

Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Fábia Shirley Pereira Vasconcelos

Análise qualitativa de algoritmos - com e sem correção de heterogeneidade utilizando filme radiocrômico EBT3

> Rio de Janeiro 2018

Fábia Shirley Pereira Vasconcelos

Análise qualitativa de algoritmos - com e sem correção de heterogeneidade utilizando filme radiocrômico EBT3

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

Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves

Rio de Janeiro 2018

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

V331 Vasconcelos Fábia Shirley Pereira. Análise qualitativa de algoritmos - com e sem correção de heterogeneidade - utilizando filme radiocrômico EBT3 / Fábia Shirley Pereira Vasconcelos. - 2018. 90 f. Orientador: Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós-Graduação em Física Médica. 1. Física Médica - Teses. 2. Radiação - Dosimetria - Teses. 3. Algoritimos - Teses. 3. Pesquisa qualitativa - Teses. 4. Calibração -Teses. 5. Radioterapia. I. Alves, Carlos Frederico Estrada. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título. CDU 615.83

Bibliotecária: Thais Ferreira Vieira - CRB7/ 5302

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

Assinatura

Fábia Shirley Pereira Vasconcelos

Análise qualitativa de algoritmos - com e sem correção de heterogeneidade utilizando filme radiocrômico EBT3

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

Aprovada em 04 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos Frederico Estrada Alves (Orientador) Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Prof. Dr. Roberto Kenji Sakuraba Hospital Israelita Albert Einstein

Prof. Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares Comissão Nacional de Energia Nuclear

Prof. Dr. Rogério Matias Vidal da Silva Instituição: Instituto do Câncer do Ceará

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus queridos pais, à Flávia, minha irmã da vida toda, e à Taciana, minha companheira para todos os empreendimentos vividos e pretendidos.

A vocês toda a minha dedicação e amor.

AGRADECIMENTOS

Aos meus amadíssimos pais, por todo amor, cuidado e apoio que sempre estiveram dispostos a me oferecer.

À Taciana, pela compreensão, amor, companheirismo e, principalmente, por ter acreditado em mim e deixado tudo para me apoiar de perto e fazer eu me sentir em casa onde quer que eu fosse.

A todos os meus irmãos e irmãs, pelo apoio e pela energia positiva que sempre me enviaram.

Agradeço à equipe da LIGA contra o câncer de Natal por todas as oportunidades que recebi, às quais me permitiram chegar até aqui.

À Karina, profissional de excelência, pelos ensinamentos e conselhos, sempre valiosos, e pelos empurrões, muito bem-vindos, que me fizeram buscar sempre o melhor de mim.

Agradeço ao Físico Dr Flávio, o qual tenho grande admiração pela inteligência e espírito científico, por ter sido meu primeiro professor e grande incentivador nos caminhos da física médica.

À Fundação do Câncer, pela oportunidade, apoio e principalmente à equipe da secretaria do mestrado, que sempre se mostrou disposta a ajudar num ambiente acolhedor que foi construído para nós.

Ao professor Dr Alfonso por ter dedicado caras horas ajudando na reta final da minha dissertação.

Ao meu orientador professor Dr Fred, a concretização deste trabalho se deve a ele.

Ao professor Dr Luiz Conti pela revisão final do trabalho.

Aos meus colegas de turma pelos momentos de alegria vividos e apoio durante as dificuldades. Em especial, ao meu amigo Gilmar por ter se permitido ser uma ponte num momento particularmente delicado para mim.

Ao Eder, estudante brilhante e meu amigo, por estar sempre disposto a me ajudar nas dificuldades da vida acadêmica.

A equipe do hospital Albert Einstein, por ter aberto as suas portas para mim.

Agradeço especialmente à Deus pela vida iluminada e providenciada que ele me dá, colocando sempre em meus caminhos pessoas especiais e dispostas a me ajudar.

Quem é realmente dono da própria vida, sabe o preço que pagou por ela. *A autora.*

RESUMO

VASCONCELOS, Fábia Shirley Pereira. *Análise qualitativa de algoritmos -com e sem correção de heterogeneidade - utilizando filme radiocrômico EBT3*. 2018. 90 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

O objetivo deste trabalho é avaliar dosimetricamente com filmes radiocrômicos os resultados obtidos no cálculo da dose com o Sistema de Planejamento Eclipse[™], utilizando os algoritmos de cálculo AAA (Anisotropic Analytical-Algorithm da Varian) e Acuros (AXB), em pontos específicos, dispostos estrategicamente, em diferentes interfaces entre meios de diferentes densidades. Com essa finalidade, foram realizados doze planejamentos, seis deles utilizando a ferramenta de correção da heterogeneidade para o meio e seis sem essa correção. Um simulador composto por camadas de água sólida e de cortiça foi utilizado como fantoma durante as etapas que envolvem o processo de entrega da dose quando calculada pelo TPS baseado em tomografía. E para a utilização do filme EBT3, foram cumpridas as etapas de preparação e calibração do mesmo, que habilita a sua utilização como dosímetro. Como resultados foram obtidas diferenças entre a distribuição da dose planejada e a dose medida de até - 9% para a dose calculada sem a correção da heterogeneidade do meio. Para as condições de estudo utilizadas, observamos que a não correção da heterogeneidade pode resultar em distribuições de doses subestimadas pelos algoritmos de cálculo, comprometendo, assim, a qualidade terapêutica da radioterapia. Portanto, ratifica-se a importância do uso da correção da heterogeneidade nos TPS.

Palavras-chave: Física médica. Algoritmos. Planejamento em radioterapia. Meio heterogêneo. Pulmão. Radioterapia.

ABSTRACT

VASCONCELOS, Fábia Shirley Pereira. *Qualitative analysis of algorithms - with and without heterogeneity correction - using EBT3 radiochromic film.* 2018. 90 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The objective of this work is to evaluate dosimetrically with radiocromic films the results obtained in the calculation of the dose with the Eclipse TM Planning System, using AAA (Anisotropic Analytical-Algorithm of Varian) and Acuros (AXB) calculation algorithms at specific points arranged strategically in different interfaces between media of different densities. To this end, twelve plannings were carried out, of which six use the tool for the correction of heterogeneity for the medium and six do not use this correction. A simulator composed of layers of solid water and cork was used as phantom during the steps that involve the dose delivery process when calculated by TPS based on tomography. And for the use of the EBT3 film, the steps of preparation and calibration, which enable its use as dosimeter, have been fulfilled. As a result, differences between the planned dose distribution and the measured dose up to minus 9% were obtained for the calculated dose without correction of the therogeneity. The present study concluded that the non-correction of heterogeneity results in doses distributions underestimated by the calculation algorithms, thus jeopardizing the therapeutic quality of radiotherapy. Therefore, the importance of using the correction of heterogeneity in TPS is ratified.

Keywords: Medical physics. Algorithms. Planning in radiotherapy. Heterogeneous medium.

Lung. Radiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Distribuição dos serviços de radioterapia por região geográfica no	
	Brasil	2
Figura 2 –	Resultado para a pergunta: Possui sistema de planejamento baseado em	
	TC?	2
Figura 3 –	Resultado para a pergunta: Utiliza correção de heterogeneidade?	2
Figura 4 –	Estimativa do INCA de casos novos de câncer para 2018	2
Figura 5 –	Representação da relação entre dose absorvida D e kerma de colisão	
	Kcol	2
Figura 6 –	Estrutura do filme EBT3	3
Figura 7 –	Escâner EPSON modelo Expression 11000XL	3
Figura 8 –	Arranjo dosimétrico montado na mesa do acelerador linear	4
Figura 9 –	Fantoma homogêneo para a calibração dos filmes	4
Figura 10 –	Configuração planejada para irradiação dos filmes para a calibração	4
Figura 11 –	Posicionamento dos filmes no escâner	4
Figura 12 –	Janela utilizada para a importação da imagem digitalizada dos filmes	4
Figura 13 –	Delimitação da área de interesse	4
Figura 14 –	Janela utilizada para a calibração	4
Figura 15 –	Fantoma heterogêneo para a dosimetria proposta	4
Figura 16 –	Janela opções de cálculo para o AAA	4
Figura 17 –	Janela opções de cálculo para o Acuros	5
Figura 18 –	Configuração planejada para irradiação do campo 10 x 10	5
Figura 19 –	Configuração planejada para irradiação do campo 3 x 3	5
Figura 20 –	Ferramenta para medir a dose num ponto	5
Figura 21 –	Planejamento para a calibração dos filmes	5
Figura 22 –	Filme de calibração irradiado	5
Figura 23 –	Imagem digitalizada no escâner	5
Figura 24 –	Janela de configuração para a análise dosimétrica do filme	5
Figura 25 –	Obtenção dos valores dos pixels no filme	5
Figura 26 –	Curva de calibração para o lote de filmes utilizado	6
Figura 27 –	Imagem tomográfica do fantoma heterogêneo	6
Figura 28 –	Planejamentos realizados para o campo 10 x 10 cm ²	6

Figura 29 –	Janela dosimétrica	66
Figura 30 –	Janela de análise dos filmes	67
Figura 31 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo AAA, com e sem	
	correção de heterogeneidade - Campo 3 x 3 cm ²	69
Figura 32 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo Acuros com o modo	
	de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da	
	água, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 3 x 3 cm ²	70
Figura 33 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo Acuros com o modo	
	de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual a	
	densidade do meio, com e sem correção de heterogeneidade - Campo 3	
	x 3 cm ²	71
Figura 34 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo AAA, com e sem	
	correção de heterogeneidade - Campo 10 x 10 cm ²	72
Figura 35 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo Acuros com o modo	
	de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da	
	água, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 10 x 10 cm ²	73
Figura 36 –	Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo Acuros com o modo	
	de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à	
	densidade do meio, com e sem correção de heterogeneidade - Campo	
	10 x 10 cm ²	74
Figura 37 –	Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm ² , sem correção de	
	heterogeneidade	76
Figura 38 –	Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm ² , com correção de	
	heterogeneidade	77
Figura 39 –	Desvio relativo para o campo 10 x 10 cm ² , sem correção de	
	heterogeneidade	78
Figura 40 –	Desvio relativo o para o campo 10 x 10 cm², com correção de	
	heterogeneidade	79

