e dose absoluta. (A) Objeto simulador homogêneo com a câmara posicionada a 8 cm de profundidade –representada pelo ponto na imagem e (B) Objeto simulador de pulmão com a câmara de ionização posicionada a 14 cm de profundidade. A camada de cortiça corresponde a um total de 10 cm de altura, localizada do 3º ao 13º cm do objeto simulador B.

Quadrados de aproximadamente $5 \times 5 \text{ cm}^2$ de filmes radiocrômicos foram colocados entre as placas, perpendiculares à incidência do feixe de radiação, em diferentes profundidades, para as medidas de PDP. Para as medidas de perfis, foram utilizados filmes inteiros ($20 \times 25 \text{ cm}^2$) posicionados a 8 cm de profundidade no simulador homogêneo (Figura 4.3A) e a 8 cm de profundidade no simulador de pulmão (profundidade que corresponde à metade da profundidade total de cortiça – Figura 4.3B).

A análise dos filmes radiocrômicos foi realizada através do seu escaneamento no Scanner EPSON 10000XL e no programa Verisoft® (PTW, Freiburg). Uma descrição detalhada da calibração do filme radiocrômico está descrita no Anexo IV.

Ambos os objetos simuladores foram escaneados no TC-simulador. A fim de se eliminar os artefatos da imagem da tomografia, a região da cortiça foi delineada e a ela foi atribuída uma UH ou densidade eletrônica média, conforme ilustrado na Figura 4.4.

Figura 4.4: Tomografia do objeto simulador de pulmão. (A) Imagem com artefatos e (B) imagem com atribuições de UH média para a região da cortiça. As imagens apresentadas em (B) foram utilizadas para o cálculo.

Foram avaliados dois tamanhos de campos ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$), ambos com distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm.

As Unidades Monitoras (UM) foram fixadas em 400 para todos os planejamentos e algoritmos, a fim de causar uma sensibilização adequada do filme radiocrômico, na superfície e nas profundidades maiores de cada objeto simulador.

A dose calculada na câmara de ionização, extraída a partir da dose média fornecida pelo histograma dose-volume (DVH) do sistema de planejamento, no qual seu volume foi delineado, foi comparada com os valores experimentais. A comparação foi realizada através do desvio percentual relativo (DPR), dado por:

$$DPR = 100 \times \frac{D_{calc}}{D_{med}} - 100 \quad (\text{Eq. 4.2})$$

em que D_{calc} é a dose média no volume delineado como câmara de ionização calculada por cada algoritmo e D_{med} é a média de três medidas experimentais.

A avaliação dos dados bidimensionais (PDP e perfis) calculados pelo sistema de planejamento foi realizada através da diferença relativa percentual ponto a ponto entre a dose calculada por cada algoritmo em relação às médias de 3 (três) medidas realizadas com os filmes radiocrômicos.

Para a avaliação da PDP e dos perfis, calculou-se uma diferença líquida, subtraindo do desvio encontrado no simulador de pulmão o desvio obtido no simulador homogêneo, eliminando, dessa forma, a incerteza proveniente da modelagem de cada algoritmo. A região

utilizada para avaliação foi a região em que a heterogeneidade (3 cm a 13 cm) estava presente.

$$Dif. líquida = desvio_{pulmão} - desvio_{homogêneo} \quad (Eq. 4.3)$$

4.3 Impacto do algoritmo em planejamentos de pulmão

A partir de imagens de TC de pacientes que realizaram Radioterapia em lesões pulmonares (técnica 3D ou SBRT) no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina e no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo, foram criados planos de tratamento fictícios, com campos de tratamentos colimados apenas pelos colimadores secundários (*jaws*), sem quaisquer modificadores de feixes (filtros, blocos, compensadores). Nenhum dos planejamentos criados corresponde ao tratamento efetivamente realizado pelo paciente em questão nas instituições. Todas as imagens foram anonimizadas e, a cada uma delas, foi atribuída a curva de calibração correspondente ao tomógrafo em que as imagens foram adquiridas.

4.3.1 Planejamentos tridimensionais

Foram selecionadas imagens de TC de 11 pacientes e realizou-se o planejamento virtual, simulando um tratamento de radioterapia tridimensional. A seleção dos pacientes foi realizada através da avaliação do volume da lesão. Como um dos sistemas de planejamento utilizados neste estudo (iPlan, BrainLab®) possui dados para tamanhos de campo de no máximo, $9,8 \times 9,8 \text{ cm}^2$, não foram incluídos pacientes cujo volume alvo precisaria de campos maiores que esse valor.

À maneira como é realizado clinicamente, foram delineadas as estruturas necessárias para o planejamento, de acordo com o ICRU *Reports* 50 e 62:

- volume alvo de planejamento (*PTV - Planning Target Volume*) : consiste no volume de doença visível (*GTV – Gross Tumor Volume*) com margens adicionais para doença subclínica (*CTV – Clinical Target Volume*) e margens que incluem a movimentação interna dos órgãos e erros de posicionamento;

- órgãos em risco (*OAR – organs at risk*): órgãos localizados próximos à região de tratamento, cujas doses não podem atingir um limite de tolerância.

Para todos os casos, foram delineadas as seguintes estruturas: volume alvo; pulmões direito e esquerdo; medula espinhal e corpo. O delineamento foi realizado apenas uma vez, no Eclipse(R) e o conjunto de estruturas foi transferido para os demais sistemas de planejamento. As incidências do feixe, o número de feixes e o tamanho dos campos utilizados na simulação virtual variaram conforme a localização e o volume do alvo. A Figura 4.5 apresenta o corte axial, que passa pelo isocentro de tratamento, de cada paciente selecionado, com as seguintes estruturas delineadas: pulmão direito (verde), pulmão esquerdo (azul), medula espinhal (rosa) e volume alvo (vermelho). A Figura 4.6 ilustra os volumes delineados e as incidências de feixe utilizadas no planejamento tridimensional para o paciente nº 7.

Figura 4.5: Cortes axiais dos pacientes selecionados para a avaliação do planejamento tridimensional. Foram delineados os pulmões direito (verde), esquerdo (azul), a medula espinhal (rosa) e o volume alvo (vermelho). Foram selecionados apenas pacientes cujo volume alvo pudesse ser incluído em um campo máximo de $9,8 \times 9,8 \text{ cm}^2$.

Figura 4.6: Representação do planejamento tridimensional para o paciente número 7. (A) corte axial da TC de simulação, apresentando as estruturas delineadas (pulmão direito em azul, pulmão esquerdo em verde, medula espinhal em rosa e volume alvo em vermelho) e incidências dos feixes (3 campos representados pelas linhas amarelas); (B) Representação tridimensional dos volumes delineados.

O cálculo inicial foi realizado sem correção de heterogeneidade, no sistema de planejamento iPlan(R), para o algoritmo Pencil Beam e, a partir de então, as UMs encontradas foram mantidas para todos os outros algoritmos. A grade de cálculo utilizada foi de 2,5 mm e, para o algoritmo XVMC (iPlan®), a incerteza de Monte Carlo foi de 2%, considerando o método “Dose no Meio”. Para o algoritmo de cálculo Acuros XB (Eclipse®) também foi utilizado o cálculo em “Dose no Meio”.

Os planejamentos foram comparados qualitativamente, através da distribuição de dose nos planos axiais que passam pelo isocentro de tratamento e, quantitativamente, em termos do DVH, através da análise dos seguintes parâmetros:

- dose média no volume alvo (D_m);

- D98, D95 e D2 que são as doses recebidas por 98%, 95% e 2% do volume alvo, respectivamente;
- dose média nos pulmões direito e esquerdo;
- dose máxima na medula espinhal.

Em todas as análises, utilizou-se o cálculo sem correção de heterogeneidade como referência, atribuindo a este, o valor de 100% para todas as variáveis de análise. A dose de prescrição para todos os casos foi de 60 Gy, divididos em 30 frações. O desvio relativo (DR) de cada parâmetro analisado foi calculado por:

$$DR = 100 \times \frac{D_{corr} - D_{sem_corr}}{D_{prescrição}} + 100 \quad (\text{Eq.4.4})$$

em que D_{corr} é a dose calculada com o algoritmo de correção de heterogeneidade ligado e D_{sem_corr} é a dose calculada pelo mesmo algoritmo sem correção de heterogeneidade. A ponderação pela dose de prescrição foi necessária, principalmente para os órgãos em risco, nos quais os valores de dose em cada uma das simulações eram bem distintos. Em alguns casos, uma variação de algumas dezenas de cGy representava, percentualmente, um desvio relativo maior do que uma variação de centenas de cGy. Por exemplo: uma dose máxima na medula espinhal de 11 cGy calculada com correção de heterogeneidade comparada com uma dose absoluta de 10 cGy para o cálculo sem correção de heterogeneidade, representaria uma diferença de 10%, sem a ponderação pela dose de prescrição. Enquanto uma diferença de apenas 5% seria reportada para uma dose de 4000 cGy calculada sem correção de heterogeneidade comparada com 4200 cGy

para o cálculo com correção de heterogeneidade. Ao ponderar pela dose de prescrição, julgou-se a comparação mais justa.

4.3.2 Planejamentos de Radioterapia Estereotática

As imagens de TC de 14 pacientes foram utilizadas para o delineamento das estruturas de interesse: alvo, pulmões direito e esquerdo, medula espinhal e corpo. Todos os planejamentos foram compostos por 9 campos, sendo alguns (um ou dois) não-coplanares, simulando um tratamento de Radioterapia Estereotática Corpórea (SBRT). A incidência e as dimensões dos campos de tratamento variaram de acordo com a localização e o volume do alvo. A Figura 4.7 apresenta o corte axial, que passa pelo isocentro de tratamento, para cada um dos pacientes selecionados para esta técnica, juntamente com os seguintes volumes delineados: pulmão direito (verde), pulmão esquerdo (azul), medula espinhal (rosa) e volume alvo (vermelho). A Figura 4.8 ilustra os volumes delineados e as incidências utilizadas para o paciente nº 6.

O planejamento inicial foi realizado sem correção de heterogeneidade e as UMs encontradas foram mantidas para os outros algoritmos. A grade de cálculo utilizada foi de 2,5 mm e a incerteza de Monte Carlo foi de 2%, considerando “Dose no meio”. Para o algoritmo de cálculo *Acuros XB* (Eclipse®) também foi utilizado o cálculo em “Dose no meio”.

Figura 4.7: Cortes axiais dos pacientes selecionados para a avaliação do planejamento de SBRT. Foram delineados os pulmões direito (verde), esquerdo (azul), a medula espinhal (rosa) e o volume alvo (vermelho).

Figura 4.8 : Representação do planejamento de SBRT para o paciente número 6. (A) corte axial da TC de simulação, apresentando as estruturas delineadas (pulmão direito em azul, pulmão esquerdo em verde, medula espinhal em rosa e volume alvo em vermelho) e incidências dos feixes (9 campos representados pelas linhas amarelas e cinzas – campos não coplanares); (B) Representação tridimensional dos volumes delineados.

Devido à limitação do algoritmo em calcular doses em campos não-coplanares, o algoritmo *Pencil Beam Convolution*, com método de correção TAR equivalente (eTAR) não foi utilizado nesta análise.

Os planejamentos foram comparados qualitativamente, através da distribuição de dose no plano axial que passa pelo isocentro de tratamento e, quantitativamente, em termos do DVH, através da análise dos mesmos parâmetros utilizados nos planejamentos tridimensionais.

Da mesma forma, utilizou-se o cálculo sem correção de heterogeneidade como referência e a ponderação pela dose de prescrição. A dose de prescrição para todos os casos foi de 54 Gy, divididos em 3 frações.

5. RESULTADOS

5.1 Curva de calibração do tomógrafo

A Tabela 5.1 apresenta as Unidades de Hounsfield (UH) médias obtidas para cada região do objeto simulador da PTW, bem como suas densidades eletrônicas relativas à água. A média das UH foi obtida através da leitura em cinco pontos diferentes no eixo longitudinal do material heterogêneo.

Tabela 5.1: Unidade de Hounsfield (UH) e densidades eletrônicas dos materiais heterogêneos presentes no objeto simulador PTW T40037

<i>Material</i>	<i>UH (média ± desvio padrão)</i>	<i>Densidade eletrônica relativa à água</i>
Osso	940 ± 4	1,87
Tecido	-33 ± 1	1,02
Pulmão	-645 ± 25	0,31
Acrílico (água)	128 ± 5	1,08
Ar	-1005 ± 1	0

A partir dos valores apresentados na Tabela 5.1, a curva de calibração do tomógrafo foi construída (Figura 5.1) e incluída em todos os sistemas de planejamento (iPlan®, XiO® e Eclipse®).

Figura 5.1: Curva de calibração do tomógrafo GE Bright Speed.

A Tabela 5.2 apresenta as diferenças das doses pontuais calculadas por cada algoritmo em um ponto localizado a 10 cm de profundidade, no objeto simulador de pulmão ao serem aplicadas correções graduais na UH da região da cortiça (que simula o pulmão). O intervalo de UH avaliado foi de -726 a -626 UH, tendo como referência a dose calculada com uma UH de -676, que é a média em 7 pontos do objeto simulador escaneado. A representação gráfica das diferenças está apresentada na Figura 5.2.

Figura 5.2: Diferenças percentuais da dose absoluta pontual na profundidade de 10 cm calculadas para cada algoritmo em relação à variação da Unidade de Hounsfield na região pulmonar.

Os resultados da Tabela 5.2 e da Figura 5.2 apontam que, à medida em que aumenta a diferença entre a UH original e a UH atribuída à região da cortiça, a diferença de dose calculada dentro dessa região também aumenta, de forma linear. Com o aumento da UH, os algoritmos entendem que há um aumento na densidade eletrônica

no meio e, portanto, há uma maior atenuação do feixe incidente, o que resulta em uma dose absorvida menor, a uma mesma profundidade.

Para o intervalo de UH utilizado (± 50 UH), observou-se uma diferença máxima de 1,5%. A maioria dos algoritmos analisados manteve a diferença abaixo de 1,0%.

Tabela 5.2: Diferença percentual entre a dose absoluta pontual calculada por cada algoritmo a 10 cm de profundidade com a variação da UH. A dose obtida com UH de -676 foi utilizada como referência.

UH região pulmonar	Densidade eletrônica relativa à água	Variação da UH	Variação da dose calculada a 10 cm de profundidade (%)									
			Eclipse					XiO			iPlan	
			Batho	Batho Mod	eTAR	AAA	Acuros XB	Conv	Superp	Clarkson	PB	XVMC
-726	0,27	-50	0,82	1,06	0,99	0,78	0,85	1,50	0,79	1,01	NA	NA
-706	0,29	-30	0,44	0,66	0,56	0,55	0,51	0,93	0,53	0,66	NA	NA
-686	0,31	-10	0,17	0,23	0,17	0,14	0,17	0,39	0,23	0,22	NA	NA
-676	0,32	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
-666	0,33	10	-0,14	-0,13	-0,23	-0,10	-0,17	-0,36	-0,23	-0,25	0	-0,2
-646	0,35	30	-0,41	-0,53	-0,63	-0,24	-0,51	-0,90	-0,53	-0,82	-0,72	-0,6
-626	0,37	50	-0,68	-0,92	-0,99	-0,55	-0,81	-1,44	-0,76	-1,07	-1	-0,9

5.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples

A análise das doses absolutas com câmara de ionização foi realizada a uma profundidade de 10 cm no objeto simulador homogêneo e a 14 cm no objeto simulador de pulmão, estando esta localizada numa região posterior à heterogeneidade. As doses absolutas calculadas por cada algoritmo, bem como a média das medidas obtidas com a câmara de ionização estão na Tabela 5.3, para os dois tamanhos de campo analisados. A Tabela 5.4 apresenta as diferenças de cada algoritmo de cálculo em relação à média das medidas experimentais.

Tabela 5.3: Doses absolutas (em cGy) calculadas para cada algoritmo estudado e medidas com a câmara de ionização. A análise foi realizada para a profundidade de 10 cm para o objeto simulador homogêneo e a 14 cm para o objeto simulador de pulmão.

TPS	Algoritmo	Objeto simulador homogêneo		Objeto simulador de pulmão	
		campo 5 x 5	campo 10 x 10	campo 5 x 5	campo 10 x 10
Eclipse	PB hom	232,5	259,4	184,9	211,3
	Batho	233,4	260,1	234,1	256,5
	Batho Mod	233,4	260,2	243,8	265,6
	eTAR	233,0	259,6	244,2	265,8
	AAA hom	231,9	260,2	184,7	212,5
	AAA	231,7	254,8	252,1	270,8
	Acuros XB	227,9	254,2	229,0	258,1
XiO	Conv	233,0	254,0	254,0	287,0
	Superp	233,0	254,0	239,0	262,0
	Clarkson	234,0	255,0	249,0	273,0
iPlan	PB	232,0	259,0	260,0	279,0
	XVMC	232,0	255,0	241,0	262,0
Dose medida com a CI (média $\pm$ desv pad)		230,3 $\pm$ 0,2	256,1 $\pm$ 0,1	234,3 $\pm$ 0,1	255,5 $\pm$ 0,1

Tabela 5.4: Diferenças percentuais entre a dose calculada por cada algoritmo estudado e a dose medida com a câmara de ionização. As medidas foram realizadas a uma profundidade de 10 cm no objeto simulador homogêneo e a 14 cm no objeto simulador heterogêneo (após a heterogeneidade).

TPS	Algoritmo	Objeto simulador homogêneo		Objeto simulador de pulmão	
		campo 5 x 5	campo 10 x 10	campo 5 x 5	campo 10 x 10
<i>Eclipse</i>	PB hom	1,0	1,3	-21,1	-17,3
	Batho	1,4	1,6	-0,1	0,4
	Batho Mod	1,4	1,6	4,0	4,0
	eTAR	1,2	1,4	4,2	4,0
	AAA hom	0,7	1,6	-21,2	-16,8
	AAA	0,6	-0,5	7,6	6,0
	Acuros XB	-1,0	-0,7	-2,3	1,0
<i>XiO</i>	Conv	1,2	-0,8	8,4	12,3
	Superp	1,2	-0,8	2,0	2,6
	Clarkson	1,6	-0,4	6,3	6,9
<i>iPlan</i>	PB	0,7	1,1	11,0	9,2
	XVMC	0,7	-0,4	2,9	2,6

Pela tabela 5.4, pode-se observar que uma diferença máxima de 1,6% foi obtida para o objeto simulador homogêneo, para todos os algoritmos avaliados, comprovando a modelagem adequada de todos os algoritmos. No objeto simulador de pulmão, diferenças de até -21,2% foram encontradas, quando a correção de heterogeneidade não estava habilitada. Para algoritmos com a correção de heterogeneidade habilitada, uma diferença máxima de 12,3% foi obtida. Eclipse® Acuros XB, XiO® *Superposition* e iPlan® XVMC apresentaram diferenças inferiores a 3,0% para os dois tamanhos de campo analisados.

As Figuras 5.3 a 5.16 apresentam as PDPs e os perfis analisados para cada algoritmo em comparação à medida realizada com o filme radiocrômico para os dois tamanhos de campo analisados e para os

dois objetos simuladores (homogêneo e pulmonar). As linhas contínuas representam o cálculo realizado pelo sistema de planejamento e os quadrados representam a média de três diferentes irradiações do filme radiocrômico, com seus respectivos desvios padrões (barra de erros). As PDPs foram normalizadas para a profundidade de 1,5 cm - que é a profundidade de máxima dose do feixe de 6 MV - tanto para o cálculo realizado pelos algoritmos, como para as medidas experimentais e os perfis foram normalizados para o raio central. A área acinzentada nas curvas de PDP corresponde à região da cortiça.

Figura 5.3: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo XiO® *Convolution* sem correção de heterogeneidade para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.4: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo XiO® Clarkson, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.5: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo XiO® *Convolution*, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.6: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo XiO® *Superposition*, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.7: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® PBC sem correção, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.8: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® PBC *Batho Power Law*, para o campo 5 x 5 cm² : (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo 10 x 10 cm²: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.9: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® PBC *Batho Modified*, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.10: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® PBC eTAR, para o campo 5 x 5 cm² : (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo 10 x 10 cm²: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.11: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® AAA sem correção para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.12: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® AAA, para o campo 5 x 5 cm²: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo 10 x 10 cm²: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.13: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo Eclipse® Acuros XB, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.14: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo iPlan® PB sem correção, para o campo 5 x 5 cm² : (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo 10 x 10 cm²: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.15: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo iPlan® PB, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Figura 5.16: PDPs e perfis experimentais *versus* cálculo do algoritmo iPlan® XVMC, para o campo 5 x 5 cm²: (A) PDP no objeto simulador homogêneo; (B) PDP no objeto simulador de pulmão; (C) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo; (D) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão; para o campo 10 x 10 cm²: (E) PDP no objeto simulador homogêneo; (F) PDP no objeto simulador de pulmão; (G) perfil a 10 cm de profundidade no objeto simulador homogêneo e (H) perfil a 8 cm de profundidade no objeto simulador de pulmão.

Tabela 5.5: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental no objeto simulador *homogêneo*, para um campo de 5 x 5 cm².

Profundidade (cm)	XiO				Eclipse							iPlan		
	sem corr	Clarkson	Conv	Superp	PB sem corr	Batho	Batho Mod	eTAR	AAA sem corr	AAA	Acuros XB	sem corr	PB	XVMC
1	-0,20	0,24	-0,24	-0,10	-1,39	-1,25	-1,49	-1,28	0,17	-0,04	0,15	2,35	2,27	0,06
1,5	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
2,5	0,15	-0,11	0,21	0,22	0,40	0,52	0,41	0,88	-0,03	0,03	0,33	-0,35	-0,13	0,59
3,5	0,09	-0,17	0,20	0,17	0,35	0,58	0,44	0,84	-0,09	-0,03	0,34	-0,52	-0,27	-1,09
4,5	0,07	-0,07	0,24	0,23	0,39	0,70	0,50	0,89	-0,02	-0,02	0,46	-0,57	-0,22	-0,36
5,5	0,43	0,30	0,66	0,60	0,70	1,07	0,86	1,25	0,28	0,40	0,91	0,01	0,28	1,39
7,5	-0,19	0,18	0,11	0,06	0,45	0,77	0,57	1,05	-0,23	-0,11	0,48	-0,25	0,27	1,32
9,5	-1,13	-0,47	-0,76	-0,90	-0,24	0,08	-0,12	0,38	-0,94	-0,84	-0,36	-1,31	-0,74	0,54
10,5	-1,87	-1,01	-1,43	-1,64	-0,95	-0,56	-0,75	-0,42	-1,64	-1,72	-1,24	-1,40	-1,08	0,02
13	-3,36	-1,93	-2,78	-3,11	-2,13	-1,71	-1,87	-2,29	-2,76	-2,48	-2,32	-2,88	-2,02	-1,52
média	-0,60	-0,30	-0,38	-0,45	-0,24	0,02	-0,14	0,13	-0,52	-0,48	-0,12	-0,49	-0,16	0,09
<i>desv pad</i>	1,19	0,69	1,03	1,14	0,94	0,92	0,93	1,16	0,98	0,92	0,97	1,33	1,10	0,93

Tabela 5.6: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental no objeto simulador *homogêneo*, para um campo de 10 x 10 cm².

Profundidade (cm)	XiO				Eclipse							iPlan		
	sem corr	Clarkson	Conv	Superp	PB sem corr	Batho	Batho Mod	eTAR	AAA sem corr	AAA	Acuros XB	sem corr	PB	XVMC
1	-0,49	-0,69	-1,06	-1,16	-2,14	-2,06	-2,30	-2,14	-0,40	-0,65	-0,24	2,35	2,27	0,06
1,5	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,02	-0,01	0,00	0,00	0,00	0,00
2,5	0,56	0,69	1,31	1,34	1,11	1,13	1,05	1,52	0,63	0,66	0,83	-0,35	-0,13	0,59
3,5	0,47	0,58	1,18	1,16	0,96	1,14	0,99	1,34	0,43	0,45	0,85	-0,52	-0,27	-1,09
4,5	0,73	0,78	1,39	1,37	1,19	1,35	1,30	1,59	0,67	0,58	0,90	-0,57	-0,22	-0,36
5,5	0,38	0,63	1,24	1,14	0,95	1,19	1,02	1,31	0,41	0,49	0,72	0,01	0,28	1,39
7,5	0,72	1,01	1,41	1,35	1,30	1,54	1,37	1,75	0,65	0,74	0,96	-0,25	0,27	1,32
9,5	0,55	1,05	0,94	0,72	1,12	1,49	1,32	1,48	0,43	0,50	0,33	-1,31	-0,74	0,54
10,5	1,73	2,25	2,11	1,66	2,30	2,58	2,41	2,46	1,66	1,50	2,86	-1,40	-1,08	0,02
13	-0,22	0,58	-0,41	-1,03	0,39	0,59	0,59	-0,90	-0,17	0,06	-0,88	-2,88	-2,02	-1,52
média	0,44	0,69	0,81	0,66	0,72	0,90	0,78	0,84	0,43	0,43	0,63	-0,49	-0,16	0,09
<i>desv pad</i>	0,61	0,75	0,98	1,03	1,17	1,23	1,24	1,41	0,57	0,56	0,99	1,33	1,10	0,93

Tabela 5.7: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental realizada com filme radiocrômico no objeto simulador de *pulmão*, para um campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$. A cortiça (heterogeneidade que simula o tecido pulmonar) está presente nas profundidades de 3 a 13 cm.

Profundidade (cm)	XiO				Eclipse							iPlan		
	sem corr	Clarkson	Conv	Superp	PB sem corr	Batho	Batho Mod	eTAR	AAA sem corr	AAA	Acuros XB	sem corr	PB	XVMC
2,7	0,05	-0,25	0,20	-0,42	0,45	0,45	0,58	0,86	0,32	0,60	0,59	1,69	2,05	-0,12
2,9	1,58	1,31	1,84	1,09	1,98	2,08	2,14	2,23	1,87	1,48	2,47	3,30	3,76	1,93
3	-0,60	-0,62	-0,21	-1,02	-0,21	0,02	0,00	-0,07	-0,30	-1,20	0,95	1,10	1,75	0,29
3,4	-0,81	0,12	0,36	-0,85	-0,37	0,62	0,30	0,39	-0,47	-2,15	-0,29	0,80	2,50	-0,26
3,8	2,03	4,01	4,38	2,49	2,55	4,31	3,70	4,05	2,43	1,01	4,56	3,81	6,52	3,46
5,2	-0,77	5,09	6,12	1,56	-0,28	0,87	3,68	4,23	-0,31	0,19	3,13	0,82	7,61	1,73
7	-5,17	5,84	7,44	0,48	-4,47	0,36	3,87	4,07	-4,59	-0,13	1,90	-2,55	8,52	1,72
9	-10,60	6,09	7,99	-0,32	-9,59	0,06	3,60	3,54	-9,91	-0,56	1,07	-8,22	8,76	0,83
11	-15,77	6,17	8,42	-0,75	-14,80	-0,59	3,17	3,81	-14,73	-0,69	0,84	-12,89	9,11	0,53
12,2	-19,58	5,25	7,51	-1,63	-18,46	-1,60	2,30	3,35	-18,83	-1,86	-0,06	-17,04	8,62	-0,54
12,7	-21,08	5,13	7,16	-1,64	-19,99	-1,97	1,96	3,27	-20,17	-2,21	-0,24	-18,65	8,49	-1,48
13	-21,10	5,91	8,03	-0,45	-19,98	-1,20	2,76	4,17	-20,14	-0,64	1,00	-18,63	9,62	1,35
13,2	-21,67	5,36	7,70	-0,43	-20,48	-1,35	2,65	3,99	-20,86	0,95	0,54	-19,19	9,25	2,01
13,4	-22,07	4,92	7,50	-0,26	-20,82	-1,35	2,73	3,85	-21,29	2,66	0,40	-19,67	8,90	1,79
média	-9,68	3,88	5,32	-0,15	-8,89	0,05	2,39	2,98	-9,07	-0,18	1,20	-7,52	6,82	0,94
<i>desv pad</i>	10,05	2,55	3,31	1,18	9,72	1,67	1,29	1,50	9,80	1,43	1,38	9,68	2,95	1,29

Tabela 5.8: Diferença percentual entre o cálculo dos algoritmos avaliados e a medida experimental realizada com filme radiocrômico no objeto simulador de *pulmão*, para um campo de 10 x 10 cm². A cortiça (heterogeneidade que simula o tecido pulmonar) está presente nas profundidades de 3 a 13 cm.

Profundidade (cm)	XiO				Eclipse							iPlan		
	sem corr	Clarkson	Conv	Superp	PB sem corr	Batho	Batho Mod	eTAR	AAA sem corr	AAA	Acuris XB	sem corr	PB	XVMC
2,7	0,98	0,44	1,15	0,25	1,00	0,96	1,12	1,33	1,17	1,60	0,87	-0,10	0,77	-1,21
2,9	2,15	1,72	2,44	1,35	2,21	2,28	2,36	2,49	2,34	2,14	2,31	0,79	2,22	-0,41
3	0,23	0,02	0,65	-0,51	0,31	0,46	0,51	0,56	0,43	-0,25	1,00	-1,21	0,47	-2,24
3,4	-0,70	-0,19	0,49	-1,07	-0,64	0,22	-0,03	0,25	-0,47	-1,69	-1,15	-2,34	0,20	-2,68
3,8	2,43	3,75	4,78	2,56	2,43	4,06	3,43	4,10	2,72	1,92	4,13	0,45	4,06	-0,48
5,2	-0,72	3,65	6,03	1,44	-0,52	0,43	2,67	3,31	-0,34	0,54	2,59	-3,85	3,61	-2,04
7	-2,57	5,93	9,98	2,88	-2,31	1,72	4,49	4,94	-2,01	1,97	3,70	-6,23	5,74	-1,55
9	-6,63	7,19	12,03	2,69	-5,82	2,02	5,14	5,12	-5,83	2,08	3,67	-11,61	6,20	-1,97
11	-11,69	6,57	12,52	1,64	-10,88	0,92	4,17	4,86	-10,46	1,22	2,78	-17,13	5,62	-3,65
12,2	-14,57	6,93	12,81	1,62	-13,68	0,47	3,89	5,15	-13,44	0,84	2,66	-20,32	5,86	-4,04
12,7	-16,55	6,08	11,83	0,93	-15,62	-0,51	2,93	4,53	-15,24	-0,22	1,85	-22,30	4,87	-2,25
13	-15,55	8,06	14,06	3,05	-14,60	1,38	4,92	6,58	-14,14	2,36	4,15	-21,61	6,27	-0,67
13,2	-16,41	7,15	13,35	2,44	-15,40	0,86	4,41	5,90	-15,11	3,39	3,04	-22,65	5,22	-1,87
13,4	-15,62	8,24	14,77	3,76	-14,54	2,20	5,92	7,19	-14,31	6,49	4,05	-22,06	6,27	-0,91
média	-6,80	4,68	8,35	1,64	-6,29	1,25	3,28	4,02	-6,05	1,60	2,54	-10,73	4,10	-1,85
desv pad	7,81	3,07	5,48	1,39	7,39	1,15	1,79	2,16	7,32	1,92	1,51	9,83	2,27	1,10

As Tabelas 5.5 a 5.8 apresentam as diferenças encontradas entre o cálculo dos algoritmos e a medida experimental, feita com filme radiocrômico, nas profundidades avaliadas, para os campos 5 x 5 e 10 x 10 cm² nos dois objetos simuladores (homogêneo e pulmão).