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 –	Doses TPS sem correção de heterogeneidade – campo 3 x 3 cm ²	63
Quadro 2 –	Doses TPS correção de heterogeneidade – campo 10 x 10 cm ²	64
Quadro 3 –	Doses TPS com correção de heterogeneidade – campo 3 x 3 cm ²	65
Quadro 4 –	Doses TPS com correção de heterogeneidade – campo 10 x 10 cm ²	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Resultados do cálculo manual para as doses de calibração	57
Tabela 2 –	Filmes irradiados com o campo 3 x 3 cm ²	68
Tabela 3 –	Filmes irradiados com o campo 10 x 10 cm ²	68
Tabela 4 –	Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm ²	75
Tabela 5 –	Desvio relativo para o campo 10 x 10 cm ²	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	Anisotropic Analytical Algorithm
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CCD	Charge-coupled device
CI	Câmara de Ionização
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPE	Equilibrium of Charged Particles
DE	Densidade Eletrônica
HU	Hounsfield Unit
ICRU	International Comission on Radiation Units and Measurements
INCA	Instituto Nacional de Câncer
LBTE	Linear Transport Equation Boltzmann
MC	Monte Carlo
MCTIC	Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações
OMS	Organização Mundial de Saúde
ROI	Region of Optical Interest
RT	Radioterapia
SBRT	stereotactic body radiotherapy
SSD	Source to Surface Distance
TPS	Treatment Planning System
UM	Unidade Monitora
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
VS	Versus

LISTA DE SÍMBOLOS

D	Dose absorvida ou Dose
dm	Massa
dE	Energia média
Gy	Gray
cGy	Centigray
J	Joule
kg	Quilograma
Κ	Kerma
dEtr	Kerma transmitido
Kcol	Kerma de colisão
Kr	Kerma de radiação
β	Relação entre dose absorvida e o kerma de colisão
Fcal	Fator de calibração
PDD	Percentage dose distance
Scp	Espalhamento no objeto multiplicado pelo espalhamento do colimador
<i>M</i> 1	Leituras de carga
MQ	Leitura corrigida
kTP	Correção para a resposta de temperatura e pressão
kele	Correção da calibração do eletrômetro
kpol	Correção da polaridade da tensão
Ks	Correção de perdas na coleção de cargas
zref	Profundidade de referência
ND, w, Q0	Correção da calibração da CI
Dw	Dose absorvida na água
zmáx	Profundidade de dose máxima
DO	Densidade óptica
Dcal	Dose calculada
DTPS	Dose do TPS
δ	Diferença em percentual

Intensidade transmitida
Intensidade emitida
Função logarítmica
Profundidade de máximo
Centímetro

μm Micrômetro

SUMÁRIO

INTRO	DDUÇÃO	17
1	OBJETIVOS	19
1.1	Geral	19
1.2	Específicos	19
2	REFERENCIAL TEÓRICO	20
2.1	Radioterapia	20
2.2	Serviços de radioterapia no Brasil	20
2.3	Câncer de pulmão	23
2.4	Dosimetria	24
2.4.1	Dose absorvida	25
2.4.2	<u>Kerma</u>	26
2.4.3	Relação entre dose absorvida e kerma	27
2.4.4	Cálculo manual das unidades monitoras	29
2.4.5	Dosimetria com filme	30
2.5	Sistema de planejamento do tratamento	33
2.5.1	TSP Eclipse	34
2.5.2	Algoritmos de cálculo de dose	34
2.5.3	Método Monte Carlo	36
2.5.4	Importância da heterogeneidade no cálculo da dose	37
3	METODOLOGIA	39
3.1	Dosimetria do acelerador linear	39
3.1.1	Cálculo do fator de correção do feixe	40
3.2	Caracterização do filme radiocrômico	41
3.2.1	<u>Calibração dos filmes</u>	42
3.2.2	Leitura dos filmes	44
3.2.3	Análise das imagens digitalizadas dos filmes	45
3.3	Simulação computadorizada do fantoma heterogêneo	47
3.4	Planejamento dos casos para os testes	48
3.4.1	Planejamento de casos com algoritmos de cálculo não utilizando a correção de	
	heterogeneidade	49

3.4.2	Planejamento de casos com algoritmos de cálculo utilizando da correção de	
	heterogeneidade	50
3.5	Irradiação dos filmes	51
3.5.1	Irradiação utilizando o campo 10 x 10 cm ²	51
3.5.2	Irradiação utilizando o campo 3 x 3 cm ²	52
3.6	Obtenção dos valores de dose no TPS	53
4	RESULTADOS, ANÁLISES E DISCUSSÕES	55
4.1	Dosimetria do acelerador linear	55
4.2	Caracterização do filme radiocrômico	55
4.2.1	Calibração dos filmes	56
4.3	Simulação computadorizada do fantoma heterogêneo	61
4.4	Planejamento dos casos para os testes	61
4.4.1	Planejamento de casos com algoritmos de cálculo não utilizando a correção de	
	heterogeneidade	63
4.4.2	Planejamento de casos com algoritmos de cálculo utilizando a correção de	
	heterogeneidade	64
4.5	Irradiação dos filmes	66
4.6	Comparação dos valores de doses planejadas vs doses medidas	68
CONCI	LUSÕES	80
PERSP	ECTIVAS	80
REFER	REFERÊNCIAS	
APÊND	APÊNDICE A - Pesquisa básica RXT	
APÊNDICE B - Respostas		88

INTRODUÇÃO

Segundo estimativa divulgada pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA), o câncer de pulmão será a quarta neoplasia maligna mais incidente entre a população do Brasil no biênio: 2018-2019 (Instituto Nacional de Câncer, 2017).

A radioterapia (RT) utiliza radiação ionizante para o controle da doença e é composta por diversas etapas, entre essas, o planejamento do tratamento que é fundamental para atingir seus principais objetivos, entregar a dose de tratamento ao volume alvo com a menor complicação possível aos tecidos normais (princípio ALARA). É, portanto, necessário que se faça um planejamento para qualquer tratamento de radioterapia pretendido.

Os sistemas de planejamento de tratamento (TPS, *Treatment Planning System*) são largamente utilizados na etapa de planejamento. O TPS funciona como um simulador virtual onde pode ser prevista a entrega da dose de acordo com os parâmetros utilizados. Resultados de diversos planejamentos (utilizando diferentes incidências de entrada da radiação, técnicas de tratamento, entre outras) podem ser comparados, possibilitando aos físicos e médicos a escolha da melhor relação custo benefício ao paciente (Johnston, et al., 2011) (Santos, 2017).

Os algoritmos de cálculo de dose são os responsáveis pelo cálculo da distribuição da dose no TPS e utilizam, como um dos dados de entrada, imagens de tomografia computadorizada (TC). Diferentes tipos de algoritmos de cálculo de doses compõem os TPS e levam em considerações distintos fatores. Assim, a precisão da previsão da distribuição de dose no paciente depende do tipo de algoritmo usado no TPS (Morgan, Knoos, McNee, Evans, & Thwaites, 2008) (Santos, 2017).

O corpo humano consiste de uma variedade de tecidos e cavidades com diferentes propriedades físicas e radiológicas (AAPM report nº 85, 2004). A TC torna possível a obtenção de informações, *in vivo*, a respeito dessas propriedades, que são caracterizadas nas imagens obtidas por diferentes tons de cinza – Unidade Hounsfield (HU, Hounsfield Unit). Os tons de cinza da TC são associados a valores diretamente proporcionais de densidade eletrônica (DE), unidade reconhecida pelo TPS, definida como a concentração dos elétrons num volume específico de um material em relação a concentração de elétrons num mesmo volume de água.

Quanto menor a densidade eletrônica, menor a atenuação do feixe de RT. Esse efeito altera a distribuição da dose substancialmente quando as diferenças de densidades do meio não são consideradas (Khan, Gibbons, & Sperduto, 2016). Assim sendo, ela é um parâmetro

relevante para os planejamentos de radioterapia para a região do tórax, já que, os pulmões possuem densidades eletrônicas significativamente pequenas, se comparado com outros órgãos.

Estudos anteriores mostraram que a probabilidade de sucesso nos tratamentos de tumores de pulmão pode ser diminuída de 5% até 20% quando o cálculo da dose no TPS não utiliza fatores para a correção da heterogeneidade do meio, levando em consideração a densidade eletrônica do meio para o cálculo das distribuições de doses (AAPM report nº 85, 2004).

Diversos estudos já foram realizados a respeito do tema correção de heterogeneidade e esses sempre convergem para a importância da utilização da correção (Arango, 2009). Contudo, discursões em relação ao uso ou, simplesmente, a não utilização dessa ferramenta são ainda recorrentes entre os profissionais que utilizam os TPS, uma vez que a correção de heterogeneidade é uma ferramenta opcional dos algoritmos de cálculo que pode ou não ser acionada.

Uma pesquisa realizada no Brasil por iniciativa da autora, com perguntas a respeito da utilização dos TPS, obteve a participação de 128 profissionais, entre eles: físicos e dosimetristas. O resultado apontou que, entre os participantes, 17% admitiram que nunca ativam a correção de heterogeneidade no TPS, 23% responderam que ativam a correção para alguns casos planejados e o restante que mantêm a correção de heterogeneidade sempre ativada.

Pelo exposto anteriormente, o presente trabalho teve como objetivo realizar um estudo comparativo entre as doses calculadas, utilizando os algoritmos de cálculo de dose presentes no TPS Eclipse[™], com e sem correção de heterogeneidade, e as doses medidas com o filme radiocrômico EBT3, tendo como meio de interação um simulador heterogêneo.