A Tabela 5.9 apresenta a diferença média entre as PDPs calculadas pelo algoritmo computacional e as PDPs medidas com o filme radiocrômico para cada um dos algoritmos avaliados, para os dois tamanhos de campo estudados. Uma diferença “líquida” (em negrito) foi calculada para o objeto simulador de pulmão, segundo a Eq. 4.3. Tais diferenças foram calculadas para as profundidades de 3 cm a 13 cm, em que estava presente a heterogeneidade.

Tabela 5.9: Média das diferenças percentuais encontradas na região de 3 cm a 13 cm entre as PDPs calculadas pelos algoritmos estudados e as medidas experimentalmente. Uma diferença média líquida foi calculada para eliminar as incertezas da modelagem do algoritmo.

<i>Algoritmo</i>	<i>campo 5 x 5 cm²</i>			<i>campo 10 x 10 cm²</i>		
	<i>homog</i>	<i>pulmão</i>	<i>dif líquida</i>	<i>homog</i>	<i>pulmão</i>	<i>dif líquida</i>
<i>XiO sem corr</i>	-0,6	-9,7	-9,1	0,6	-6,6	-7,3
<i>XiO Clarkson</i>	-0,3	3,9	4,2	1,0	4,8	3,8
<i>XiO Conv</i>	-0,4	5,3	5,7	1,1	8,5	7,4
<i>XiO Superp</i>	-0,5	-0,2	0,3	0,9	1,5	0,6
<i>Eclipse PBC sem corr</i>	-0,2	-8,9	-8,7	1,2	-6,1	-7,3
<i>Eclipse PBC Batho</i>	0,0	0,1	0,0	1,4	1,1	-0,3
<i>Eclipse PBC Batho Mod</i>	-0,1	2,4	2,5	1,3	3,2	1,9
<i>Eclipse PBC eTAR</i>	0,1	3,0	2,9	1,3	3,9	2,7
<i>Eclipse AAA sem corr</i>	-0,5	-9,1	-8,6	0,6	-5,9	-6,5
<i>Eclipse AAA</i>	-0,5	-0,2	0,3	0,6	0,9	0,3
<i>Eclipse Acuros XB</i>	-0,1	1,2	1,3	0,8	2,5	1,7
<i>iPlan sem corr</i>	-0,5	-7,5	-7,0	0,2	-10,6	-10,8
<i>iPlan PB</i>	-0,2	6,8	7,0	0,6	4,3	3,7
<i>iPlan XVMC</i>	0,1	0,9	0,9	-0,2	-2,2	-1,9

Pela tabela, observa-se que as maiores diferenças aparecem para os cálculos realizados sem correção de heterogeneidade (em vermelho) e, nesses casos, o cálculo apresenta valores mais baixos que os medidos experimentalmente. Uma diferença da ordem de 10% é obtida nessas situações. No entanto, mesmo quando a heterogeneidade é considerada, alguns algoritmos apresentaram desvios da ordem de 7% (XiO® *Convolution* e iPlan® PB). Nesses casos, porém a diferença foi positiva, ou seja, as doses calculadas na região da heterogeneidade são superestimadas. Outros algoritmos apresentaram boa concordância com os valores experimentais (destacados em cinza), gerando desvios médios na região da heterogeneidade inferiores a 2% (XiO® *Superposition*, Eclipse® *Batho*, Eclipse® AAA, Eclipse® *Acuros XB* e iPlan® *XVMC*).

Graficamente, as diferenças entre o cálculo de cada algoritmo e cada ponto medido com filme radiocrômico, estão representadas na Figura 5.17 para o campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e na Figura 5.18 para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Figura 5.17: Representação gráfica das diferenças percentuais entre o cálculo dos algoritmos e a medida obtida com filme radiocrômico para o campo 5 x 5 cm² no objeto simulador homogêneo (A) e no objeto simulador de pulmão (B).

Figura 5.18: Representação gráfica das diferenças percentuais entre o cálculo dos algoritmos e a medida obtida com filme radiocrômico para o campo 10 x 10 cm² no objeto simulador homogêneo (A) e no objeto simulador de pulmão (B).

As diferenças observadas nos objetos simuladores homogêneos são semelhantes entre os algoritmos, reafirmando que, para meios homogêneos, o método de cálculo escolhido não possui grande impacto na acurácia da dose. As diferenças pequenas obtidas (menores que 2%) reafirmam que as modelagens para todos os algoritmos analisados estão adequadas.

Os perfis dos feixes calculados e medidos foram comparados analisando-se o tamanho da penumbra, definida como a distância entre as isodoses de 80% e 20%. A Tabela 5.10 e 5.11 apresentam, respectivamente, para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$, os valores das penumbras obtidas para cada algoritmo calculado e a diferença, em milímetros, relativa ao valor experimental. Uma diferença líquida (diferença no objeto simulador de pulmão subtraída da diferença obtida no objeto simulador homogêneo – Eq. 4.3) também foi obtida, a fim de se eliminar as diferenças de modelagem dos algoritmos. Dessa forma, a diferença encontrada é devida apenas ao método de cálculo de correção de heterogeneidade.

Tabela 5.10: Valores de penumbra encontrados para cada algoritmo avaliado e o valor experimental (Filme EBT3). Para o cálculo da penumbra, utilizou-se a distância entre as isodoses de 80% e 20%. Dados referentes ao campo 5 x 5 cm².

Algoritmo	Penumbra (mm) HOMOG	Diferença (mm) em relação à medida	Penumbra (mm) PULMÃO	Diferença (mm) em relação à medida	Diferença "líquida" (em mm)
Filme EBT3	5,0	-	7,5	-	-
XiO Conv sem corr	6,5	1,5	6,5	-1,0	-2,5
XiO Clarkson	7,5	2,5	6,0	-1,5	-4,0
XiO Conv	6,5	1,5	6,5	-1,0	-2,5
XiO Superp	6,5	1,5	8,5	1,0	-0,5
Eclipse PBC sem corr	7,0	2,0	6,0	-1,5	-3,5
Eclipse PBC Batho	7,0	2,0	6,0	-1,5	-3,5
Eclipse PBC Batho mod	7,0	2,0	6,0	-1,5	-3,5
Eclipse PBC eTAR	7,0	2,0	6,0	-1,5	-3,5
Eclipse AAA sem corr	6,0	1,0	4,0	-3,5	-4,5
Eclipse AAA	5,5	0,5	6,5	-1,0	-1,5
Eclipse Acuros XB	5,0	0,0	7,0	-0,5	-0,5
iPlan PB sem corr	4,0	-1,0	5,0	-2,5	-1,5
iPlan PB	4,0	-1,0	4,0	-3,5	-2,5
iPlan XVMC	4,0	-1,0	7,0	-0,5	0,5

Tabela 5.11: Valores de penumbra encontrados para cada algoritmo avaliado e o valor experimental (Filme EBT3). Para o cálculo da penumbra, utilizou-se a distância entre as isodoses de 80% e 20%. Dados referentes ao campo 10 x 10 cm².

Algoritmo	Penumbra (mm) HOMOG	Diferença (mm) em relação à medida	Penumbra (mm) Pulmão	Diferença (mm) em relação à medida	Diferença "líquida" (em mm)
Filme EBT3	6,5	-	9,5	-	-
XiO Conv sem corr	6,5	0,0	6,8	-2,7	-2,7
XiO Clarkson	8,0	1,5	7,0	-2,5	-4,0
XiO Conv	7,0	0,5	6,8	-2,7	-3,2
XiO Superp	7,8	1,3	9,8	0,3	-1,0
Eclipse PBC sem corr	7,0	0,5	6,0	-3,5	-4,0
Eclipse PBC Batho	7,0	0,5	6,0	-3,5	-4,0
Eclipse PBC Batho mod	7,0	0,5	7,0	-2,5	-3,0
Eclipse PBC eTAR	7,0	0,5	6,0	-3,5	-4,0
Eclipse AAA sem corr	5,0	-1,5	4,5	-5,0	-3,5
Eclipse AAA	5,0	-1,5	7,5	-2,0	-0,5
Eclipse Acuros XB	5,0	-1,5	8,0	-1,5	0,0
iPlan PB sem corr	5,0	-1,5	4,5	-5,0	-3,5
iPlan PB	5,0	-1,5	4,5	-5,0	-3,5
iPlan XVMC	5,0	-1,5	7,0	-2,5	-1,0

Diferenças de até 4,5 mm foram encontradas para a penumbra no objeto simulador de pulmão (Eclipse® AAA sem correção de heterogeneidade). Alguns algoritmos apresentaram boa concordância com o valor experimental na análise desse parâmetro (destacados em cinza). Os algoritmos XiO® *Superposition*, Eclipse® AAA e Acuros XB e iPlan® XVMC apresentaram diferenças iguais ou menores que 1 mm.

Analisando as Tabelas 5.10 e 5.11 em conjunto com a Tabela 5.9, observa-se que alguns algoritmos que apresentaram boa concordância com o valor experimental da PDP, apresentaram desvios inaceitáveis na análise do perfil. Alguns algoritmos, no entanto, apresentaram boa concordância com os valores experimentais em ambas as análises, podendo ser considerados mais completos. Em geral, métodos baseados em Convolução apresentaram resultados piores.

5.3 Impacto da escolha do algoritmo em planejamentos de pulmão

5.3.1 Planejamentos tridimensionais

O volume de tratamento dos planejamentos selecionados para esta etapa variou de 76,6 cm³ a 263,1 cm³, com média de 143,4 cm³. Os tamanhos de campos quadrados equivalentes individuais de cada planejamento tiveram um valor médio de $(8,5 \pm 0,9)$ cm de lado.

As Tabelas 5.12 e 5.13 apresentam as diferenças médias e os desvios padrões encontrados entre os DVHs dos planejamentos com correção de heterogeneidade em relação ao cálculo sem correção de

heterogeneidade, para cada parâmetro analisado, considerando as 11 simulações virtuais de planejamentos tridimensionais (3 ou 4 campos de tratamento).

As diferenças foram calculadas tendo o cálculo sem correção de heterogeneidade como referência, ou seja, um valor de 100% indica que o cálculo com correção de heterogeneidade se assemelha ao cálculo sem correção (Eq. 4.4). Valores maiores que 100% indicam doses mais altas obtidas para o cálculo com correção de heterogeneidade, enquanto valores menores que 100% representam valores menores de dose, em relação ao cálculo sem correção de heterogeneidade. Todas as diferenças foram ponderadas pela dose de prescrição (60 Gy).

Pela Tabela 5.12, o paciente nº 10 apresentou a maior diferença em relação ao plano homogêneo para todos os algoritmos avaliados (da ordem de 20%), com exceção dos algoritmos Eclipse® *Acuros* XB e iPlan® XVMC. Analisando o corte axial deste paciente (Figura 4.5.10), nota-se que se trata do paciente cujo volume alvo é quase completamente composto por tecido pulmonar, o que explica a maior diferença em relação aos outros pacientes.

As Tabelas 5.14 e 5.15 sintetizam as diferenças encontradas, apresentando as médias e desvios padrões para cada parâmetro analisado.

Tabela 5.12: Diferença percentual entre os DVHs dos volumes alvos calculados pelos algoritmos analisados em 11 simulações virtuais de planejamentos tridimensionais.

PTV D98											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<i>Batho</i>	106,6	108,5	103,5	107,6	106,9	106,5	107,5	105,5	104,4	121,9	104,8
<i>Batho Mod</i>	107,9	110,3	103,8	108,7	107,0	107,6	108,7	106,7	105,9	126,8	105,7
<i>eTAR</i>	105,9	108,9	102,4	105,8	105,5	107,2	106,7	104,9	106,1	126,3	103,3
<i>AAA</i>	104,7	104,7	103,1	105,1	107,3	105,3	105,5	94,7	102,7	102,7	104,5
<i>Acuros XB</i>	104,0	102,0	100,9	106,2	104,8	104,1	105,3	104,1	103,1	92,8	102,3
<i>Clarkson</i>	111,2	110,5	105,9	112,1	107,8	111,0	111,3	109,5	109,8	129,8	106,9
<i>Convolution</i>	110,9	111,7	104,9	110,4	106,9	111,1	111,8	110,5	109,7	132,4	106,7
<i>Superposition</i>	106,1	104,6	104,0	106,7	105,1	107,7	106,9	106,2	104,8	112,1	105,2
<i>iPlan PB</i>	108,0	111,3	103,3	109,1	107,4	108,7	109,7	107,8	108,2	129,9	105,6
<i>iPlan XVMC</i>	102,4	100,7	100,9	101,3	104,3	104,3	103,9	103,9	103,5	95,7	102,2
PTV D95											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<i>Batho</i>	106,7	108,6	103,5	107,6	107,3	106,8	107,6	105,4	104,6	122,0	105,2
<i>Batho Mod</i>	107,4	110,6	103,2	108,5	107,5	108,4	108,4	106,7	106,4	127,0	106,0
<i>eTAR</i>	105,1	109,3	101,7	105,7	106,1	107,6	106,4	105,2	106,4	126,7	103,9
<i>AAA</i>	105,1	105,7	102,6	105,5	107,7	105,5	106,2	105,2	103,4	104,1	104,7
<i>Acuros XB</i>	103,2	103,5	100,5	105,7	105,2	104,5	105,6	104,3	103,6	96,0	102,5
<i>Clarkson</i>	109,7	111,9	105,5	112,8	109,7	111,6	111,5	109,2	110,1	130,9	107,3
<i>Convolution</i>	109,7	113,1	104,7	111,4	108,3	111,8	112,0	110,6	110,2	133,4	107,2
<i>Superposition</i>	106,3	106,0	103,8	107,9	106,4	107,7	108,1	106,6	105,9	114,4	105,3
<i>iPlan PB</i>	108,2	112,6	103,7	110,0	108,2	110,0	110,8	108,7	108,4	131,8	105,2
<i>iPlan XVMC</i>	103,7	103,7	101,1	103,9	104,6	104,8	105,4	104,8	103,5	97,6	102,8
PTV D2											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<i>Batho</i>	115,1	110,1	104,4	108,8	107,5	105,8	109,3	113,6	105,4	118,6	112,8
<i>Batho Mod</i>	117,9	114,0	105,3	112,3	108,8	109,0	112,6	115,7	107,5	124,2	113,5
<i>eTAR</i>	117,9	115,4	104,4	112,8	108,9	109,3	113,0	116,1	109,7	125,8	112,7
<i>AAA</i>	116,1	110,9	104,3	107,3	108,0	103,7	109,0	113,3	104,6	114,0	112,4
<i>Acuros XB</i>	114,7	108,4	102,0	109,4	106,6	104,1	109,1	113,1	104,0	111,2	108,5
<i>Clarkson</i>	121,8	119,4	108,9	118,7	110,5	115,2	119,0	118,2	112,4	125,8	114,1
<i>Convolution</i>	123,5	121,9	108,2	118,0	109,9	114,0	120,6	120,3	112,4	129,5	115,5
<i>Superposition</i>	116,9	111,4	105,0	112,0	106,6	107,7	111,5	114,3	106,9	116,4	112,5
<i>iPlan PB</i>	122,1	119,4	106,3	117,5	111,9	114,5	117,8	118,2	112,8	130,0	114,1
<i>iPlan XVMC</i>	117,1	111,3	103,3	110,4	107,1	106,1	110,4	113,9	106,5	115,2	111,1
PTV Dose média											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<i>Batho</i>	109,5	109,8	103,3	107,4	107,3	105,8	108,5	106,9	105,5	121,0	108,1
<i>Batho Mod</i>	110,8	113,1	103,7	108,9	108,0	108,0	110,6	107,9	107,1	126,2	108,9
<i>eTAR</i>	109,1	113,0	102,3	107,1	107,3	108,1	109,5	106,8	107,1	126,8	107,2
<i>AAA</i>	108,7	108,5	102,2	105,5	107,9	104,3	107,9	106,7	104,3	109,7	107,4
<i>Acuros XB</i>	106,5	100,3	105,8	105,6	103,9	107,8	105,2	103,9	105,8	104,7	106,5
<i>Clarkson</i>	113,7	116,8	106,1	112,9	110,2	112,1	115,1	110,2	110,4	129,3	110,3
<i>Convolution</i>	114,1	118,8	105,4	112,1	109,4	111,8	116,4	111,5	110,7	132,5	110,8
<i>Superposition</i>	109,5	110,0	103,6	108,3	107,3	107,2	110,0	107,6	106,7	117,7	108,2
<i>iPlan PB</i>	112,7	117,0	104,6	111,1	109,8	111,2	113,8	109,7	109,6	131,8	109,2
<i>iPlan XVMC</i>	108,0	108,6	102,0	106,0	106,1	105,8	108,0	106,1	105,1	107,6	105,9

Tabela 5.13: Diferença percentual entre os DVHs dos órgãos em risco calculados pelos algoritmos analisados em 11 simulações virtuais de planejamentos tridimensionais.

Pulmão ipsilateral – dose média											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Batho	103,0	101,8	102,7	102,8	101,9	102,4	103,9	102,6	101,9	103,4	103,6
Batho Mod	103,8	102,5	103,6	103,8	102,5	103,4	105,1	103,4	102,7	104,3	104,8
eTAR	103,7	102,5	104,1	103,9	102,4	103,5	105,1	103,7	103,2	104,3	105,0
AAA	102,3	101,5	101,7	101,7	101,4	101,7	103,3	102,3	101,5	102,0	102,7
Acuros XB	102,4	101,0	101,7	102,2	101,6	101,6	103,4	102,2	101,4	101,5	102,5
Clarkson	105,9	104,1	107,4	107,2	105,1	106,0	109,2	106,1	105,7	105,3	107,8
Convolution	104,9	103,8	105,4	82,2	103,1	104,9	108,2	105,1	104,4	105,3	106,5
Superposition	102,9	102,0	103,4	103,1	102,0	102,8	104,4	102,8	102,5	102,8	103,5
iPlan PB	104,4	102,8	104,8	104,8	103,1	104,5	106,7	104,3	103,7	104,5	105,3
iPlan XVMC	103,0	101,6	103,0	102,7	102,1	102,6	104,2	102,7	102,0	102,2	102,9
Pulmão contralateral – dose média											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Batho	102,0	100,2	101,3	100,9	100,7	100,8	100,8	100,5	100,2	100,7	100,5
Batho Mod	104,2	100,2	101,5	101,0	100,9	101,0	101,0	100,6	100,3	100,8	100,6
eTAR	103,9	100,2	101,4	101,0	100,9	100,9	101,0	100,5	100,2	100,8	100,7
AAA	98,9	100,2	101,2	100,8	100,7	100,7	100,8	100,2	100,2	100,5	100,2
Acuros XB	98,9	100,2	101,0	100,7	100,5	100,6	100,6	100,4	100,2	100,5	100,1
Clarkson	103,6	114,1	102,2	101,3	102,4	101,8	95,9	100,9	100,4	100,8	101,1
Convolution	102,8	100,2	101,7	101,2	101,1	101,2	95,0	100,6	100,3	100,8	100,8
Superposition	102,0	100,2	101,4	101,0	100,9	101,0	94,5	100,5	100,3	100,6	100,5
iPlan PB	102,4	99,9	101,6	101,0	101,0	100,9	100,9	100,4	99,9	100,4	100,6
iPlan XVMC	101,6	99,2	101,1	100,7	100,8	100,4	100,6	100,1	98,7	99,6	100,1
Medula espinhal – dose máxima											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Batho	102,1	103,8	103,8	101,7	100,1	99,8	100,4	100,9	102,6	100,1	103,1
Batho Mod	101,9	104,2	103,4	101,2	99,4	99,8	99,9	100,9	103,0	100,0	102,4
eTAR	101,8	104,5	102,4	100,5	98,6	99,0	98,7	100,5	103,6	100,0	100,0
AAA	100,5	104,5	103,5	98,6	98,0	99,2	98,4	100,4	103,0	99,5	101,2
Acuros XB	99,5	103,6	101,4	98,2	99,7	98,7	98,1	99,7	102,2	99,1	99,1
Clarkson	104,1	104,5	106,0	102,5	100,1	100,9	101,0	101,3	104,5	101,2	102,4
Convolution	102,8	105,1	103,6	99,9	98,7	100,0	100,5	101,1	103,9	100,0	101,9
Superposition	101,9	104,6	103,7	100,2	98,7	99,9	98,9	100,8	103,3	99,9	101,5
iPlan PB	101,8	104,9	103,6	101,1	98,7	99,8	100,9	100,4	103,8	100,2	101,3
iPlan XVMC	101,2	103,5	101,1	99,2	97,4	100,2	100,2	101,2	102,4	100,0	102,0

Tabela 5.14: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado do PTV para cada um dos algoritmos avaliados.

	PTV D98			PTV D95			PTV D2			PTV Dose média		
	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP
Batho	107,6	±	5,0	107,8	±	5,0	110,1	±	4,5	108,5	±	4,6
Batho Mod	109,0	±	6,2	109,1	±	6,2	112,8	±	5,3	110,3	±	5,8
eTAR	107,5	±	6,5	107,6	±	6,6	113,3	±	5,6	109,5	±	6,3
AAA	103,7	±	3,3	105,1	±	1,4	109,4	±	4,2	106,6	±	2,3
Acuros XB	102,7	±	3,6	103,1	±	2,8	108,3	±	3,9	105,1	±	2,0
Clarkson	111,4	±	6,4	111,8	±	6,7	116,7	±	5,0	113,4	±	6,0
Convolution	111,5	±	7,3	112,0	±	7,5	117,6	±	6,4	114,0	±	7,1
Superposition	106,3	±	2,2	107,1	±	2,7	111,0	±	4,0	108,7	±	3,5
iPlan PB	109,9	±	7,0	110,7	±	7,4	116,8	±	6,1	112,8	±	7,0
iPlan XVMC	102,1	±	2,5	103,3	±	2,2	110,2	±	4,2	106,3	±	1,8

Tabela 5.15: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado dos órgãos em risco para cada um dos algoritmos avaliados.

	Pulmão ipsilateral Dose média			Pulmão contralateral Dose média			Medula espinhal Dose máxima		
	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP
Batho	102,7	±	0,7	100,8	±	0,5	101,7	±	1,5
Batho Mod	103,6	±	0,9	101,1	±	1,1	101,5	±	1,6
eTAR	103,8	±	0,9	101,0	±	1,0	100,9	±	2,0
AAA	102,0	±	0,6	100,4	±	0,6	100,6	±	2,2
Acuros XB	102,0	±	0,7	100,3	±	0,5	99,9	±	1,7
Clarkson	106,3	±	1,4	102,2	±	4,4	102,6	±	1,9
Convolution	103,1	±	7,1	100,5	±	2,0	101,6	±	2,0
Superposition	102,9	±	0,7	100,3	±	2,0	101,2	±	2,0
iPlan PB	104,4	±	1,1	100,8	±	0,7	101,5	±	1,9
iPlan XVMC	102,6	±	0,7	100,3	±	0,8	100,8	±	1,6

A Figura 5.19 ilustra, graficamente, as diferenças médias e os desvios padrões observados nos DVHs do volume alvo para os algoritmos avaliados neste estudo, quando comparados ao cálculo sem correção de heterogeneidade. Um valor igual a 100% significa que não houve diferença em relação ao plano sem correção de heterogeneidade. A Figura 5.20 traz a mesma comparação para os órgãos em risco (pulmões e medula espinhal)

Figura 5.19: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH do volume alvo dos planejamentos tridimensionais realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade. As diferenças foram normalizadas pela dose de prescrição (60 Gy).

Figura 5.20: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH dos órgãos em risco dos planejamentos tridimensionais realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade. As diferenças foram normalizadas pela dose de prescrição (60 Gy).

Qualitativamente, as diferenças na distribuição de dose podem ser observadas através das Figuras 5.21 e 5.22, para um dos pacientes avaliados.

Figura 5.21: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 1 no Eclipse®. (A) *Pencil Beam Convolution* sem correção; (B) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Power Law*; (C) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Modified*; (D) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Equivalent TAR*; (E) AAA sem correção; (F) AAA; (G) *Acuros XB*.

Figura 5.22: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 1 no XiO® e iPlan® (A) XiO *Convolution* sem correção; (B) XiO *Clarkson*; (C) XiO *Convolution* com correção; (D) XiO *Superposition*; (E) iPlan *Convolution* sem correção; (F) iPlan *Convolution*; (G) iPlan *XVMC*.

Observa-se uma semelhança na distribuição de dose para os cálculos realizados sem correção de heterogeneidade (Figura 5.21A, 5.21E, 5.22A e 5.22E), reforçando a modelagem igualmente adequada de cada um dos algoritmos nos sistemas de planejamento. Observa-se também que os algoritmos que apresentam resultados semelhantes nos DVHs possuem distribuições de dose similares (Figura 5.21F, 5.21G, 5.22D e 5.22G). A análise das curvas de doses mais baixas (50% - 70%) está condizente com o aumento de dose obtido nos órgãos em risco.

As Figuras 5.23 e 5.24 apresentam a distribuição de dose no corte axial que passa pelo isocentro do paciente nº 10, cujos DVHs apresentaram as maiores diferenças em relação aos cálculos realizados sem correção de heterogeneidade. A grande quantidade de tecido pulmonar constituindo o alvo é, provavelmente, a causa da maior discrepância.

Figura 5.23: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 10 no Eclipse®. (A) *Pencil Beam Convolution* sem correção; (B) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Power Law*; (C) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Modified*; (D) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Equivalent TAR*; (E) AAA sem correção; (F) AAA; (G) *Acurus XB*.

Figura 5.24: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento tridimensional do paciente nº 10 no XiO® e iPlan® (A) XiO *Convolution* sem correção; (B) XiO *Clarkson*; (C) XiO *Convolution* com correção; (D) XiO *Superposition*; (E) iPlan *Convolution* sem correção; (F) iPlan *Convolution*; (G) iPlan XVMC.

5.3.2 Planejamentos de Radioterapia Estereotática

Os volumes de tratamento variaram de $6,7 \text{ cm}^3$ a $92,3 \text{ cm}^3$, com média de $31,7 \text{ cm}^3$. Os tamanhos de campo quadrados equivalentes individuais de cada planejamento tiveram um valor médio de $(5,9 \pm 1,0) \text{ cm}$ de lado.

As Tabelas 5.16 e 5.17 apresentam as diferenças médias e os desvios padrões encontrados entre os DVHs dos planejamentos com correção de heterogeneidade em relação ao cálculo sem correção de heterogeneidade, para cada parâmetro analisado, considerando as 14 simulações virtuais de planejamentos de SBRT (9 campos de tratamento).

As Tabelas 5.18 e 5.19 sintetizam as diferenças encontradas, apresentando as médias e desvios padrões para cada parâmetro analisado.

Tabela 5.16: Diferença percentual entre os DVHs dos volumes alvos calculados pelos algoritmos analisados em 14 simulações virtuais de SBRT de pulmão. As diferenças foram calculadas tendo o cálculo sem correção de heterogeneidade como referência, ou seja, um valor igual a 100% indica que o cálculo com correção de heterogeneidade se assemelha ao cálculo sem correção. Valores maiores que 100% indicam doses mais altas obtidas para o cálculo com correção de heterogeneidade, enquanto valores menores que 100% representam valores menores de dose, em relação ao cálculo sem correção de heterogeneidade. Todas as diferenças foram ponderadas pela dose de prescrição (54Gy).