Em parceria com o Programa Nacional de Formação em Radioterapia, da Fundação do Câncer, o Hospital Israelita Albert Einstein em São Paulo colaborou com este trabalho cedendo as suas instalações para a preparação e execução dos testes realizados, bem como, a assessoria que foi prestada pelo quadro de físicos médicos do serviço de radioterapia.

1 **OBJETIVOS**

Visando proporcionar aos pacientes um tratamento mais preciso, este trabalho irá comparar dois algoritmos de cálculo utilizando diferentes configurações e empregando o filme radiocrômico como dosímetro.

1.1 Geral

Avaliar dosimetricamente com Filmes Radiocrômicos os resultados obtidos no cálculo da dose com o Sistema de Planejamento Eclipse[™] - VARIAN, utilizando os algoritmos de cálculo AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) e Acuros (AXB).

1.2 Específicos

Decorrente dessas avaliações também será possível:

- a) Avaliar a dose em diferentes profundidades para planejamentos com campo 10 x 10 cm² e 3 x 3 cm², com e sem heterogeneidade, utilizando os algoritmos de cálculo AAA e Acuros;
- b) Realizar dosimetria com filme radiocrômico nos pontos de interesse dos diferentes planejamentos realizados no Sistema de Planejamento;
- c) Comparar os resultados calculados no Sistema de Planejamento e os obtidos na dosimetria com filme radiocrômico.

2 **REFERENCIAL TEÓRICO**

Para a realização do estudo pretendido, no qual serão avaliados dois algoritmos utilizados na radioterapia para o cálculo da dose no tratamento de neoplasias pulmonares, fazse necessária a introdução de alguns conceitos importantes.

2.1 Radioterapia

A radioterapia utiliza a radiação ionizante para controlar células tumorais, seja qual for o estádio da doença. Segundo a Organização Mundial da Saúde (WHO, do inglês World Health Organization), cerca de 52% dos pacientes com câncer irão se submeter à radioterapia pelo menos uma vez durante o seu tratamento (World Health Organization WHO, 2008).

O tratamento de radioterapia é um processo complexo que envolve diversas áreas do conhecimento humano e que se mantém em constante avanço, principalmente, tecnológico. A RT está dividida em duas modalidades: braquiterapia, quando a fonte fica em contato com a área a ser tratada, e teleterapia, quando a fonte é mantida a distância da área tumoral, bem como, do paciente. Fótons ou elétrons são usados no processo de irradiação, sendo a escolha do tipo de radiação dependente de critérios clínicos, que não trataremos aqui.

A otimização do benefício terapêutico depende da maximização da dose para o volume alvo planejado e, ao mesmo tempo, minimização da dose nos tecidos normais.

Na radioterapia essa otimização deve ser alcançada na etapa de planejamento do tratamento, sendo o físico médico o principal responsável pelos resultados alcançados na utilização do TPS, de forma que o cálculo de dose seja realizado com precisão e confiança (Evans, 2005).

2.2 Serviços de radioterapia no Brasil

De acordo com informações obtidas na página eletrônica da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), o Brasil possui 244 serviços de radioterapia com autorização de funcionamento, a distribuição geográfica desses serviços está ilustrada na figura 1.

Figura 1 – Distribuição dos serviços de radioterapia por região geográfica no Brasil



Nota: Dados da CNEN 2018. Fonte: A autora, 2018

A CNEN é uma autarquia federal vinculada ao Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações (MCTIC), criada em 1956 e estruturada pela Lei 4.118, de 27 de agosto de 1962, para desenvolver a política nacional de energia nuclear. Órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização, a CNEN estabelece normas e regulamentos em radioproteção e é responsável por regular, licenciar e fiscalizar a produção e o uso da energia nuclear no Brasil.

A norma 6.10 da CNEN, define que o titular do serviço de radioterapia deve garantir que no serviço de radioterapia exista um sistema computadorizado de planejamento de tratamento, regularizado junto à Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), para as práticas executadas (Norma CNEN NN 6.10, 2014). Com o objetivo de identificar um perfil básico a respeito do funcionamento dos serviços de radioterapia no Brasil, foi realizado pela autora um questionário denominado de Pesquisa básica RXT, apêndice A deste estudo, de âmbito nacional que contou com a participação de 128, entre eles, físicos e dosimetristas que atuam em diversas regiões do país. Foi utilizado o formulário *google* para a aplicação das perguntas e para a divulgação foram utilizados os grupos de físicos e dosimetristas dos aplicativos *Telegram* e *WhatsApp*.

A pesquisa contou com oito perguntas de respostas diretas, apresentadas no apêndice B – Respostas. Objetivo principal da pesquisa foi conhecer o modo de utilização dos TPS; sendo duas dessas perguntas as mais relevantes para o presente estudo: Se é utilizada a TC para os planejamentos no TPS e se a correção de heterogeneidade é ativada para o cálculo da distribuição de dose.

Para a primeira pergunta, todos os participantes responderem já possuir sistemas de planejamento baseado em TC, o resultado é ilustrado na figura 2.



Figura 2 – Resultado para a pergunta: Possui sistema de planejamento baseado em TC?

A respeito da utilização da correção de heterogeneidade no TPS, tópico da segunda pergunta, obtiveram-se como resultados os percentuais apresentados na figura 3.

Fonte: A autora, 2018.



Figura 3 – Resultado para a pergunta: Utiliza correção de heterogeneidade?

Fonte: A autora, 2018.

Os dados obtidos nesta pesquisa foram um dos motivadores para a escolha do tema deste trabalho.

2.3 Câncer de pulmão

Excluindo-se o câncer de pele não-melanoma, o câncer de pulmão, segundo estimativa do Instituto Nacional de Câncer (INCA) para 2018, terá a quarta maior incidência entre os casos de câncer no Brasil (Instituto Nacional de Câncer , 2017), como pode ser observado na figura 4. Segundo estimativa da Organização Mundial de Saúde (OMS), o câncer de pulmão é um dos tumores mais comuns, no mundo (World Health Organization, 2018).



Figura 4 – Estimativa do INCA de casos novos de câncer para 2018

Nota: Dados do INCA 2018. Fonte: A autora, 2018

O câncer de pulmão está diretamente relacionado ao tabagismo. O hábito de fumar aumentou drasticamente após a Segunda Guerra Mundial e atingiu seu auge na década de 1970. Em contraste com os países desenvolvidos, onde as taxas de câncer de pulmão nos homens aumentaram até a década de 1990 e diminuíram a partir de então, no Brasil, elas ainda estão aumentando (Sá, Coelho, Capelozzi, & Azevedo, 2016)

2.4 Dosimetria

Para o uso da Radioterapia é imprescindível o conhecimento das propriedades do feixe de radiação. A dosimetria é o processo pelo qual se podem conhecer as características do feixe, possibilitando o uso adequado desse recurso (Martins, 2012).

A dosimetria é um processo usado para quantificar a energia depositada em um material ou absorvida pelo corpo humano a partir de fontes de radiação, explorando diferentes métodos para a determinação quantitativa desta energia depositada, seja por exposição direta ou indireta. A dosimetria é realizada obdecendo padrões internacionais para a determinação da dose ou taxa de dose (Adliene & Adlyte, 2018).

O fornecimento preciso de uma dose prescrita, para um volume alvo bem definido, depende primeiramente da precisão com que o feixe de radiação pode ser calibrado, sob condições de referência bem controladas, de maneira uniforme. Em segundo lugar, a dose em qualquer ponto de interesse no meio deve ser calculada e correlacionada com a dose de calibração (AAPM report nº 85, 2004).

A Comissão Internacional de Unidades de Radiação e Medidas (ICRU, *International Comission on Radiation Units and Measurements*) recomenda que a incerteza total de um tratamento de radioterapia não deve ultrapassar $\pm 5\%$, sendo que, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse percentual.

2.4.1 Dose absorvida

A grandeza dosimétrica *dose* ou *dose absorvida* (D) em um meio de massa (dm) foi definida para descrever a quantidade de radiação para todos os tipos de radiação ionizante, incluindo partículas carregadas e não carregadas, todos os materiais e todas as energias. A dose absorvida é uma medida dos efeitos biologicamente significativos produzidos pela radiação ionizante (Khan, 2014). A dose absorvida é determinada através da equação 1:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \tag{1}$$

onde $d\overline{E}$ é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria de massa dm. No Sistema Internacional, a unidade de dose absorvida é definida como Gray (*Gy*).

$$1 Gy = 1 \frac{J}{kg}$$
⁽²⁾

onde o kg representa a massa em quilograma e J a energia em Joule depositada.

2.4.2 Kerma

A quantidade de kerma (*K*) (energia cinética liberada em um meio) é definida pela equação 3:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$
(3)

onde dE_{tr} é a soma da energia cinética inicial para todas as partículas carregadas liberadas pela radiação em um material de massa dm (Khan, 2014).

Durante a interação entre as partículas carregadas liberadas e o meio, a energia cinética pode ser perdida por colisões com outros elétrons do meio, processo denominado de kerma de colisão (K_{col}), e/ou por radiação de frenamento dessas partículas e por aniquilação em voo, chamado de kerma de radiação (K_r) (Attix, 1986).

O kerma total, é, portanto, a soma do kerma de colisão e o kerma de radiação, dada pela equação 4:

$$K = K_{col} + K_r \tag{4}$$

A diferença entre kerma e dose absorvida, é que essa última depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma depende da energia total transferida ao material (Tauhata, Salati, Prinzio, & Prinzio, 2013).

Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de frenamento, outra sob forma de luz ou raios x característicos, quando há excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização.