PTV D98														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	100,4	103,0	113,0	107,0	105,0	110,5	120,4	105,0	111,5	108,2	105,3	107,3	111,7	111,6
Batho Mod	113,6	105,9	116,2	108,7	106,7	113,5	125,8	107,4	115,5	109,5	107,3	109,6	113,9	114,1
AAA	111,4	95,1	102,7	106,9	103,2	101,9	103,7	102,8	101,1	101,8	104,5	99,9	105,7	106,8
Acuros XB	110,3	91,1	98,9	104,6	101,3	99,4	97,3	101,7	94,4	99,6	102,5	98,0	103,3	104,6
Clarkson	121,4	108,3	118,9	111,8	108,7	117,7	127,8	110,3	119,4	111,2	111,0	113,6	117,1	116,3
Convolution	122,3	108,3	119,8	111,4	99,3	118,2	130,0	110,1	118,6	111,4	109,7	113,6	118,1	117,3
Superposition	115,2	100,6	104,9	108,7	105,9	108,5	114,7	106,1	101,6	105,7	107,0	105,8	108,1	109,7
iPlan PB	119,7	108,5	117,6	110,6	107,4	116,5	130,9	108,9	120,2	109,8	109,4	112,4	115,8	116,7
iPlan XVMC	110,9	91,6	96,4	106,3	102,2	98,1	97,2	102,6	97,4	102,0	105,5	98,5	103,7	105,9
PTV D95														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	100,0	102,7	113,0	107,1	105,0	110,1	120,2	104,9	111,6	107,8	105,2	107,2	111,5	111,3
Batho Mod	113,9	105,6	116,0	108,8	106,6	113,3	125,7	106,9	115,7	109,4	107,3	109,6	113,7	113,9
AAA	111,6	95,1	103,6	106,6	103,0	102,3	103,9	102,6	102,1	101,9	104,6	100,6	106,4	106,9
Acuros XB	110,3	91,5	100,2	104,5	101,2	100,7	97,8	101,5	96,4	99,8	102,7	99,0	104,3	105,0
Clarkson	121,2	108,2	118,8	112,0	108,4	117,0	127,4	109,7	121,0	110,9	111,1	113,4	116,6	116,3
Convolution	122,1	107,8	119,5	111,7	99,1	117,8	129,7	109,7	119,6	111,5	110,1	113,4	118,0	117,0
Superposition	114,9	100,8	106,8	108,6	106,1	108,5	115,4	105,5	104,3	105,8	107,3	106,1	109,5	110,0
iPlan PB	121,1	107,8	117,3	110,8	106,9	116,9	130,9	108,9	120,2	109,8	110,0	113,0	115,4	116,7
iPlan XVMC	111,9	91,8	98,0	106,7	102,2	100,5	98,1	103,3	98,7	101,6	105,7	99,6	104,6	107,2

	PTV D2													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	95,7	100,0	108,3	104,4	102,6	107,3	115,3	100,1	109,5	105,2	104,0	105,1	105,7	107,1
Batho Mod	113,5	99,8	113,0	106,0	103,2	108,9	121,4	100,3	113,9	107,7	106,0	108,5	109,1	110,7
AAA	108,0	97,1	106,9	103,7	102,0	103,2	108,9	98,8	107,8	102,7	102,8	103,1	103,1	105,6
Acuros XB	106,0	93,7	103,0	101,7	98,8	102,6	105,8	95,5	103,3	100,3	101,6	99,9	102,3	103,8
Clarkson	120,0	101,2	115,0	110,8	104,5	111,1	123,4	100,8	119,6	110,7	111,4	112,0	113,7	116,5
Convolution	120,5	100,7	116,1	109,8	94,2	111,3	126,1	100,5	119,0	110,2	109,1	111,7	115,3	116,4
Superposition	111,0	99,0	106,8	104,9	103,0	106,3	114,3	100,4	110,1	104,7	105,6	104,4	106,1	107,7
iPlan PB	119,5	100,5	113,2	110,2	103,9	113,3	126,6	100,2	119,5	110,6	111,1	112,8	114,7	116,0
iPlan XVMC	109,8	97,2	104,7	104,6	101,3	105,5	109,8	98,9	108,3	102,8	105,2	104,2	104,6	106,7
	PTV Dose média													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	99,0	101,3	110,9	106,1	103,7	107,9	118,0	102,8	111,1	106,0	104,7	106,0	108,4	109,1
Batho Mod	115,2	102,8	114,6	107,4	104,7	111,0	123,8	103,8	115,4	108,3	106,8	109,1	111,3	112,0
AAA	109,5	96,0	105,7	105,1	101,9	103,3	104,3	101,4	105,0	102,1	103,8	101,4	105,1	106,1
Acuros XB	108,1	93,2	103,0	102,6	99,5	102,4	100,2	99,1	100,8	100,2	101,9	99,3	103,9	104,2
Clarkson	120,5	104,7	117,1	110,2	106,6	114,3	125,4	105,6	120,3	110,8	110,4	112,6	115,4	116,1
Convolution	121,5	104,6	118,0	110,2	96,8	114,4	127,6	105,4	119,9	111,0	109,5	112,4	116,7	116,6
Superposition	112,7	100,1	108,6	106,8	104,0	107,6	115,1	103,2	108,4	105,3	106,5	105,2	108,7	109,4
iPlan PB	120,2	104,6	115,2	109,7	106,1	114,9	128,8	105,2	120,0	110,9	109,8	112,7	115,2	116,0
iPlan XVMC	110,5	95,2	103,5	105,3	102,3	104,3	101,3	101,4	105,0	102,9	105,2	101,5	106,1	107,0

Tabela 5.17: Diferença percentual entre os DVHs dos órgãos em risco calculados pelos algoritmos analisados em 14 simulações virtuais de SBRT de pulmão. As diferenças foram calculadas tendo o cálculo sem correção de heterogeneidade como referência, ou seja, um valor igual a 100% indica que o cálculo com correção de heterogeneidade se assemelha ao cálculo sem correção. Valores maiores que 100% indicam doses mais altas, enquanto valores menores que 100% representam valores menores de dose, em relação ao cálculo sem correção de heterogeneidade.

Pulmão ipsilateral – dose média														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	99,2	100,8	101,4	102,2	101,5	102,1	102,9	101,5	101,7	101,4	101,4	100,9	102,8	102,7
Batho Mod	106,0	101,1	101,9	102,8	102,1	102,8	103,7	102,1	102,2	101,9	101,8	101,3	103,7	103,6
AAA	103,2	100,7	101,0	101,9	101,1	101,4	101,5	101,4	101,0	100,9	101,0	100,5	102,1	101,9
Acuros XB	103,0	100,4	100,5	101,2	100,5	101,1	101,1	100,9	100,3	100,5	100,3	100,2	101,7	101,4
Clarkson	109,6	101,4	102,3	105,2	103,8	103,7	104,3	103,4	102,9	102,4	103,7	101,8	105,1	105,9
Convolution	108,6	101,4	102,4	104,1	100,5	103,3	104,2	102,9	103,0	102,1	102,5	101,6	104,7	105,1
Superposition	104,8	100,8	101,3	102,7	101,8	102,0	102,3	101,8	101,7	101,3	101,9	100,9	102,7	103,0
iPlan PB	107,8	101,0	101,7	103,4	102,7	103,2	103,8	102,3	102,4	102,1	102,4	101,4	104,2	104,3
iPlan XVMC	104,5	100,7	101,3	102,3	101,7	101,8	102,2	101,4	101,2	101,4	101,8	100,7	102,6	102,8
Pulmão contralateral – dose média														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Batho	100,4	100,6	100,4	100,4	100,5	100,5	100,7	100,7	100,2	100,5	100,2	100,2	100,5	100,6
Batho Mod	100,7	100,7	100,4	100,4	100,6	100,6	100,7	100,8	100,2	100,5	100,3	100,3	100,6	100,6
AAA	100,4	100,4	100,2	100,2	100,3	100,3	100,3	100,4	100,1	100,3	100,1	100,2	100,4	100,4
Acuros XB	100,4	100,3	100,2	99,7	100,3	100,3	100,3	100,4	100,1	100,3	100,2	100,1	100,4	100,3
Clarkson	100,8	101,1	100,5	100,6	100,8	100,7	100,7	101,0	100,2	100,5	100,4	100,2	100,7	100,8
Convolution	100,7	101,1	100,5	100,4	100,6	100,6	100,7	100,8	100,3	100,5	100,3	100,3	100,6	100,7
Superposition	100,7	100,8	100,4	100,4	100,5	100,5	100,6	100,7	100,2	100,4	100,3	100,2	100,5	100,6
iPlan PB	100,5	100,6	100,3	100,3	100,6	100,5	100,5	100,6	100,1	100,4	100,2	100,2	100,4	100,5
iPlan XVMC	99,6	100,4	100,0	99,4	100,1	100,0	100,2	99,9	99,0	100,0	99,5	100,0	99,6	100,0

	Medula espinhal – dose máxima													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
<i>Batho</i>	99,2	105,1	105,0	101,8	104,3	104,0	105,0	106,3	102,2	101,2	100,9	101,1	102,5	102,0
<i>Batho Mod</i>	102,2	105,5	105,1	101,8	104,7	104,2	105,4	106,4	102,3	101,2	100,9	101,0	102,6	102,1
<i>AAA</i>	101,5	106,2	105,4	101,8	105,2	104,3	105,8	107,1	102,3	101,3	100,7	100,1	102,6	101,9
<i>Acuros XB</i>	100,9	102,9	102,5	101,4	103,6	102,3	103,9	104,8	102,5	100,9	100,5	99,7	102,2	101,4
<i>Clarkson</i>	102,8	106,3	103,5	102,2	105,6	103,1	103,2	106,9	101,5	101,6	100,8	101,2	103,0	102,7
<i>Convolution</i>	102,3	106,2	104,0	102,0	104,7	103,8	104,2	106,0	102,5	101,5	100,8	101,4	103,1	102,4
<i>Superposition</i>	101,8	105,5	103,3	102,0	104,8	103,3	103,1	105,5	102,3	101,3	100,7	100,8	102,7	102,1
<i>iPlan PB</i>	101,7	106,3	105,3	102,0	105,9	105,2	106,4	107,7	102,6	101,3	101,0	101,8	102,7	102,3
<i>iPlan XVMC</i>	101,5	103,9	105,0	101,1	104,6	104,0	105,2	106,2	101,5	101,1	100,5	101,7	102,1	101,7

Tabela 5.18: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado do PTV para cada um dos algoritmos avaliados.

	PTV D98			PTV D95			PTV D2			PTV Dose média		
	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP
Batho	108,6	±	5,0	108,4	±	5,1	105,0	±	4,7	106,8	±	4,7
Batho Mod	112,0	±	5,3	111,9	±	5,3	108,7	±	5,8	110,4	±	5,6
AAA	103,4	±	3,8	103,7	±	3,7	103,8	±	3,4	103,6	±	3,1
Acuros XB	100,5	±	4,7	101,1	±	4,4	101,3	±	3,5	101,3	±	3,4
Clarkson	115,2	±	5,5	115,1	±	5,6	112,2	±	6,7	113,5	±	6,1
Convolution	114,8	±	7,4	114,8	±	7,4	111,5	±	8,6	113,2	±	7,9
Superposition	107,3	±	4,1	107,8	±	3,9	106,0	±	4,0	107,2	±	3,8
iPlan PB	114,6	±	6,4	114,7	±	6,5	112,3	±	7,3	113,5	±	6,6
iPlan XVMC	101,3	±	5,1	102,1	±	5,0	104,5	±	3,7	103,7	±	3,5

Tabela 5.19: Médias e desvios padrões (DP) de parâmetro analisado dos órgãos em risco para cada um dos algoritmos avaliados.

	Pulmão ipsilateral Dose média			Pulmão contralateral Dose média			Medula espinhal Dose máxima		
	Média	±	DP	Média	±	DP	Média	±	DP
Batho	101,6	±	1,0	100,4	±	0,2	102,9	±	2,1
Batho Mod	102,6	±	1,3	100,5	±	0,2	103,2	±	1,9
AAA	101,4	±	0,7	100,3	±	0,1	103,3	±	2,3
Acuros XB	100,9	±	0,7	100,2	±	0,2	102,1	±	1,4
Clarkson	103,9	±	2,1	100,6	±	0,3	103,2	±	1,9
Convolution	103,3	±	2,0	100,6	±	0,2	103,2	±	1,7
Superposition	102,1	±	1,0	100,5	±	0,2	102,8	±	1,6
iPlan PB	103,0	±	1,7	100,4	±	0,2	103,7	±	2,3
iPlan XVMC	101,8	±	1,0	99,8	±	0,4	102,8	±	1,9

As Figuras 5.25 e 5.26 ilustram, graficamente, as diferenças médias e os desvios padrões observados nos DVHs dos planejamentos de SBRT de pulmão para os algoritmos avaliados neste estudo, quando comparados ao cálculo sem correção de heterogeneidade.

Qualitativamente, através da análise das Figuras 5.27 e 5.28 (paciente nº 9), observa-se novamente que, os algoritmos que apresentaram boa concordância com as medidas com filme radiocrômico, apresentam distribuição de dose similar.

Figura 5.25: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH do volume alvo dos planejamentos de SBRT realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade. As diferenças foram normalizadas pela dose de prescrição (54 Gy).

Figura 5.26: Diferenças médias e desvios padrões entre o DVH dos órgãos em risco dos planejamentos de SBRT realizados com correção de heterogeneidade em comparação com o cálculo sem correção de heterogeneidade. As diferenças foram normalizadas pela dose de prescrição (54 Gy).

Figura 5.27: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento de SBRT do paciente nº 9 no Eclipse®. (A) *Pencil Beam Convolution* sem correção; (B) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Power Law*; (C) *Pencil Beam Convolution* com método de correção *Batho Modified*; (D) AAA sem correção; (E) AAA; (F) *Acuros XB*.

Figura 5.28: Distribuição de dose no plano axial para o planejamento de SBRT do paciente nº 9 no XiO® e iPlan® (A) XiO *Convolution* sem correção; (B) XiO *Clarkson*; (C) XiO *Convolution* com correção; (D) XiO *Superposition*; (E) iPlan *Convolution* sem correção; (F) iPlan *Convolution*; (G) iPlan XVMC.

6. DISCUSSÃO

6.1 Sensibilidade de cada algoritmo em relação à curva de calibração do TC-simulador

Observa-se na Figura 5.2 e na Tabela 5.2 que, no intervalo avaliado (de -50 HU a +50 HU), uma diferença inferior a 1% na dose calculada na região da cortiça, em relação à UH original, para a maioria dos algoritmos estudados. Levando em consideração o fato de que os protocolos nacionais e internacionais de Controle de Qualidade em Tomografia Computadorizada preconizam uma diferença de ± 10 UH na exatidão do número de CT para materiais diferentes da água, pode-se afirmar que a curva de calibração do TC-simulador possui um impacto baixo na determinação da dose absorvida em cálculos com correção de heterogeneidade. A utilização de uma curva de calibração única para diferentes tomógrafos não deve induzir erros significativos no cálculo da dose pelos sistemas de planejamento. No entanto, visando eliminar incertezas, sempre que possível, a curva de calibração específica do tomógrafo na qual a imagem foi adquirida deve ser utilizada para cálculos em que se utiliza a correção de heterogeneidade.

6.2 Validação dos algoritmos em geometrias simples

Em relação ao cálculo da dose absoluta após a heterogeneidade, observou-se, pela Tabela 5.4 que as maiores diferenças são encontradas nos casos em que a presença da heterogeneidade não é levada em consideração. Para a cortiça, cuja densidade eletrônica é

inferior à da água, os cálculos realizados pelos sistemas de planejamento apresentam doses absorvidas menores do que os valores medidos experimentalmente. Isso se deve ao fato de o algoritmo de cálculo assumir que a densidade da heterogeneidade é igual a um (água) e considerar uma atenuação maior do que a real. Este tipo de cálculo, quando utilizado clinicamente, pode produzir erros inaceitáveis, uma vez que a dose reportada será inferior à dose verdadeiramente recebida pelo paciente. Se um órgão em risco estiver localizado na direção do feixe e após uma região de densidade baixa, tal como o pulmão, essa estrutura receberá uma dose superior àquela aprovada no plano de tratamento.

Para algoritmos baseados em Convolução (Eclipse PBC, XiO *Clarkson* e *Convolution* e iPlan PB), a dose calculada após a heterogeneidade foi maior do que a dose medida experimentalmente. Isso se deve, provavelmente, ao fato de esse tipo de algoritmo realizar uma boa correção na direção de incidência do feixe (escalonamento de densidade), porém falhar na modelagem dos *kernels* de espalhamento. O fato de esses tipos de algoritmos considerarem que um meio de baixa densidade possui espalhamento igual à água, superestima a dose no meio, uma vez que materiais de baixa densidade produzem doses de espalhamentos mais baixas que a água. Apesar de desvios superiores a 10% terem sido encontrados para esses algoritmos, tais desvios foram menores do que os encontrados para os cálculos sem qualquer correção de heterogeneidade, sugerindo que o cálculo sem correção deve ser a última escolha clínica.

Em relação às curvas de PDP e perfil, observou-se que todos os algoritmos possuem boa concordância quando o material simulado possui composição próxima da água. Esse é um comportamento esperado, uma vez que o meio aquoso é o meio de referência para as medidas que alimentam cada sistema de planejamento. O baixo desvio entre o cálculo e a medida nessas situações reforça a correta inserção dos dados nos sistemas de planejamento e a modelagem adequada dos algoritmos (para aqueles baseados em modelo). Quando um meio de baixa densidade, tal como a cortiça, é inserida entre placas simuladoras de água, surgem as divergências entre os diferentes métodos de correção. O comportamento da PDP está de acordo com o que foi discutido anteriormente, na discussão dos resultados da dose calculada após a heterogeneidade. Em geral, métodos sem correção de heterogeneidade subestimam a dose dentro e após a região de baixa densidade, enquanto métodos baseados em convolução superestimam a dose nessas regiões. Algoritmos mais avançados, que possuem correção também para os *kernels* de espalhamento, apresentam resultados bem próximos das medidas. Essa correção dos *kernels* de espalhamento pode ser melhor observada nos perfis de dose dentro da heterogeneidade. Observa-se que os algoritmos baseados em convolução continuam calculando os perfis transversais como se o meio fosse água, mesmo quando a heterogeneidade é considerada. Já os algoritmos baseados em superposição e outros métodos que levam em conta a equação geral do transporte de radiação apresentam boa concordância na determinação do perfil de

dose. O algoritmo AAA, que é um algoritmo baseado em superposição, apresentou uma boa concordância na análise das curvas de PDP e perfil. No entanto, a dose calculada por esse algoritmos após a heterogeneidade apresentou uma diferença de 6% em relação à medida experimental; o mesmo comportamento pode ser observado na análise da curva de PDP (Figura 5.12B e F). Isso está de acordo com o que foi observado por Robinson D et al (2008).

A análise dos perfis de dose induz uma discussão em relação à margem de penumbra que é utilizada nos planejamentos de Radioterapia. Quando o feixe incide sobre meios de densidade inferiores à densidade eletrônica da água, há a necessidade de um aumento de margem, devido ao aumento da penumbra. Pelas Tabelas 5.10 e 5.11, um aumento de até 3 mm pode ser necessário.

6.3 Impacto da escolha dos algoritmos em planejamentos de pulmão

Os algoritmos que apresentaram resultados melhores nos experimentos em objetos simuladores de geometria simples (Eclipse[®] AAA, Eclipse[®] Acuros XB, XiO[®] *Superposition* e iPlan[®] XVMC) mostram resultados semelhantes na comparação dos DVHs. *Acuros XB* e iPlan[®] XVMC são ainda mais semelhantes, confirmando os achados de Tsuruta et al (2014).

Os algoritmos baseados em Convolução também apresentaram resultados semelhantes entre si, porém bem divergentes do grupo acima citado. As médias dos parâmetros relacionados ao volume alvo

foram maiores para os algoritmos baseados em Convolução em relação ao grupo anterior.

A escolha do algoritmo teve maior impacto no histograma dose-volume do PTV, sendo que, em todos os casos, houve um acréscimo da dose recebida pelo volume-alvo, para qualquer algoritmo avaliado.

As diferenças para os órgãos em risco foram menores, em comparação ao cálculo sem correção de heterogeneidade, sendo que o algoritmo XiO® *Clarkson* apresentou as maiores diferenças.

Em cada amostra (planejamento 3D e SBRT), houve um caso cujas diferenças de dose no volume alvo foram superiores a 120%, em relação ao cálculo sem correção de heterogeneidade. Esses casos, aparentemente, possuem um maior volume relativo de tecido pulmonar sadio (baixa densidade) dentro do volume de tratamento, o que pode justificar as grandes diferenças (da ordem de 20%). Esse tipo de caso encoraja a utilização de algoritmos mais acurados para todos os casos clínicos de tratamentos de tumores pulmonares, uma vez que é difícil prever ou limitar a quantidade de tecido sadio dentro do volume de tratamento.

A comparação entre os planejamentos tridimensionais e os de SBRT mostra que as diferenças encontradas entre os planos com correção de heterogeneidade e os cálculos realizados sem correção de heterogeneidade são maiores para os casos de SBRT, especialmente para os algoritmos baseados em convolução. Isso pode ser observado através da análise dos boxplots ilustrados nas Figuras 5.19 e 5.25. Enquanto a mediana dos planejamentos tridimensionais nessa classe

de algoritmos manteve-se inferior a 110%, para os planejamentos de SBRT, esse valor chega próximo de 120%. Dessa forma, pode-se afirmar que o problema com cálculos com correção de heterogeneidade utilizando algoritmos mais simples, é ainda maior para planejamentos de alta complexidade, como é o caso da SBRT.

A grande quantidade de algoritmos envolvidos neste estudo pode ser útil para muitas instituições que pretendem implementar o método de correção de heterogeneidade, servindo como base para estimar o comportamento do algoritmo utilizado na clínica em casos de irradiação da região pulmonar. Uma consulta rápida às imagens dos estudos tomográficos utilizados neste estudo também permite uma estimativa individual para um caso específico, tanto para a técnica conformacional como para um caso de SBRT.

O presente estudo envolveu diversos algoritmos, porém outros algoritmos disponíveis no complexo HC-FMUSP ainda necessitam ser avaliados. Outras energias de fótons devem ser avaliadas, pois a literatura apresenta resultados diferentes para fótons de energias maiores que 6 MV. Neste trabalho, a escolha do pulmão como heterogeneidade foi devida à facilidade em encontrar um material simulador deste tecido. No entanto, devem ser feitos mais estudos com outros materiais, especialmente com densidades mais elevadas que a água, tais como osso e próteses metálicas.

7. CONCLUSÕES

Através da análise da sensibilidade de cada algoritmo com a variação da UH, observou-se que, dentro do intervalo analisado, a determinação da curva de calibração do tomógrafo é um dos fatores de menor influência na determinação da dose, considerando a heterogeneidade, refletindo uma variação menor que 1% na maioria dos algoritmos. Dessa maneira, nos serviços de Radioterapia que não dispõem de um Tomógrafo dedicado, a curva de calibração padrão do sistema de planejamento não deve inserir grandes incertezas no cálculo da dose.

Pelos testes com objetos simuladores e câmara de ionização em geometrias simples, observou-se que algoritmos baseados apenas em convolução não apresentaram boa acurácia na determinação da dose além da heterogeneidade. Os algoritmos mais avançados (XiO® *Superposition*, Eclipse® *Acuros XB* e iPlan® *XVMC*) apresentaram acurácia melhor que 3%.

A análise conjunta das curvas de PDP e perfis mostra que Eclipse ® AAA, *Acuros XB*, XiO® *Superposition* e iPlan® *XVMC* apresentam boa concordância com os valores experimentais, para ambos os tamanhos de campo avaliados.

Tanto na avaliação da dose absoluta além da heterogeneidade, quanto na análise bidimensional (PDP e perfis), os cálculos sem correção de heterogeneidade apresentaram desvios maiores que qualquer algoritmo com correção de heterogeneidade, sugerindo que utilizar um método de correção de heterogeneidade, por mais simples

que este seja, produzirá um desvio na dose inferior a um cálculo sem correção de heterogeneidade.

Na avaliação do impacto da escolha do algoritmo em planejamentos tridimensionais e de SBRT de pulmão, observaram-se distribuições de dose bem divergentes entre os algoritmos. As diferenças no histograma dose-volume foram maiores para o volume alvo do que para os órgãos em risco.

Cálculos sem correção de heterogeneidade produziram distribuições de dose similares para todos os algoritmos estudados.

Todos os cálculos realizados com correção de heterogeneidade apresentaram diferenças significativas em relação aos cálculos sem correção de heterogeneidade. Diferenças médias acima de 10% foram encontradas nos parâmetros avaliados.

Três algoritmos apresentaram resultados semelhantes para as duas técnicas (3D e SBRT): Eclipse® AAA, Eclipse® Acuros XB e iPlan® XVMC. O algoritmo XiO® *Superposition* apresentou resultados intermediários entre o grupo citado acima e todos os outros algoritmos avaliados.

Os resultados discrepantes nas distribuições de dose entre os diferentes métodos de correção de heterogeneidade avaliados, acrescentam uma discussão clínica ao tema. Uma vez que a distribuição de dose e o histograma dose-volume diferem de um algoritmo para outro, um mesmo valor de dose nominal produzirá uma dose real diferente para cada algoritmo. Para efeitos de estudos

clínicos, o algoritmo utilizado no cálculo da distribuição de dose deve estar explícito, para que as análises sejam comparáveis.

Diante de todos os resultados, pode-se afirmar que os diversos algoritmos comerciais avaliados possuem acurácias diferentes em meios de densidade baixa, tal como o tecido pulmonar. No entanto, cada fabricante avaliado (Elekta, Varian e BrainLAB) possui, ao menos um algoritmo com acurácia adequada em geometrias simples, o qual deve ser priorizado no cálculo de dose em planejamentos de tratamento de pulmão com correção de heterogeneidade.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- American Association of Physicists in Medicine. Tissue Homogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. Report of Task Group 65. *AAPM Report 85*, 2004.
- American Association of Physicists in Medicine. Radiochromic film dosimetry. Report of Task Group 55. *Med. Phys.* **25(11)**:2093-2115, 1998.
- Ahnesjö A, Aspradakis M M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. Topical Review. *Phys. Med. Biol.* **44(11)** 99–155, 1999.
- Aspradakis M M, Morrison RH, Richmond ND, Steele A. Experimental verification of convolution/superposition photon dose calculations for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Biol.* **48(17)** 2873-2893, 2003.
- Attix, F H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York: John Wiley & Sons, 1986, p.61-77,.
- BrainLAB Oncology Solutions. Technical Reference Guide Rev 1.1. Germany, 2009.
- Chu J C, Ni B, Kriz R and Saxena V A. Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. *Radiother. Oncol.* **55(1)** 65-73, 2000.
- Constantinou C, Harrington J. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med. Phys* **19(2)**, 325-7, 1992.
- Davidson SE, Ibbot GS, Prado KL, Dong L, Liao Z, Followill DS. Accuracy of two heterogeneity dose calculation algorithms for IMRT in treatment plans designed using an anthropomorphic thorax phantom. *Med Phys* **34(5)** 1850-7, 2007.
- Davidson SE, Popple RA, Ibbot GS, Followill DS. Technical Note: Heterogeneity dose calculation accuracy in IMRT: Study of five

commercial treatment planning systems using an anthropomorphic thorax phantom. *Med Phys* **35(12)** 5434-9, 2008.

Dyk J. V. The modern technology on radiation oncology, Vol I. Winsconsin: Medical Physics Publishing 1999, p.13-15,

Elekta. XiO Beam Modelling Guide[CD-ROM].

Engelsman M, Damen EM, Koken PW, van 't Veld AA, van Ingen KM, Mijnheer BJ. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours. *Radiother Oncol.* **60(3)** 299-309, 2001.

Esch A V, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunem M, Helminen H, Siljamäki S et al. Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys.* **33(11)** 4130-4148, 2006.

Evans, R D. The atomic nucleus. New York: McGraw-Hill, 1955a, p.695-710.

Evans, R D. The atomic nucleus. New York: McGraw-Hill, 1955b, p.672-694.

Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Cozzi L. Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media. *Radiat Oncol.* **19(6)** 82-5, 2011.

Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Mancosu P, Cozzi L. Dosimetric validation of the Accuros XB Advanced Dose Calculation Algorithm: fundamental characterization in water. *Phys Med Biol.* **56(6)** 1879-904, 2011.

Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F, Wanwilairat S, Vatnitsky S. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol.* **89(3)** 338-46, 2008.

Han T, Mikkil JK, Salehpour M, Mourtada F. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys* **38(5)** 2651-64, 2011.

- Hoffman L, Jergensen MB, Muren LP, Petersen JB. Clinical Validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. *Acta Oncol.* **51(3)** 376-85, 2012.
- International Commission on Radiation Units. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, *ICRU Report No. 50*, 1993.
- International Commission on Radiation Units Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy *ICRU Report N° 62*. (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
- Khan, Faiz M. The Physics of radiation therapy. Wisconsin: Lippincott Williams & Wilkins, 2010a. p. 54-70.
- Khan, Faiz M. The Physics of radiation therapy. Wisconsin: Lippincott Williams & Wilkins, 2010b. p. 95-140.
- Kohno R, Kitou S, Hirano E, Kameoka S, Goka T, Nishio T, Miyagishi T, Aiji T, Kawashima M, Ogino T. Dosimetric verification in inhomogeneous phantom geometries for the XiO radiotherapy treatment planning system with 6-MV photon beams. *Radiol Phys Technol.* **2(1)** 87-96, 2009.
- Math K and Van Dyk. On the impact of tissue inhomogeneity corrections in clinical thoracic radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **21(5)**1257-1267, 1991.
- Metcalf, P., Kron, T., Hoban, P. The Physics of Radiotherapy X-Rays from Linear Accelerators. Wisconsin: Medical Physics Publishing, 2004. p.582-600.
- Mizuno H, Okamoto H, Fukuoka M, Hanyu Y, Kurooka M, Kohno R, Nishio T, Kumazaki Y, Tachibana H, Takahashi Y, Mori S, Masai N, Sasaki K. Multi-institutional Retrospective Analysis of the Inhomogeneity Correction for Radiation Therapy of Lung Cancer. *J Radiat Res* **52(1)** 69-74, 2011.
- Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005. p. 26-30.
- PTW. User's Manual – IMRT Inhomogeneity Phantom T40037. Freiburg, Germany, 2006.

- Robinson D. Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm. *J Appl Clin Med Phys*. **9(2)** 2786, 2008.
- Schneider U, Pedroni E, Lomax A: The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* **41(1)** 111-124, 1996.
- Site do Instituto Nacional do Câncer: <http://ww2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pulmao/definicao>. Acessado em 21/04/2015.
- Site do *National Cancer Institute* (NCI): <http://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/radiation-therapy/radiation-fact-sheet>. Acessado em 09/07/2015.
- Tsuruta Y, Nakata M, Nakamura M, Matsuo Y, Higashimura K, Monzen H, Mizowaki T, Hiraoka M. Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Med Phys*. **41(8)** 081715, 2014.
- Vanderstraeten B, Reynaert N, Paelinck L, Madani I, De Watger C, De Gersem W, De Neve W, Thierens H. Accuracy of patient dose calculation for lung IMRT: A comparison of Monte Carlo, convolution/superposition, and pencil beam computations. *Med Phys*. **33(9)**3149-58, 2006.
- Varian Medical Systems. Acuros® XB advanced dose calculation for the Eclipse™ treatment planning system. Palo Alto, California, 2014.
- Varian Medical Systems. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. Palo Alto, California, 2014.
- Varian Medical Systems. Eclipse Algorithms Reference Guide. Palo Alto, California, 2010.