Para se estabelecer uma relação entre kerma e dose absorvida é preciso que haja equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico que ocorre quando (Attix, 1986):

- (a) A composição atômica do meio é homogênea;
- (b) A densidade do meio é homogênea;
- (c) Existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante, e;
- (d) Não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

As condições descritas são possíveis para condições de equilíbrio eletrônico de partículas carregadas, o kerma de colisão K_{col} é igual à dose absorvida D, equação 5:

$$D = K_{col} \tag{5}$$

A relação β entre a dose absorvida e o kerma de colisão é representada na equação 6:

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \tag{6}$$

Em condições de equilíbrio eletrônico, $\beta = 1$.

Os conceitos de equilíbrio de radiação e equilíbrio de partículas carregadas (CPE, *equilibrium of charged particles*) são úteis na física radiológica como meio de relacionar certas quantidades básicas. Ou seja, a CPE permite igualar a dose absorvida D ao kerma de colisão K_{col} , enquanto o equilíbrio da radiação torna D igual à massa líquida em repouso convertida em energia por unidade de massa no ponto de interesse (Attix, 1986).

A Figura 5 ilustra a relação entre a dose absorvida e a parte de colisão do kerma quando um feixe de fótons entra em um meio. Enquanto o kerma é máximo na superfície, devido a maior fluência de fótons, e diminui com a profundidade, a dose inicialmente se acumula, à medida que os fótons transferem energia para a partículas carregadas, e em seguida diminuem com a mesma taxa que o kerma (Khan, 2014).





Legenda: β – razão entre a dose absorvida *D* e o kerma de colisão *K*_{col}, c.e.p. – é o centro de produção de elétrons. Fonte: Adaptada do livro do KHAN, 2014.

A região entre a superfície e onde a dose alcança seu valor máximo é denominada de *buildup*. A profundidade de ocorrência dessa variação aumenta com o aumento da energia da radiação incidente. Logo após a região de *buildup*, ocorre a região de quase equilíbrio eletrônico, pois a mesma quantidade de elétrons que são postos em movimento nessa região, é a quantidade de elétrons absorvidos. A região de "equilíbrio eletrônico" é quando a dose absorvida é igual ao kerma de colisão.

O cálculo manual das unidades monitoras representa uma boa ferramenta de checagem dos cálculos realizados no TPS, auxiliando na garantia da qualidade e servindo de ferramenta para a identificação de erros sistemáticos produzidos no algoritmo de cálculo do TPS e de erros derivados da fase do planejamento do tratamento de modo geral (Müller, 2005).

Os resultados obtidos por meio do cálculo manual passam a obter maior diferença em relação aos algoritmos de cálculo quando o meio de distribuição da dose é heterogêneo e a ferramenta de correção de heterogeneidade está ativada, sendo, portanto, necessário a utilização de outros recursos para a checagem dos cálculos.

Para o cálculo manual das unidades monitoras devemos primeiro considerar o tamanho do campo utilizado e a distância da fonte até a superfície irradiada.

O tamanho do campo quadrado equivalente deve ser calculado para campos retangulares ou com outras combinações que envolvem geometrias de contornos irregulares. Todos os fatores de correção para as configurações de campo utilizados são baseados no tamanho do campo quadrado equivalente e na profundidade de cálculo prescrita.

Os parâmetros do feixe que são medidos durante o comissionamento da unidade de tratamento são utilizados para a criação de tabelas que são consultadas para obtenção dos fatores a serem utilizados na conversão de dose em unidade monitora (UM), calculada através da equação 6:

$$UM = \frac{Dose \ x \ peso}{PDP x F_{dist} x F_{cal} x S_{pc}} \tag{6}$$

onde:

Dose: Dose prescrita em cGy;

peso: Peso atribuído ao campo cálculo;

- *PDP*: Porcentagem de dose profunda, dose na profundidade de tratamento em relação à dose máxima, no eixo central;
- *F_{cal}*: Fator de calibração do feixe utilizado;

 F_{dist} : Fator de correção para a distância, e;

 S_{pc} : Fator espalhamento do objeto simulador multiplicado pelo fator de espalhamento do colimador.

Outros fatores de correção também podem ser utilizados no cálculo da UM; no entanto, para o presente estudo os fatores de correção supracitados são suficientes para o cálculo da dose com o arranjo experimental utilizado.

2.4.5 Dosimetria com filme

Medidas de radiação abrangem uma ampla gama de instrumentos e métodos com foco na avaliação de diferentes parâmetros de processamento da radiação. Um dosímetro de radiação é um dispositivo, instrumento ou sistema que mede ou avalia, direta ou indiretamente, as grandezas dosimétricas. Um dosímetro, juntamente com o seu leitor, é referido como um sistema de dosimetria ou sistema dosimétrico. O conhecimento e controle da dose é extremamente importante para seu uso, seja ele, na industria, em pesquisas ou na clínica (Sun & Chmielewski, 2018).

O filme radiocrômico Gafchromic[™] EBT3 possui aceitação como valioso sistema de dosimetria para feixes de fótons de alta energia. Algumas das vantagens desses filmes em relação a outros sistemas de dosimetria são: baixa sensibilidade espectral, alta resolução espacial, e equivalência não tecidual (Steenbeke, et al., 2016).

O EBT3 é projetado para a medição de doses absorvidas de radiação ionizante e a sua gama dinâmica foi projetada para o melhor desempenho na faixa de dose de 0,2 a 10 Gy, tornando-o adequado como dosímetro em radioterapia (GafChromic, 2018).

O filme é composto por uma camada ativa, nominalmente de 28 µm de espessura, intercalada entre dois substratos de poliéster claro de 125 µm. A camada ativa contém o componente ativo, um corante marcador, estabilizadores e outros componentes, possibilitando ao filme uma resposta independente de energia. A espessura da camada ativa variará ligeiramente entre diferentes lotes de produção, portanto, é necessário que para cada lote seja levantada uma curva de calibração (GafChromic, 2018). A estrutura do filme EBT3 é mostrada na figura 6.

Figura 6 – Estrutura do filme EBT3



Fonte: Adaptada de www.gafchromic.com, 2018.

Os filmes radiocrômicos mudam de cor quando irradiados sem a necessidade de revelação química. A camada sensível do filme radiocrômico é ativada pela dose que é nela depositada, iniciando a polimerização do componente ativo. A resposta do filme à radiação é comumente expressa em termos de alteração da densidade óptica que é diretamente proporcional a quantidade de energia depositada e pode ser facilmente medida por qualquer dispositivo fotométrico.

No entanto, o sinal detectado pelo dispositivo de medição pode sofrer influência de alguns fatores (Devic, Tomic, & Lewis, 2016) como, por exemplo: a luz ultravioleta, devendo por isso, os filmes não serem expostos à luz fluorescente por longo período de tempo e devem ser armazenados em ambiente com umidade e temperatura controlada em valores próximos aos do *bunker* onde serão irradiados. Para a leitura do filme radiocrômico faz-se necessário converter a imagem gravada no filme, resultante da exposição à radiação, em dados possíveis de serem analisados pelos sistemas computadorizados para análise de dose (Alves, 2014). Com essa finalidade, é utilizado o escâner.

O escâner Epson Expression 11000XL Pro, apresentado na figura 7, é um digitalizador de mesa, recomendado pelo fabricante dos filmes dosimétricos, utilizado para a digitalização dos filmes irradiados (GafChromic, 2018) e compõe, portanto, o conjunto dosimétrico utilizado neste trabalho.

Esse digitalizador possui alta resolução (2400 x 4800 dpi) de aquisição de imagens, com tamanho máximo de varredura da mesa equivalente ao tamanho do filme A3, operando nos modos: automático e profissional.

Figura 7 – Escâner EPSON modelo Expression 11000XL



Legenda: A – mesa; B – tampa do escâner. Fonte: www.epson.pt/products.

Recomenda-se que o software de operação seja configurado do seguinte modo para a digitalização dos filmes: resolução espacial de 72 dpi (72 pixels por polegada), 48 bits (16 bits por canal de cor – RGB) no modo colorido, sem correção automática de cor ou filtros de homogeneidade do escâner. Tais recomendações de uso almejam a garantia da máxima eficiência para os processos de digitalização e leitura dos filmes, essa última, realizada pelos sistemas de análise de dose.

Para medir as mudanças na resposta dos filmes à radiação ionizante, o escâner utiliza a sua fonte de luz e o detector, que registra a intensidade da luz refletida ou intensidade de luz transmitida, dependendo do modo de configuração. O modo de intensidade de luz transmitida é o mais eficiente, uma vez que a luz atravessa duas vezes a camada sensível do filme, o que possibilita o aumento de sua sensibilidade (Devic, Tomic, & Lewis, 2016).

Para a digitalização, recomenda-se que a orientação dos filmes não tenha angulação maior que 5° (cinco graus), que os filmes sejam posicionados no centro do escâner e que filmes testes sejam escaneados, pelo menos, cinco vezes antes da aquisição das imagens de estudo. Essa recomendação objetiva a estabilização das temperaturas da lâmpada e da mesa digitalizadora.

Após a digitação, já durante a análise dos dados, a seleção da região de interesse óptico (ROI, *Region of Optical Interest*) deve possuir tamanho ideal de 1,0 x 1,0 cm² e distância mínima até a borda de 0,3 cm, para se obter um nível satisfatório de incerteza para a caracterização do filme (Bouchard & Lacroix, 2009) (Cardoso, 2012).

O sistema de análise *radiochromic.com* é um aplicativo de utilização via *web* de propriedade da empresa Radiochromic S.L., utilizada para a análise e dosimetria com filmes radiocrômico, que devem ser previamente digitalizados para a obtenção de dados capazes de

serem avaliados com o sistema de análise computadorizada. A digitalização das imagens deve seguir as recomendações dos fabricantes dos filmes.

O sistema *radiochromic* associa os valores dos *pixels* das imagem aos valores das doses informadas para a obteção da curva de calibração.