ANEXO 1 - Interações das radiações ionizantes com a matéria

Um feixe de fótons deposita dose no tecido através de um processo de duas etapas:

- (a) os fótons interagem no meio e transferem energia cinética às partículas carregadas (TERMA);
- (b) as partículas carregadas depositam, então, sua energia através de eventos de excitação e ionização ao longo de um caminho finito (DOSE)

Na presença de equilíbrio de partículas carregadas (EPC) existe uma relação linear entre TERMA (acrônimo para *Total Energy Released per unit Mass*) e dose e os dois processos são unidos em um único cálculo. No entanto, quando não há EPC (em regiões de interfaces entre tecidos ou em extremidades do campo, por exemplo), esta simplificação é inválida e os dois passos devem ser calculados separadamente.

1 Interações dos fótons: TERMA

As interações iniciais dos fótons dentro do tecido são caracterizadas por um coeficiente de atenuação linear (μ) que é a probabilidade de um fóton interagir por unidade de distância. Essa probabilidade depende: (i) da energia do fóton incidente; E (MeV), (ii) a densidade do tecido, ρ (g/cm²); e (iii) o número atômico (Z) do tecido.

Em um feixe de fóton terapêutico, um grande número de fótons incide no paciente, cada qual com uma energia E (MeV). O conjunto de

fótons que atinge um ponto no paciente é caracterizado por uma fluência de energia (MeV cm^{-2}).

Para uma dada fluência de energia, a energia total liberada por unidade de massa, TERMA, é dada como o produto do coeficiente de atenuação de massa total $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ e a fluência de energia (ψ) em um dado ponto.

A energia cinética liberada para as partículas carregadas por unidade de massa é o KERMA (menor que o TERMA), e a energia cinética liberada e, subsequentemente, absorvida localmente por unidade de massa ao longo do caminho das partículas carregadas é o KERMA colisional (menor que o KERMA). Os eventos de *bremsstrahlung* são excluídos, já que os fótons produzidos não depositam sua energia localmente.

O processo de interação dos fótons com a matéria é dominado por três efeitos: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (Khan, 2010).

1.1 Efeito fotoelétrico

Este tipo de efeito ocorre, principalmente, em energias da ordem de quilovoltagem, como nos feixes de equipamentos de diagnóstico. Consiste na interação de um fóton com um elétron orbital das camadas K, L, M e N do átomo. Toda a energia do fóton é absorvida pelo elétron, o qual é ejetado do átomo com energia igual à energia do fóton excluía sua energia de ligação. A ejeção do elétron provoca um efeito cascata, no qual a lacuna deixada pelo fotoelétron é preenchida por um

elétron de uma camada mais externa, emitindo a energia sobressalente na forma de raios-X característicos os quais, por sua vez, podem ser absorvidos internamente, levando à emissão de elétrons Auger. A Figura A1.1 ilustra o efeito fotoelétrico com todas suas possíveis implicações.

Figura A1.1: Ilustração do efeito fotoelétrico (Adaptado de Khan, 2010)

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é inversamente proporcional ao cubo da energia incidente e diretamente proporcional ao cubo do número atômico do material (Evans, 1955a).

1.2 Efeito Compton

O Efeito Compton ocorre, principalmente, em energias mais altas de fótons, uma vez que é necessário que o fóton incidente tenha uma energia muito maior que a energia de ligação do elétron. Nessa interação, o elétron recebe apenas parte da energia do fóton incidente e, como resultado, tem-se um elétron e um fóton espalhado. O ângulo

e a energia das partículas emitidas irão variar de acordo com a energia do fóton incidente. A Figura A1.2 ilustra o efeito Compton.

Figura A1.2: Ilustração do Efeito Compton (Adaptada de Khan, 2010).

Diferente do efeito fotoelétrico, o efeito Compton é, essencialmente, independente do número atômico do material, dependendo apenas da energia do fóton incidente e da densidade eletrônica do material (Evans, 1955b).

1.3 Produção de pares

Quando a energia do fóton é maior que 1,02 MeV, o mesmo pode interagir com a matéria através do mecanismo de produção de pares. Neste processo, ilustrado pela Figura A1.3, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético de um núcleo atômico e fornece a ele toda sua energia, criando um par de partículas: um elétron negativo (e^-) e um elétron positivo (e^+). Como a energia do elétron em repouso é equivalente a 0,51 MeV, uma energia mínima de

1,02 MeV é necessária para a criação do par de elétrons. A energia em excesso é distribuída entre as partículas criadas na forma de energia cinética.

O processo de produção de pares é um exemplo de energia convertida em massa, conforme postulado por Einstein através da equação $E=mc^2$.

Figura A1.3: Diagrama ilustrando o processo de produção de pares (Adaptado de Khan, 2010a).

Assim como o efeito fotoelétrico, a produção de pares é altamente dependente do número atômico.

2 Interações das partículas carregadas: DOSE

Cada uma das interações descritas acima envolve a transferência de energia do fóton a partículas carregadas, as quais incluem: fotoelétrons, elétrons Compton e pares elétrons-pósitrons. Estas últimas, por sua vez, são responsáveis pela deposição de energia no tecido. Elas são liberadas com um espectro inicial de energias e direções e são, então, freadas através de múltiplas colisões

coulombianas, depositando energia localmente ao longo do caminho e ocasionalmente, eventos de *bremsstrahlung* ocorrem. Tais eventos carregam a energia transferida para longe do caminho das partículas carregadas. A fim de se incluir apenas deposição local de energia, o poder de frenagem (ou *stopping power*) é, portanto, mais relevante, sendo que:

$$\frac{S_{col}}{\rho} = \frac{d\bar{E}}{\rho dl} \quad (\text{MeV.cm}^2.\text{g}^{-1}) \quad (\text{Eq. A1.1})$$

em que uma energia média $d\bar{E}$ é perdida localmente no meio por unidade de massa e por comprimento atravessado dl . O poder de freamento colisional de massa depende da energia e da carga da partícula desacelerante, do número atômico do meio e é praticamente independente da densidade. A quantidade de energia perdida em cada interação é variável ao longo do caminho, mas este fato é frequentemente ignorado, assumindo-se a ideia de aproximação de desaceleração contínua (*continuous slowing down approximation – CSDA*). Essa aproximação permite a determinação de um intervalo de CSDA único da partícula carregada, dado por:

$$R_{CSDA} = \int_0^E \left(\frac{d\bar{E}}{\rho dl} \right)^{-1} dE \quad (\text{g/cm}^2) \quad (\text{EqA1.2})$$

Juntamente com a desaceleração, as partículas carregadas também são defletidas através de múltiplos eventos de espalhamento, os quais redirecionam suas energias e alteram seus padrões de deposição de dose. Esse espalhamento é maior em materiais de números atômicos mais elevados. O cálculo detalhado dos espalhamentos múltiplos requer métodos analíticos complexos ou

método de Monte Carlo. Tais métodos têm sido bastante utilizados para feixes de elétrons. Porém, como em feixes de fótons, as partículas carregadas secundárias produzidas possuem energia mais baixa que a dos fótons e possuem alcances relativamente menores, um tratamento mais simples da interação dos elétrons é, geralmente, aceitável. Nos modelos mais simples, frequentemente, assume-se que os elétrons de recuo são absorvidos localmente para feixes de fótons de baixa energia. Para energias mais altas de fótons, o alcance das partículas é significativamente maior (da ordem de centímetros) e o espalhamento da energia das partículas secundárias liberadas pela interação dos fótons precisa ser modelada.

2.1 Equilíbrio de partículas carregadas

É importante destacar que a energia liberada pelos fótons para as partículas carregadas não é, tipicamente, absorvida no mesmo local em que ocorreu a interação. As partículas carregadas secundárias percorrem um trajeto no meio, até que sua energia seja totalmente dispersada. É possível que um elétron de alta energia percorra vários centímetros na água ou no tecido mole antes que sua energia seja completamente depositada (Attix, 1986).

O equilíbrio de partículas carregadas (EPC), ou equilíbrio eletrônico, é uma condição na qual qualquer partícula carregada que atravesse o volume de interesse seja substituída por uma partícula carregada de mesma energia entrando no volume (Attix, 1986). Sob

essas condições, pode-se afirmar que $K_{col} = D$, ou seja, todo o KERMA de colisão é depositado como dose.

EPC é um balanço de energia no espaço tridimensional. Um equilíbrio puro pode ser desenvolvido se a fluência de fótons for suficientemente uniforme na redondeza do volume amostral no qual as partículas carregadas são também liberadas de maneira uniforme com energia e espectro angular constante. A camada que envolve o material deve, ainda, ser uniforme em uma espessura mínima igual ao alcance máximo dos elétrons secundários. Satisfazer essa condição de fluência uniforme de partículas carregadas é impossível para um feixe de fótons devido à divergência do feixe e à atenuação dos fótons.

Um equilíbrio transiente de partículas carregadas (ETPC) é mais fácil de ser atingido. Resumidamente, ETPC existe ao longo do raio central, em um absorvedor uniforme, a profundidades que excedem o alcance máximo (no sentido longitudinal positivo) das partículas liberadas, para campos de radiação com metade da largura excedendo o movimento lateral. Nesses casos, KERMA colisional e DOSE tornam-se proporcionais (não mais iguais). Para EPC e ETPC, um cálculo de dose pode ser simplificado, uma vez que não requer acompanhamento de todas as trajetórias das partículas secundárias. Vários dos métodos mais simples de correção de heterogeneidade assumem EPC ou ETPC implicitamente, evitando a complexidade do transporte de partículas carregadas.

2.2 ETPC Longitudinal

A fluência de partículas carregadas ao longo do raio central de um feixe de fótons de megavoltagem não estreito e suficientemente largo para atingir equilíbrio eletrônico lateral aumenta até uma profundidade igual ao alcance mais provável das partículas carregadas (R_p). Para profundidades maiores que o alcance máximo das partículas carregadas (R_{max}), existe apenas ETPC e a dose é maior que o KERMA colisional, uma vez que a energia liberada pelos fótons é depositada no sentido longitudinal a profundidades x . A constante de proporcionalidade (razão entre dose e KERMA) é uma grandeza escalar, com valor maior que 1 para pontos ao longo do eixo central (para profundidades maiores que d_{max}) de um feixe incidente em um absorvedor de água uniforme. Uma maneira simples de relacionar Dose e KERMA é utilizar:

$$D_p(x) = e^{-\mu x} K_C(x) \approx (1 + \mu x) \cdot K_C(x) \quad (\text{Eq A1.3})$$

em que $D_p(x)$ é a dose primária e $K_C(x)$ é o KERMA colisional a uma profundidade x e o termo exponencial corrige para atenuação longitudinal ao longo da distância média entre a liberação da energia e os pontos de deposição de dose.

Para profundidades menores que d_{max} , onde o desequilíbrio é óbvio, o transporte de partículas carregadas deve ser levado em conta explicitamente. Considerando, neste momento, apenas a dose primária, ignorando a contaminação do feixe e assumindo um feixe largo o suficiente para atingir EPC lateral, a curva de dose na profundidade

pode ser obtida através da convolução do KERMA de colisão com o espalhamento da energia dos elétrons (Podgorsak, 2005).

$$D_p(x) = N \int_0^x K_c e^{-\mu x} \beta e^{-\beta(x-x')} dx' \quad (\text{Eq. A1.4})$$

em que $D_p(x)$ é a dose primária em função da profundidade x ; N é um fator de normalização; K_C é o KERMA colisional incidente, o qual é atenuado exponencialmente com a profundidade, x , de acordo com o coeficiente de atenuação linear μ ; β é o coeficiente linear descrevendo a energia longitudinal depositada pela resposta dos elétrons liberados a partir de cada ponto de interação x' . Assume-se que o decaimento da dose é uma queda exponencial devido à divergência dos elétrons distante do local de interação do fóton.

Em feixes de radioterapia, no entanto, a forma real da curva da dose em profundidade irá diferir daquela prevista por essa equação devido ao efeito do lei do inverso do quadrado da distância, à contaminação do feixe incidente sobre o paciente, ao espalhamento do fóton dentro do paciente e ao desequilíbrio lateral.

2.3 ETPC lateral

Quando o alcance dos elétrons secundários gerados em um campo de radiação excede o tamanho do campo, é necessário que um outro elétron, produzido em outro lugar qualquer deposite dose no volume. Caso isso não ocorra, o equilíbrio de partículas carregadas também não é obedecido, o que ocorre especialmente em campos pequenos.

Alguns algoritmos de cálculo de dose, incluindo ou não correção de heterogeneidade, assumem sempre a condição de equilíbrio eletrônico. Divergências entre os cálculos realizados por estes algoritmos e medidas experimentais na região que antecede a profundidade de *build-up* já são bem conhecidas e costumam ser desprezadas pelos usuários dos sistemas de planejamento. Deve-se destacar, no entanto, que a falta de equilíbrio eletrônico lateral também é um fator importante, comum nos tratamentos atuais e não pode ser desprezado na maioria das situações clínicas. Um algoritmo de cálculo que não considere adequadamente o equilíbrio eletrônico lateral pode levar a estimativas de dose diferentes da realidade.

2.4 Influência da densidade do tecido

Os dados dosimétricos utilizados nos sistemas de planejamento computadorizados são principalmente derivados a partir de medidas na água. A existência de dois teoremas importantes do transporte da radiação para fótons e partículas carregadas, estabelecidos por O'Connor e Fano, permite o escalonamento de densidade dos dados obtidos para água para meios equivalentes à água com densidades arbitrárias.

O Teorema de Fano define que, quando um meio infinito de densidade variável mas composição atômica constante é exposto a uma fluência de fótons uniforme (ou seja, condições de EPC), então, a fluência de partículas carregadas liberadas pelos fótons também é constante e não é afetada pelas variações na densidade. Essa fluência

constante de elétrons secundários se iguala à fluência gerada sob condições de EPC para uma dada fluência de fótons. Consequentemente, a dose absorvida em qualquer área de densidades variáveis seria constante. Isto é intuitivamente plausível, já que a densidade não somente modula o número de elétrons liberados por unidade de volume, mas também reescala seus alcances lineares (Attix, 1986).

A hipótese principal do Teorema de Fano é que as seções de choque por unidade de massa são independentes da densidade de um meio de composição atômica idêntica. Para aplicar-se o Teorema de Fano, deve-se assumir que a atenuação dos fótons primários, o efeito de densidade do poder de freamento e a liberação de fótons secundários podem ser desprezados em uma camada de equilíbrio que envolve o ponto de interesse de dose.

Ignorar a atenuação do feixe primário de fótons significa que os caminhos livres médios dos fótons primários devem ser muito maiores do que os alcances máximos dos elétrons secundários liberados. Tal condição pode ser encontrada em feixes clínicos, com fótons de energias menores que 1 a 3 MeV e se aplicam a pontos suficientemente distantes das bordas do meio irradiado.

Efeitos de polarização ou de densidade (dentro do intervalo de densidades do tecido humano) geralmente são pequenos para feixes clínicos e a produção de fótons secundários não é problemática, já que os caminhos livres médios desse fótons produzidos são maiores que o alcance dos elétrons secundários liberados.