2.5 Sistema de planejamento do tratamento

Os Sistemas de Planejamento do Tratamento, TPS, são sistemas simuladores capazes de calcular a dose de tratamento. O desenvolvimento de métodos mais precisos de planejamento e entrega da dose é um processo constante, que visa otimizar os resultados obtidos na RT (Hoffmann, Jorgensen, Muren, & Petersen, 2012).

A caracterização volumétrica do alvo e dos tecidos sadios, como também, a capacidade de cálculo virtual mais aproximada da dose real são primordiais e contribuem para a diminuição das incertezas relacionadas à etapa do cálculo da dose. Os algoritmos avançados de convolução prometem realizar cálculos mais precisos da dose absorvida.

Os TPS são, no geral, simuladores de fontes virtuais, que são previamente caracterizadas, devendo ser comissionados a partir dos dados medidos diretamente no feixe de cada acelerador linear. Os dados medidos são únicos para cada acelerador linear e são utilizados para alimentar o TPS.

A maioria dos algoritmos de cálculo de dose presentes nos TPS consegue satisfazer as restrições para a distribuição de dose quando o meio é considerado homogêneo. No entanto, modelagens do transporte de elétrons muito simplificada, como as dos algoritmos *pencil beam*, falham no cálculo da dose para meios heterogêneos (Hoffmann, Jorgensen, Muren, & Petersen, 2012).

O uso de técnicas de tratamento mais sofisticadas como a *stereotactic body radiotherapy* (SBRT), por exemplo, que possui alta conformação de dose elevada no alvo e uma queda rápida na dose ao seu redor, exigem alto nível de confiança e acurácia em todas as etapas do processo de tratamento (Abreu, et al., 2015) incluindo os cálculos das doses realizados nos TPS.

2.5.1 TPS Eclipse

O TPS Eclipse é um sistema comercial utilizado na radioterapia para auxiliar nos planejamentos, seja com a técnica de teleterapia com fótons, elétrons e prótons, ou de braquiterapia. Alguns algoritmos de cálculo de dose para feixes de fótons podem ser implementados nesse TPS, entre eles o AAA, *Analytical Anisotropic Algorithm*, e o Acuros AXB.

2.5.2 Algoritmos de cálculo de dose

Algoritmos de cálculo de dose são os componentes de software mais críticos no TPS. Esses módulos são responsáveis pela representação correta da distribuição de dose no paciente e podem estar vinculados a cálculos de tempo de feixe ou unidade de monitoramento (UM). Os cálculos de dose evoluíram de cálculos bidimensionais simples, para métodos de pontos tridimensionais e em seguida para modelos de dose tridimensional completos, nos quais as histórias da radiação primária e da radiação dispersa no volume de interesse são consideradas. (Evans, 2005)

Algoritmos de cálculos de dose avançados (ou tipo b) usam *kernels* de dose précalculados do Monte Carlo (MC), como AAA, rotineiramente disponíveis em sistemas de planejamento de tratamento comercial, mostram melhor precisão em comparação com os algoritmos *pencil beam* (ou tipo a) anterior a eles; porém, erros significativos ainda persistem nas interfaces pulmão / tecidos moles (Morgan, Knoos, McNee, Evans, & Thwaites, 2008).

Estudos anteriores comparando o uso de Acuros *versus* (*vs*) AAA mostraram que diferenças significativas na deposição da dose calculada podem surgir quando o volume alvo planejado (PTV) abrange uma variedade de tipos de tecido, ou está próximo da interface de materiais de diferentes densidades (Padmanaban, Warren, Walsh, Partridge, & Hawkins, 2014).
2.5.2.1 Algoritmo de cálculo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)

O AAA é um dos modelos que incorpora o transporte de elétrons para o cálculo da dose, é um algoritmo PBC (*pencil beam convolucion*) de superposição tridimensional que usa *kernels* de dispersão derivados de Monte Carlo para modelar fótons primários (fonte primária); e fótons e elétrons extra-focais espalhados e dispersos a partir do colimador (fonte de contaminação por elétrons) (Kan, Cheung, Leung, Lau, & Yu, 2011).

A fonte primária é a fonte pontual localizada no plano do alvo. O AAA modela os fótons de frenamento criados no alvo, que não interage no colimador. A fonte extra-focal é uma fonte de plano gaussiano localizada abaixo do filtro achatador, ela modela os fótons no cabeçote do acelerador, fora do alvo no: filtro achatador, colimadores e MLC (Kan, Cheung, Leung, Lau, & Yu, 2011).

A contaminação por elétrons é modelada com uma curva profundidade-dependente que descreve a quantidade total de contaminação por elétrons em uma determinada profundidade. O final da distribuição da dose é computada pela superposição da dose calculada e pelas convoluções de fótons e elétrons. Os *kernels* são calculados usando uma soma de seis curvas profundidade-dependentes ponderadas exponencialmente e definindas pelo espalhamento lateral para se adequar ao *pencil beam* espalhado derivado de Monte Carlo (Kan, Cheung, Leung, Lau, & Yu, 2011).

Para compensar a presença de inomogeneidades, é aplicado o transporte de elétrons secundários à escala de densidade simples dos *kernels*, modelado apenas macroscopicamente. Assume-se, para isso, que os elétrons viajam em linhas retas na profundidade, e os componentes laterais são dimensionados de forma independente, ou seja, as partículas são primeiro levadas ao plano de destino seguindo em linha reta, ao longo do feixe central e, em seguida, espalhadas para o *voxel* de destino na direção lateral. Como resultado, a dispersão divergente nem sempre é considerada corretamente (Kan, Cheung, Leung, Lau, & Yu, 2011).

Usando a hipótese anterior, o algoritmo não pode prever o *build-up* gradual e o *build-down*, efeitos que ocorrem próximo as interfaces heterogêneas. O AAA usa um *kernel* de *build-up* separado na forma de uma função exponencial dual para considerar as mudanças no equilíbrio eletrônico através das interfaces de heterogeneidades e água. Portanto, o AAA é capaz de incorporar o transporte de elétrons e de fótons secundários, apenas, de forma aproximada para cálculos de dose em um meio heterogêneo (Kan, Cheung, Leung, Lau, & Yu, 2011).

2.5.2.2 Algoritmo de cálculo Acuros AXB

O algoritmo de cálculo de dose Acuros AXB foi desenvolvido para abordar duas necessidades estratégicas do planejamento para tratamento com fótons externos: precisão e velocidade. O Acuros usa uma moderna técnica para resolver a equação de transporte Linear de Boltzmann (LBTE, *Linear Boltzmann Transport Equation*) através de métodos numéricos, fornecendo precisão comparável aos métodos de Monte Carlo no planejamento do tratamento (Tsuruta, et al., 2014).

O modelo Acuros para o transporte de radiação no paciente consiste em quatro etapas discretas, que são realizadas na seguinte ordem:

- (a) Transporte da fluência do modelo fonte para o paciente;
- (b) Cálculo da fluência de fótons dispersos no paciente;
- (c) Cálculo da fluência de elétrons dispersos no paciente, e;
- (d) Cálculo da dose.

Os passos (a) e (c) são realizados para calcular a fluência de elétrons em cada *voxel* do paciente (TC). Uma vez que a fluência de elétrons dependente da energia, é determinada a quantidade de dose desejada e é calculada na etapa (d), seja ela, dose no meio ou dose na água. O passo inicial é o único passo repetido para cada orientação de campo, e os passos (b) a (d) são realizados uma vez, independentemente do número de campos (VARIAN, Guia 2015).

O algoritmo de cálculo Acuros resolve iterativamente a equação de transporte linear de Boltzman e demonstra precisão mais aproximada aos cálculos de Monte Carlo em meios heterogêneos (Morgan, Knoos, McNee, Evans, & Thwaites, 2008).

2.5.3 <u>Método Monte Carlo</u>

O método de Monte Carlo pode ser descrito como um método estátistico, onde uma sequência de números são criados aleatóriamente, simulando a verdadeira aleatoriedade encontrada na natureza (Yoriyaz, 2009).

Para a utilização da sequência de números criada é necessário que o processo físico possa ser descrito por funções densidades de probabilidade (PDF, *probability density functions*), que descrevem o processo físico do fenômeno estudado. O conjunto de eventos que ocorre com uma determinada partícula, desde o momento que é emitida por uma fonte, até o momento em que é absorvida ou escapa do sistema, é denominado de hitória da partícula; essa histórias são geradas por meio de PDF (Yoriyaz, 2009).

Quanto maior o número de histórias das partículas obtidas menores as incertezas estatístecias das grandezas de interesse. Como resultado são obtidos valores médios que estão relacionados com gradezas físicas integrais de interesse como fluxo de partículas e deposições de energia (Yoriyaz, 2009).

2.5.4 Importância da heterogeneidade no cálculo da dose

Na teleterapia com fótons as heterogeneidades introduzidas pelas diferentes densidades que compõem o meio podem afetar significativamente a distribuição da dose. A diferença entre as densidades do meio produzem diferentes interações da radiação, aumentando, assim, a complexidade do cálculo para a distribuição da dose.

Os tecidos do corpo humano mais importantes, do ponto de vista da dosimetria de radioterapia, são os tecidos e cavidades que são radiologicamente diferentes da água; por exemplo: pulmões, cavidades orais, dentes, passagens nasais, seios, ossos e próteses metálicas. Para maximizar o benefício terapêutico da radioterapia, é essencial que a dose absorvida entregue a todos os tecidos irradiados, na presença de tais heterogeneidades, seja prevista com precisão (AAPM, *report* nº 85).

Com o advento da TC, pela primeira vez, foi possível obter informações de densidade eletrônica in vivo, que poderiam ser incorporadas no processo de cálculo da dose. Isso, combinado com enormes avanços na tecnologia de computadores, resultou em muitas pesquisas com o objetivo de melhorar os procedimentos de cálculo de dose, que são responsáveis pelos complexos processos físicos associados à irradiação do corpo humano heterogêneo (AAPM, *report* nº 85).

Até a década de 70, as distribuições de dose eram geralmente calculadas assumindo que o paciente era composto inteiramente de água. Isso, principalmente, devido à falta de informações anatômicas específicas do paciente (AAPM, *report* nº 85). Assim, a RT torácica tradicional, que era realizada sem correção de heterogeneidade, com a chegada dos modernos sistemas computadorizados de tratamento, passou a ser considera uma prática não indicada (KHAN *et al*, 2016).

O dano causado aos tecidos biológicos pela radiação ionizante depende da dose que é absorvida por eles que, por sua vez, pode variar conforme a radiação atravessa diferentes tecidos de densidades eletrônicas diferentes. Contudo, para se alcançar maior exatidão nos cálculos de dose recomenda-se utilizar correções para essas heterogeneidades (Ragonezi *et al*, 2016).

3 METODOLOGIA

3.1 Dosimetria do acelerador linear

A dose entregue pelo acelerador sofre influência relacionada a diversos fatores, principalmente elétricos. Desta maneira, foi necessário fazer uma verificação da constância do fator de calibração do acelerador, procedimento que deve ser feito, preferencialmente, antes de realizar as exposições dos filmes radiocrômicos. Com essa finalidade, foram utilizados os seguintes equipamentos:

- (a) Câmara de ionização (CI) farmer (volume da cavidade, aproximadamente, igual a 0,6 cm³), com fator de calibração válido;
- (b) Eletrômetro, calibrado junto com a CI utilizada;
- (c) Simulador (fantoma) preenchido com água líquida, e;
- (d) Termômetro e barômetro calibrados.

A metodologia para a execução da dosimetria seguiu os parâmetros estabelecidos no TRS 398, conforme descrição a seguir.

A CI foi fixada ao suporte próprio para a dosimetria e posicionada dentro do fantoma, sendo mantido o alinhamento do seu centro com retículo do colimador. Logo depois, ela foi inserida na água, na profundidade de 10 cm (profundidade de referência), medida entre a superfície da água até a metade da câmara. Os parâmetros da configuração do acelerador foram: colimador e *gantry* a 0°, tamanho de campo de 10 x 10 cm² e uma distância fonte superfície (SSD, *source to surface distance*) igual a 100 cm. A figura 8 apresenta parte dos materiais já posicionados para a dosimetria.



Figura 8 – Arranjo dosimétrico montado na mesa do acelerador linear

Fonte: A autora, 2018.

Para obter uma média representativa das leituras com a CI, foram realizadas, como mínimo, três exposições na profundidade de referência.

3.1.1 Cálculo do fator de correção do feixe

O TRS 398 recomenda, para o cálculo do fator de correção do feixe, que sejam aplicados alguns fatores de correção à média das leituras das cargas obtidas, M_1 , com a finalidade de determinar o valor para a leitura corrigida, M_Q , que é calculada através da equação 7:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \tag{7}$$

onde:

 k_{TP} - Corrige a resposta da CI para a diferença entre a temperatura e a pressão especificadas pelo laboratório de calibração e as aferidas no local da dosimetria;

 k_{elec} – Fator para correção com a calibração do eletrômetro;

- k_{pol} Correção para a resposta da CI pelo efeito da mudança na polaridade da tensão de coleta aplicada à câmara, e;
- k_s Correção para a resposta da CI por perdas na coleta das cargas (devido a recombinação dos íons).

Após a obtenção da leitura corrigida, encontra-se a dose absorvida $(D_{w,Q})$ na profundidade de 10 cm (z_{ref}) utilizando a equação 8:

$$D_w(z_{ref}) = M_Q N_{D,W,Q_0} \tag{8}$$

onde, N_{D,W,Q_0} é o coeficiente de calibração da CI fornecido por um Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL, *Secondary Standard Dosimetry Laboratory*).

Por último, para encontra-se a dose entregue na profundidade de dose máxima ($z_{máx}$), é utilizada a equação 9:

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref})$$
(9)

A variável *PDD* (z_{ref}) representa a porcentagem da dose máxima que é medida na profundidade de referência (PDP, Percentual de Dose Profunda), valor obtido por meio da dosimetria de comissionamento do acelerador. A relação entre a dose no $z_{máx}$ e as UM utilizadas é denominada de taxa de dose absorvida.

3.2 Caracterização do filme radiocrômico

A calibração faz parte do processo de caracterização dos filmes e possibilita a conversão da variação da densidade ótica num filme irradiado em dose absorvida (Sorriaux, et al., 2013).

O filme foi escolhido para a caracterização da dose neste estudo por possuir espessura suficientemente pequena, podendo ser considerado um dosímetro pontual, além de possuir excelente resposta para a faixa de energia e dose utilizadas.

3.2.1 Calibração dos filmes

O processo preparatório para a calibração dos filmes foi divido em três etapas.

- (a) TC do fantoma de água sólida;
- (b) Planejamento das distribuições das doses utilizando o TPS EclipseTM, e;
- (c) Escolha das doses a serem utilizadas.

A energia nominal dos fótons, escolhida para o presente estudo, foi 6 MeV. Essa energia possui profundidade de máximo da dose absorvida em 1,5 cm do material, portanto, a profundidade escolhida para o posicionamento dos filmes foi 2,0 cm, a fim de garantir que a dose absorvida seja suficientemente adequada para variar a densidade ótica do filme.

Para a calibração do dosímetro foi utilizado um fantoma homogêneo composto por duas placas de água sólida de tamanho 30 x 30 cm², com espessuras de 2 e 5 cm e densidade eletrônica aproximadamente igual à da água. A figura 9 apresenta o fantoma descrito.

Figura 9 – Fantoma homogêneo para a calibração dos filmes



Legenda: A – placa com espessura de 2 cm; B – placa com espessura de 5 cm. Fonte: A autora, 2018.

A fim de realizar o planejamento no TPS para calcular a distribuição de dose na configuração experimental supracitada, foi necessário adquirir uma série tomográfica do fantoma com espessura corte de 2 mm, tendo um filme radiocrômico posicionado entre as placas, ao centro delas, que foi substituído após a aquisição das imagens.

Utilizando as imagens adquiridas do fantoma de calibração, foi realizada a simulação para a entrega das doses de calibração definidas utilizando a seguinte configuração:

- (a) Colimador e *gantry* a 0° (campo direto);
- (b) SSD igual a 100 cm na superfície do fantoma, e;
- (c) Tamanho de campo de 10 x 10 cm².

Para o cálculo das doses de calibração na profundidade de posicionamento dos filmes, foi utilizado o algoritmo de cálculo AAA. O valor da dose a ser utilizada posteriormente para o estudo proposto por esse trabalho serviu de referência para a escolha e obtenção dos valores de doses para a calibração. Para a obtenção dos valores de dose utilizados foi utilizada a ferramenta de análise de dose num ponto e, para isso, o filme inserido entre as placas durante a tomografia foi utilizado como referência de localização.

A variável escolhida para a prescrição da dose foi a unidade monitora (UM), de modo que arredondamentos realizados pelo TPS fossem evitados, uma vez que, se a dose é a variável escolhida, é comum arredondamentos no valor para o TPS utilizado.

Para a irradiação, os filmes foram posicionados entre as placas de água sólida no centro do campo de irradiação planejado e foi realizada a irradiação nas condições especificadas no planejamento, conforme ilustra a figura 10.





Legenda: A – placa com espessura de 2 cm; B – placa com espessura de 5 cm. Fonte: A autora, 2018.

3.2.2 Leitura dos filmes

Após a irradiação aguardou-se no mínimo 24 horas para se realizar as leituras no escâner, a fim de que a estabilização da coloração dos filmes radiocrômicos, que se dá após passado esse tempo da irradiação, que é quando os processos químicos iniciados na camada do corante do filme completam todas as suas interações (Girard, Bouchard, & Lacroix, 2012).

O software de operação do escâner foi configurado antes das digitalizações de modo a atender as orientações do fabricante dos filmes. O princípio para a aquisição de imagem utilizando o escâner é baseado na medição da quantidade de luz que é transmitida através da película do filme e detectada do outro lado pelo detector CCD (*Charge-coupled device*), que associa a quantidade de sinal analógico a um valor digital (Alves, 2014).

De acordo com o procedimento proposto por Lewis e Chan, os filmes foram posicionados no centro da mesa do escâner para a digitalização, de modo a evitar as regiões de borda, onde há menos luz atingindo o detector, devido à dependência da refletividade dos ângulos de incidência nos espelhos (Lewis & Chan, 2015). A configuração do posicionamento dos filmes no escâner pode ser vista na Figura 11.

Figura 11 - Posicionamento dos filmes no escâner

Fonte: A autora, 2018.

A densidade óptica (*OD*) medida pelo detector pode ser relacionada com as intensidades de luz emitida (I_0) e transmitida (I_t) através da equação 10:

$$OD = \log_{10} \frac{I_0}{I_t} \tag{10}$$

A imagem digitalizada foi armazenada como figura de formato tif, que é a extensão reconhecida pelo sistema de análise do filme.

3.2.3 Análise das imagens digitalizadas dos filmes

Para a análise dos filmes radiocrômicos foi utilizado o sistema de análise de filmes de funcionamento via web, disponibilizado pela empresa Radiochromic S.L. Na figura 12 é mostrada a janela de importação para as imagens dos filmes no aplicativo de análise utilizado.

Study	1 calibração ok		
Ю	05/05/2018	-	
Comments (optional)			
FILM STATISTICS			
Film type	EBT3	¥.	
Lot number	04191702		
Scanner	Epson Expression 11000XL		
Scanning mode	Reflection	~	
Waiting time	24 hour		
FILM SCANS			
Irradiated	Add files		Non-Irradiated Add files (recommended)
Constanting of the local division of the loc	calib 1 48b 39h149.tif	757.0kB	

Figura 12 – Janela utilizada para a importação da imagem digitalizada dos filmes

Fonte: A autora, 2018.