Enquanto o Teorema de Fano se aplica a situações de EPC, o teorema de escalonamento de densidade proposto por O'Connor relaciona a dose em dois meios de densidades diferentes mas de igual composição atômica e irradiados pelo mesmo feixe externo. De acordo com esse teorema, a razão da fluência de fótons secundários espalhados pela fluência de fótons primários é constante nos dois meios, desde que todas as distâncias geométricas, incluindo o tamanho de campo, sejam escaladas inversamente à densidade. Isso significa que a dose em pontos correspondentes nos dois meios é a mesma, se todas as dimensões forem escaladas inversamente com a densidade.

Enquanto esses dois teoremas fornecem boas resoluções para o problema de alterações de densidade no meio, eles não devem ser aplicados sem o conhecimento de suas especificidades. Eles tem aplicações limitadas em tecidos heterogêneos, uma vez que densidade e número atômico quase sempre variam simultaneamente (ossos e próteses são exemplos). O Teorema de Fano também é construído sobre a condição de EPC.

Ambos os teoremas baseiam-se na hipótese comum de que a probabilidade de interação (por elétron) é independente das variações de densidade entre os meios.

A Figura A1.4 ilustra a influência da densidade eletrônica na fluência de fótons e na dose em um objeto simulador com uma região de baixa densidade exposto a um feixe de fótons monoenergético de 5 MeV.

As alterações no transporte de fótons podem ser facilmente calculadas usando o escalonamento de densidades das camadas. No entanto, o alcance dos elétrons de recuo é significativo, uma vez que estes podem ser produzidos em um dos materiais e ser absorvidos em outro. Nesse caso, em que se tem alta energia, campo pequeno e baixa densidade, correções de heterogeneidade baseadas apenas na fluência ou atenuação dos fótons seriam inadequadas. Por outro lado, cálculos mais simples baseados apenas na fluência de fótons podem ser acurados para energias mais baixas de fótons, nas quais as grandezas fluência de fótons, KERMA e TERMA são linearmente relacionados. Infelizmente, não é fácil prever quais regiões de tecido são propensas ao desequilíbrio para uma irradiação tridimensional em um meio absorvedor heterogêneo.

Figura A1.4: Distribuições de fluência(a e b) e dose (c e d) para um feixe monoenergético de fótons de 5 MeV ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) incidente em um objeto simulador de

água (a e c) e uma fatia de cortiça inserida entre duas espessuras de água (b e d).

(Fonte: AAPM Task Group 65, 2004)

Adicionalmente ao efeito da densidade nos valores de fluência de fótons no eixo central, a penumbra do feixe no tecido, também pode ser afetada pela densidade do meio. Cálculos realizados pelo método de Monte Carlo mostram que a largura da penumbra primária é inversamente proporcional à densidade do tecido, enquanto a densidade tem o efeito oposto na penumbra espalhada, uma vez que a dose espalhada reduz com a diminuição da densidade.

Esse efeito deve ser considerado cautelosamente em planejamentos tridimensionais de radioterapia a fim de assegurar cobertura de dose adequada ao volume de tratamento.

2.5 Efeitos do número atômico

O padrão de distribuição de dose na presença de heterogeneidades de alto número atômico é perturbado por um número de efeitos complexos (AAPM, Task Group 65, 2004):

- (a) A oportunidade de interações competitivas (por exemplo, produção de pares, que aumentam com o aumento no número atômico) pode reduzir a proporção de fótons espalhados pelo efeito Compton. Em segundo lugar, a produção de pares afeta a distribuição espectral de partículas carregadas secundárias, bem como seus alcances. O freamento

dos pósitrons pode, ainda, gerar fótons de aniquilação terciários.

- (b) O coeficiente de atenuação de massa depende do número atômico, portanto, a atenuação exponencial da fluência de fótons e o TERMA são fortemente acentuados por ele. A uniformidade da fluência pode ficar comprometida em regiões de atenuação severa, violando a condição necessária de EPC.
- (c) O coeficiente de atenuação de massa depende do número atômico e, portanto, o KERMA de colisão varia localmente dentro do material absorvedor. Isso é bem conhecido em feixes de quilovoltagem, nos quais um fator é utilizado para calcular o aumento da dose no osso para uma dada fluência de fótons, assumindo EPC. Para feixes de megavoltagem, o KERMA colisional pode ser utilizado de forma similar para estimar a dose local, porém, apenas se uma massa suficiente de material fornece condições de EPC ou ETPC, no mínimo. Esse, geralmente, não é o caso de pequenas regiões ósseas e, cálculos baseados em K_C não são muito acurados em osso.
- (d) Com o aumento do número atômico, uma inclusão mais detalhada do transporte de elétrons é necessária para feixes de raios-X de megavoltagem. Espalhamentos múltiplos de partículas secundárias

pelo núcleo são acentuados, produzindo uma variação local em suas distribuições angulares, o que também pode destruir a condição de EPC, gerando pontos/regiões quentes e frios. Por exemplo, o retroespalhamento a partir de materiais de alto número atômico fornece uma contribuição significativa para a fluência de elétrons e a dose na interface entre tecido mole e um material de alto número atômico. Para interfaces metálicas encontradas em próteses ortopédicas, encontram-se aumentos de dose de até 50% na direção do retroespalhamento para um feixe de raios-X de 18 MV.

Em resumo, a solução mais geral para correções de heterogeneidade deve considerar variações de densidade e de número atômico dos tecidos atravessados pelos fótons primários e todos os fótons secundários e partículas carregadas secundárias. Devido à predominância de tecidos moles equivalentes à água e de interações Compton e coulombianas dentro destes tecidos, o parâmetro mais importante e que merece mais atenção é o efeito da densidade. No entanto, em casos especiais, que envolvam materiais de alto número atômico, o efeito do número atômico não pode ser desprezado, especialmente no intervalo de energias maiores que 10 MV.

ANEXO 2: Medidas de distribuição de dose

É possível medir diretamente a distribuição de dose em pacientes tratados com radiação. Os dados, geralmente, são obtidos a partir de medidas em objetos simuladores preenchidos com água, com volume suficiente para fornecer condições de pleno espalhamento para um determinado feixe de radiação.

1 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Conforme um feixe de radiação incide em um meio, a dose absorvida varia de acordo com a profundidade. Uma maneira de caracterizar a distribuição de dose no centro de um feixe de radiação é normalizar a dose em uma profundidade qualquer em relação a uma profundidade de referência (fixa). O quociente entre a dose (D_d) em uma profundidade (d) e a dose (D_0) em uma profundidade de referência (d_0) é denominada Porcentagem de Dose Profunda (PDP).

$$PDP = \frac{D_d}{D_0} \times 100 \quad (\text{Eq. A2.1})$$

Na prática clínica, a profundidade de referência é a profundidade de *build-up*.

A Figura A2.1 apresenta um diagrama da PDP.

Figura A2.1: Diagrama da Porcentagem de Dose Profunda (Adaptado de Khan, 2010b)

A PDP aumenta com a energia do feixe, após a região de *build-up*, uma vez que feixes mais energéticos possuem maior poder de penetração, depositando maiores doses nas profundidades. Desconsiderando os efeitos da lei do inverso do quadrado da distância e do espalhamento, a variação da dose na profundidade é governada, aproximadamente, pela atenuação exponencial (Khan, 2010).

2 Razão tecido-ar (TAR) e Razão tecido-máximo (TMR)

A razão tecido-ar (TAR) foi inicialmente introduzida por Johns, em 1953. É definida como a razão da dose em um meio a uma profundidade d , e a dose no mesmo ponto no espaço, com uma pequena massa de equilíbrio ao redor do ponto de interesse, conforme exemplificado na Figura A2.2.

Figura A2.2: Diagrama ilustrando a definição da Razão tecido-ar (TAR)
(Adaptado de Khan, 2010b).

$$TAR = \frac{D_d}{D_{fs}} \quad (\text{Eq. A2.2})$$

Uma das principais propriedades da TAR é que ela é independente da distância fonte-superfície (DFS) que é a distância da fonte de radiação até à superfície do meio em questão.

A dificuldade em se medir tal grandeza está na massa de equilíbrio. Tal massa de equilíbrio deve ser um meio suficiente para obedecer a condição de equilíbrio eletrônico, ou seja, o ponto de medida deve estar envolvido por uma esfera de raio igual à profundidade de *build-up*. Para energias altas, no entanto, a quantidade de material seria suficiente para perturbar o meio e a medida deixaria de ser precisa. Por esse motivo, a grandeza TMR foi introduzida. A razão tecido-máximo é calculada por:

$$TMR = \frac{D_d}{D_{d0}} \quad (\text{Eq. A2.3})$$

em que D_d e D_{d0} ocupam a mesma posição no espaço, porém D_d está a uma profundidade d , em um meio qualquer, e D_{d0} está na profundidade de build-up, conforme ilustra a Figura A2.3.

Figura A2.3: Diagrama ilustrando a razão tecido-máximo (TMR) (Adaptado de Khan, 2010b).

ANEXO 3: Calibração das Unidades de Hounsfield

A informação dos diferentes materiais que constituem o tecido humano é obtida a partir de imagens de Tomografia Computadorizada. O número CT (ou UH) de cada pixel da imagem representa o coeficiente de atenuação do material daquele pixel, a partir do qual estima-se a densidade efetiva do material para o feixe de tratamento. O número de CT é calculado por:

$$UH = 1000 \times \frac{\mu_{meio} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \quad (\text{Eq. A3.1})$$

em que $\mu_{\text{água}}$ e μ_{meio} são, respectivamente, os coeficientes de atenuação linear da água e do meio.

Considerando a água como referência, a densidade efetiva de um material é definida como a razão das espessuras de água e do referido material para produzir um efeito dosimétrico equivalente. Para feixes de fótons de megavoltagem, a densidade efetiva se aproxima da densidade eletrônica. Dessa forma, para cada scanner e para cada técnica de varredura utilizados na clínica, deve-se realizar a calibração dos números CT, que consiste em construir um gráfico que relacione uma densidade eletrônica a cada número CT.

Um dos métodos mais tradicionais para a calibração do número CT é realizar uma varredura de um objeto simulador que possua, internamente, pelo menos 5 materiais de densidades eletrônicas diferentes e conhecidas. A Figura A3.1 ilustra alguns destes simuladores disponíveis comercialmente.

Figura A3.1: Objetos simuladores para calibração do número CT (a) Gammex 467 e (b) CIRS *Electron Density Phantom* Modelo 062M.

A crítica a este método de calibração do número CT baseia-se na baixa acurácia, uma vez que o número de CT determinado com a energia do feixe do tomógrafo (em torno de 120 kVp) pode não representar bem a interação da radiação para feixes com energias da ordem de megavoltagem. Além disso, existe uma dependência do número de CT de acordo com o scanner utilizado, principalmente para materiais com alto número CT, conforme relatado por Constantinou e Harrington (1992).

Outros métodos vêm sendo descritos com a finalidade de melhorar a acurácia da calibração do número CT. Schneider et al (1996) descreveram um método baseado em medidas estequiométricas para melhorar a acurácia de tais curvas de calibração. Em sua metodologia, tanto a densidade eletrônica quanto o número CT, foram calculados a partir de parâmetros bem conhecidos como a composição elementar de cada material, a densidade mássica e as componentes de seção de choque dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares, para a energia de tratamento.

O método estequiométrico apresenta melhor acurácia, porém Chu et al (2000) observaram que variações no número CT não resultam em erros significativos no cálculo da dose. Segundo este estudo, uma variação de 20 UH para tecido mole e de 250 UH para osso, resultou em uma variação de apenas 1% na Unidade Monitora para um caso cerebral e menos de 2% para um caso pélvico.

ANEXO 4: Calibração do Filme Radiocrômico

Com os recentes avanços na acurácia e precisão do processo de fabricação dos filmes, assim como nas melhorias em termos de robustez e facilidade de uso, os filmes radiocrômicos tem sido usados com frequência em aplicações médicas (AAPM Report 55, 1998). Tais dosímetros produzem uma coloração direta do material do qual é composto à medida em que há absorção de radiação, sem a necessidade de revelação química.

O filme GAFCHROMIC EBT3, utilizado nas medidas experimentais deste estudo, possui dimensões 20,3 x 25,4 cm² e foi manuseado de acordo com as recomendações do Report 55 da AAPM.

Para associar a coloração do filme à dose recebida, uma película foi posicionada a 2 cm de profundidade em um objeto simulador de água sólida. Um padrão de 11 sequências de campos de radiação, com diferentes UM foi irradiado, a uma DFS de 100 cm. O padrão final de irradiação é composto de 8 campos retangulares, aos quais está associado uma dose específica. Tal dose é medida com uma câmara de ionização tipo Farmer, posicionada no centro de cada retângulo, na mesma profundidade do filme radiocrômico. O padrão de campos retangulares obtido após a irradiação da sequência de campos está ilustrado na Figura A4.1.

Figura A4.1: Padrão de irradiação do filme de calibração. Cada nível de cinza corresponde a uma diferente dose absorvida. Os ROIs (em vermelho) são posicionados no centro de cada retângulo e um nível de cinza médio é atribuído à região e associado à medida de dose absoluta realizada com câmara de ionização.

Devido às reações de polimerização continuarem ocorrendo mesmo após a irradiação do filme, o escaneamento foi realizado apenas após 24 horas da irradiação do mesmo.

Para o escaneamento do filme, utilizou-se um *scanner* plano (Epson Expression 10000 XL), sendo o filme posicionado no centro do mesmo, com o uso de um padrão de acrílico para auxiliar na reprodutibilidade do posicionamento. A necessidade em se posicionar o filme no centro do *scanner* deve-se ao fato de a luz do mesmo apresentar variações na uniformidade ao longo do *scanner*.

Para melhorar a reprodutibilidade do escaneamento, realizou-se um aquecimento do scanner antes do escaneamento das películas irradiadas. Tal aquecimento é feito através de sucessivos (5-10) escaneamentos de uma película qualquer.

O filme de calibração foi, então, escaneado e a coloração obtida foi associada à dose medida com a câmara de ionização. A medida de coloração é dada em níveis de cinza e foi realizada através da média do nível de cinza em uma ROI centrada em cada um dos retângulos. Nesse processo, criou-se a curva de calibração do filme, que é específica de cada lote. Para isso, utilizou-se o programa Verisoft® da PTW (Freiburg, Germany).

Antes da irradiação, uma película do lote foi escaneada para obtenção de uma curva de planura do *scanner*. Tal curva foi aplicada a todas as películas para compensar o efeito da não uniformidade da luz.

Os filmes utilizados nas medidas de PDP (seção 4.2) foram cortados em pedaços de, aproximadamente, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ e numerados sequencialmente, conforme a Figura A4.2:

Figura A4.2: Filmes utilizados para medidas de PDP. Foram cortados quadrados de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, os quais foram numerados sequencialmente e, ao escanear, foi obedecida a posição inicial na película.

Para o escaneamento, os pequenos pedaços foram posicionados de forma que, juntos, reconstruíssem uma película inteira, conforme ilustrado na Figura A4.2. Dessa forma, a curva de correção da planura do *scanner* pode ser utilizada. Aplicou-se, então, a curva de calibração do filme e a dose no centro de cada quadrado (que corresponde a diferentes profundidades de medida) foi medida no software Verisoft®.