Conforme o esquema apresentado na figura 13, uma área de interesse foi definida no centro dos filmes, medindo, aproximadamente, 1 x 1 cm². Uma média das cores dos *pixels* da região delimitada é levantada.

Figura 13 – Delimitação da área de interesse



Legenda: A – Filme radiocrômico; B - ROI Fonte: A autora, 2018.

O valor de dose associado à quantidade de UM programada no acelerador é vinculada aos valores de *pixels* do ROI. A figura 14 mostra esse processo de associação.

TERAL CORRECTION Unexposed film study Select study... ~ REFERENCE DOSES Dose ROIs X1 (%) X2 (%) Y1 (%) Y2 (%) D (Gy) 90.2 34.1 62.4 95.6 C **ROI** selection X1 (%) X2 (%) Y1 (%) Y2 (%) D (Gy) B

Legenda: A – ROI; B – Campo para inserir a dose; C – Dose associada ao ROI; D – Botão para solicitar a calibração.
Fonte: A autora, 2018.

O processo de calibração do filme envolve:

- (a) Selecionar de uma zona de interesse (ROI) para cada pedaço de filme utilizado, a seleção é realizada diretamente com o *mouse*;
- (b) Identificar do valor da dose a ser associado ao ROI;
- (c) Armazenar a dose correspondente ao ROI selecionado, e;
- (d) Solicitar a calibração.

3.3 Simulação computadorizada do fantoma heterogêneo

A TC do fantoma heterogêneo foi realizada com espessura corte de 2 mm, e essa série de imagens foi utilizada nos planejamentos realizados no TPS para simular a entrega das doses. O fantoma simulador heterogêneo utilizado é composto por placas de água sólida

(densidade, aproximadamente, igual a 1,0 g/cm³) e de cortiça (densidade, aproximadamente, igual a 0,250 g/cm³), sobrepostas conforme diagrama apresentado na Figura 15.



Figura 15 – Fantoma heterogêneo para a dosimetria proposta

Legenda: Placas A, C, D, E, G e H com espessuras de 1 cm cada; F com 2 cm; I com 3 cm, e; B com 4 cm. Na cor Azul claro as placas de água sólida e ouro claro as placas de cortiça.
Fonte: A autora, 2018.

As placas que compunham o fantoma foram mantidas em ambiente com umidade e temperatura controladas em valores próximos aos do *bunker* onde os filmes foram irradiados, de modo que, principalmente, as placas de cortiça mantivessem as mesmas características que foram registradas durante a TC.

As densidades dos materiais utilizados foram medidas diretamente no TPS utilizado e condizem com os valores de densidades tabeladas no ICRU 44 para os tecidos: músculo e pulmão, que são 1,05 g/cm³ e 0,26 g/cm³ respectivamente (ICRU, 1989).

3.4 **Planejamento dos casos para os testes**

Utilizando o TSP EclipseTM e a TC do fantoma heterogêneo, foram simuladas as distribuições de dose com os algoritmos de cálculo AAA e Acuros.

As distribuições de dose foram obtidas por meio de campo único e direto, para dois diferentes tamanhos de campo: $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Os algoritmos de cálculo estudados foram utilizados conforme descrição a seguir:

- (a) AAA sem correção de heterogeneidade;
- (b) AAA com correção de heterogeneidade;
- (c) Acuros sem correção de heterogeneidade e modo de transporte de dose para densidade do meio;
- (d) Acuros com correção de heterogeneidade e modo de transporte de dose para densidade do meio;
- (e) Acuros sem correção de heterogeneidade e modo de transporte de dose para densidade da água e;
- (f) Acuros com correção de heterogeneidade e modo de transporte de dose para densidade da água.

Portanto, doze diferentes distribuições de dose foram obtidas.

3.4.1 <u>Planejamento de casos com algoritmos de cálculo não utilizando a correção de</u> <u>heterogeneidade</u>

A opção de cálculo para a correção da heterogeneidade foi desativada, utilizando a janela da opção de opções de cálculo do TPS, que é mostrada na Figura 16.

Figura 16 - Janela opções de cálculo para o AAA

Calculation Options			×
Model AAA_13623: Anisotro Dose calculation algorithm f	pic Analytical Algorithm (version 13.6.23) or photon beams.		
AAA calculation options	Calculation grid size in CM	0.25	
20	Field normalization type	100% to isocenter	
	Heterogeneity correction	ON	
			A

Legenda: A – opção de cálculo para a ativação ou desativação da correção de heterogeneidade Fonte: A autora, 2018.

Para os cálculos dos planejamentos utilizando o algoritmo Acuros, além da desativação da correção por heterogeneidade, a opção de cálculo para o modo transporte de dose; foi utilizada nas duas opções disponíveis: com a dose sendo reportada para o meio com densidade de água; e com a dose reportada para a densidade igual à densidade do meio a ser utilizado. Para a realização dessa mudança a aba de configuração mostrada na Figura 17, foi utilizada.

Figura 17 – Janela opções de cálculo para o Acuros

AcurosXB: dose calculation al	ernal Beam (version 13.6.23) gorithm for photon beams.	
		1
Acuros calculation options	Calculation grid size in CM	0.25
	Field normalization type	100% to isocenter
	Dose reporting mode	Dose to medium
	Heterogeneity correction	Dose to water
	Plan dose calculation	Dose to medium
	Automatic high density material	Bone
	Maximum automatic high density wolume in CM2	0.5

Legenda: A – opção de cálculo para o modo de relatório de dose Fonte: A autora, 2018.

3.4.2 <u>Planejamento de casos com algoritmos de cálculo utilizando a correção de</u> heterogeneidade

A opção de cálculo para a correção da heterogeneidade foi ativada no TPS, utilizando o mesmo caminho antes percorrido para a desativação da correção.

De modo análogo ao procedimento descrito na seção anterior, para os cálculos dos planejamentos utilizando o algoritmo Acuros, a opção de cálculo de modo transporte de dose foi utilizada nas duas opções possíveis: com a dose sendo reportada para o meio com densidade de água; e com a dose reportada para a densidade igual à densidade do meio a ser utilizado.

3.5 Irradiação dos filmes

Os mesmos parâmetros de configuração escolhidos no planejamento foram reproduzidos durante as etapas de posicionamento e de irradiação do fantoma.

A irradiação dos filmes foi realizada em duas etapas, uma vez que a configuração do tamanho de campo foi utilizada em duas situações propostas neste estudo, conforme subitens seguintes.

3.5.1 Irradiação utilizando o campo 10 x 10 cm²

Para a irradiação do campo $10 \ge 10 \ \text{cm}^2$ foram utilizados os filmes de tamanho $4 \ge 5 \ \text{cm}^2$, que foram posicionados entre as placas do fantoma, no centro do campo de irradiação planejado. A irradiação foi executada seguindo os mesmos parâmetros, que foram definidos previamente no planejamento, conforme mostrado na Figura 18.





Legenda: Placas A, C, D, E, G e H com espessuras de 1 cm cada; F com 2 cm; I com 3 cm, e; B com 4 cm. Na cor azul claro as placas de água sólida e ouro claro as placas de cortiça. Fonte: A autora, 2018.

Três irradiações do fantoma foram realizadas utilizando a mesma configuração de campo e posicionamento do fantoma, sendo inseridos novos conjuntos com oito filmes entre as placas para cada irradiação.

3.5.2 Irradiação utilizando o campo 3 x 3 cm²

Para a irradiação do campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$ foram utilizados os filmes de tamanho $10 \times 8 \text{ cm}^2$, que foram posicionados entre as placas do fantoma, no centro do campo de irradiação planejado. Este tamanho de filme foi escolhido porque inicialmente se pretendia realizar a análise gama nestes filmes, entretanto, não houve disponibilidade de software com tempo

hábil para realização dessa análise. A irradiação foi executada seguindo os parâmetros, previamente definidos no planejamento, ilustração da Figura 19.



Figura 19 – Configuração planejada para irradiação do campo 3 x 3

Legenda: Placas A, C, D, E, G e H com espessuras de 1 cm cada; F com 2 cm; I com 3 cm, e; B com 4 cm. Na cor azul claro as placas de água sólida e ouro claro as placas de cortiça. Fonte: A autora, 2018.

Três irradiações do fantoma foram realizadas utilizando a mesma configuração de campo e posicionamento do fantoma, sendo inseridos novos conjuntos com quatro filmes entre as placas para cada irradiação.

3.6 **Obtenção dos valores de dose no TPS**

A análise comparativa entre os valores de dose planejados e medidos foi realizada de forma direta, sendo obtidos no TPS os valores das doses nas mesmas profundidades onde foram posicionados os filmes no fantoma. Para a realização da leitura das doses previstas no TPS primeiramente foram escolhidos os cortes que identificam o centro do ponto onde foram inseridos os filmes, em seguida foi utilizada a ferramenta que permite eleger um ponto no qual se pretende obter a dose prevista, como mostrado na Figura 20.





Fonte: A autora, 2018

4 RESULTADOS, ANÁLISES E DISCUSSÕES

Os resultados das etapas executadas e descritas no capítulo anterior, são apresentados e discutidos a seguir.

4.1 **Dosimetria do acelerador linear**

Utilizando os fatores de correção recomendados no TRS 398 para a leitura e, em seguida, para a dose encontrada; a taxa de dose de referência encontrada foi de 1,006 Gy/UM. Esse fator foi utilizado para a correção dos valores das doses calculadas para serem entregues pelo acelerador aferido.

O resultado obtido é também um importante índice de aferição da calibração do feixe, obtida através da razão entre a dose encontrada para a distância de referência e a dose comissionada para a mesma distância, para a dosimetria realizada foi de 0,6%; essa diferença percentual deve ser mantida inferior ao valor máximo de tolerância recomendado que é de 3% (ICRU, 1976).

4.2 Caracterização do filme radiocrômico

A calibração é a etapa mais importante da caracterização dos filmes e auxilia na escolha da dose de prescrição a ser utilizada no TPS para a dosimetria utilizando o filme radiocrômico.

4.2.1 <u>Calibração dos filmes</u>

A calibração dos filmes radiocrômicos é um processo indispensável para a sua utilização, no qual pretende-se associar os valores das doses absorvidas por cada filme utilizado. O grau de confiança dos resultados é altamente dependente desse processo.

As imagens obtidas pela TC do fantoma homogêneo foram importadas no TPS, onde foram planejadas as distribuições das doses utilizadas para a calibração. Na Figura 21 pode ser visto um corte axial de um desses planejamentos.





Fonte: A autora, 2018.

Os valores das doses calculadas na profundidade, onde foram colocados os filmes, foram obtidos através da ferramenta de verificação da dose num ponto, anteriormente mencionada no item 3.6.

Para conferência do cálculo das doses obtidas pelo TPS, foram realizados cálculos manuais, utilizando as tabelas com os valores dos dados adquiridos no comissionamento. Os resultados obtidos com os cálculos manuais são apresentados na tabela 1, juntamente com o percentual da diferença: dose calculada manualmente e no TPS.

-	Dose x UM						
-	IIM	Dose TPS	Dose Manual	Diferença			
	UNI	(cGy)	(cGy)	%			
_	0	0	0	0			
	25	24	24	0			
	50	48	48	0			
	100	96	96	0			
	200	191	192	1			
	350	334	337	2			
	500	478	481	2			
		1					

Tabela 1 – Resultados do cálculo manual para as doses de calibração

Legenda: UM – unidade monitora; cGy – centigray, e; % - percentual. Fonte: A autora, 2018.

A equação 6 citada na seção 2.4.4 foi rearranjada resultando na equação 11:

$$Dose = \frac{UM.PDP.F_{cal}.F_{dist}.S_{pc}}{peso}$$
(11)

A diferença observada entre o cálculo manual e o do TPS foi devido ao fator de correção de dose do feixe, que considera a variação de 0,6% do feixe, a ocorrência de pequenas variações é comum de ser encontrada devido a vulnerabilidade do acelerador de sofrer alterações devido, principalmente, a variações elétricas. Para a calibração dos filmes foram utilizados os valores de doses corrigidos.

A diferença entre o valor calculado pelo TPS (D_{TPS}) e o valor calculado manualmente (D_{Cal}) foi encontrado través da equação 12:

$$\delta = 100\% \frac{(D_{TPS} \quad D_{Cal})}{D_{cal}} \tag{12}$$

Essa diferença percentual deve ser mantida inferior ao valor máximo de tolerância recomendado que é de 2%, para geometria de campo simples e meio homogêneo (TRS 430, 2004). Com isso, os resultados encontrados se mantiveram dentro da tolerância recomendada.

Em seguida, foi irradiado um filme para cada dose planejada, sendo substituídos sempre ao final de cada exposição. A figura 22 mostra um filme já irradiado com uma dose planejada.



Figura 22 – Filme de calibração irradiado

```
Fonte: A autora, 2018.
```

Após a configuração do software de operação, foram realizadas dez varreduras com o escâner, com o intuito de aquentar e estabilizar o equipamento (Lewis & Chan, 2015).

Os filmes foram digitalizados 24 horas após a exposição, salvando-se as imagens no formato .TIF (*Tagged Image File*), e foram importadas e analisadas por meio do sistema de análise da dose disponível na página eletrônica radiochromic.com. A Figura 23 mostra uma imagem adquirida dessa etapa.

Figura 23 – Imagem digitalizada no escâner



Fonte: A autora, 2018.

Para a análise das imagens digitalizadas o canal de filtro vermelho foi utilizado, por ser o canal mais adequado para o intervalo de dose terapêutica utilizada na radioterapia, segundo indicação descrita no estudo de referência utilizado (Sorriaux, et al., 2013). A escolha do canal é realizada por meio da janela ilustrada na figura 24.

Figura 24 – Janela de configuração para a análise dosimétrica do filme

		IMAGE B		
1_calibração_ok	(4)		Study: Select study	5
Film	1		Theorem contains a	
03/05/2018	1			
Select image	S. 19			
Select Frage				
Red channel				
Green channel				
	1_calibração_ok Film 03/05/2018 Select image Select image Select image Select image Select image Select image	1_calibração_ok Vim 03/05/2018 Select Image Select Ima	IMAGE B 1_calibração_ok Film 03/05/2018 03/05/2018 Select Image Select	Image B t_calibração_ok v film v 03/05/2010 v Select ingon_ Select ingon_ Select ingon_ Select ingon_ Select ingon_

Fonte: A autora, 2018.

Os valores dos *pixels* nos pontos analisados foram obtidos diretamente sobre as imagens resultantes dos filmes de calibração, conforme ilustra a figura 25.

Figura 25 – Obtenção dos valores dos pixels no filme



Legenda: A: Janela para a escolha do canal utilizado; B: Valor dos *pixels* no filme. Fonte: A autora, 2018.

Na janela de análise dosimétrica, o canal é selecionado utilizando o botão localizado no campo superior (A) da janela. Em seguida, os valores dos *pixels* são obtidos movendo o cursor do *mouse* sobre a imagem do filme. Os resultados são verificados no campo localizado no canto inferior (B) da janela. Para cada pedaço de filme utilizado, o processo supracitado foi realizado, resultando nos dados usados para a construção da curva de calibração para o lote de filmes utilizado, mostrada na Figura 26.



Figura 26 – Curva de calibração para o lote de filmes utilizado

Fonte: A autora, 2018.

A partir da curva de calibração obtida foi definido o valor da dose de prescrição para os planejamentos das situações para os testes dosimétricos realizados neste estudo. A UM escolhida para os casos testes planejados foi 200 UM, por se tratar de um valor bastante utilizado nos tratamentos. A curva de calibração mostrou-se linear para todo o intervalo de dose medido, o que permite a utilização de qualquer valor pertencente ao intervalo analisado.

4.3 Simulação computadorizada do fantoma heterogêneo

A realização da TC permitiu que as doses pudessem ser calculadas por meio dos algoritmos de cálculo do TPS, que simulam as interações da radiação com o meio, levando em conta as densidades eletrônicas que o compõem. A Figura 27 apresenta uma imagem do corte axial da TC realizada no fantoma heterogêneo.

Figura 27 - Imagem tomográfica do fantoma heterogêneo



Fonte: A autora, 2018.

4.4 **Planejamento dos casos para os testes**

O planejamento é uma importante etapa para a entrega da dose desejada, é por meio dele que são escolhidos os parâmetros de configuração do feixe, que visa atingir os objetivos de um tratamento, associar a prescrição de dose e calcular a sua distribuição.

A figura 28 mostra um corte axial dos seis planejamentos realizados para o tamanho de campo 10 x 10 cm², foram realizados, ainda, mais seis planejamentos para o tamanho de campo 3 x 3 cm². Portanto, doze diferentes distribuições de doses foram usadas para comparar a acurácia dos algoritmos estudados com os resultados medidos com os filmes radiocrômicos.



Figura 28 – Planejamentos realizados para o campo 10 x 10 cm²

Legenda: A: AAA com correção de heterogeneidade; B: AAA sem correção de heterogeneidade; C: Acuros com correção de heterogeneidade, dose para densidade do meio; D: Acuros sem correção de heterogeneidade, dose para densidade de água; E: Acuros com correção de heterogeneidade, dose para densidade de água; E: Acuros com correção de heterogeneidade, dose para densidade de água, e; F: Acuros sem correção de heterogeneidade, dose para densidade do meio. Fonte: A autora, 2018.

As imagens dos planejamentos adquiridos mostram pequenas diferenças entre as distribuições de doses, quando são comparados apenas os resultados obtidos sem a ativação da ferramenta de correção de heterogeneidade (planos: B, D e F). Já as distribuições de doses obtidas com a ferramenta de correção de heterogeneidade ligada, apresentam diferenças mais significativas entre os resultados calculados com os algoritmos Acuros (planos C e E) e o algoritmo AAA (plano A).

As diferenças entre os dois planos realizados com o mesmo algoritmo (planos C e E), Acuros, não são significativas.

4.4.1 <u>Planejamento de casos com algoritmos de cálculo não utilizando a correção de</u> <u>heterogeneidade</u>

Os resultados obtidos para a correção de heterogeneidade desativada nos planejamentos utilizando os algoritmos de cálculo AAA e Acuros, são mostrados no quadro 1. Os valores de doses foram obtidos no centro do campo 3 x 3 cm², por meio da ferramenta de dose num ponto, nas mesmas profundidades de inserção dos filmes. UM igual a 200, normalizada na superfície do fantoma (SSD = 100 cm).

Campo 3 x 3 cm ²					
Prof.	AAA SC	AEB SC dm	AEB SC dw		
(cm)	(cGy)	(cGy)	(cGy)		
1,0	170,8	171,6	171,7		
5,0	147,7	148,2	148,2		
8,0	125,0	125,6	125,6		
10,0	110,5	111,1	111,2		

Quadro 1 – Doses TPS sem correção de heterogeneidade – campo 3 x 3 cm²

Legenda: AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; cGy – centigray; cm – centímetro, e; prof. - profundidade. Fonte: A autora, 2018.

O quadro 2 mostra os valores de doses calculados pelos algoritmos AAA e Acuros, obtidos por meio da ferramenta de dose num ponto com o campo 10 x 10 cm², nas mesmas profundidades de inserção dos filmes. UM igual a 200, normalizada na superfície do fantoma (SSD = 100 cm).

	Campo 10 x 10 cm ²						
Prof.	AAA SC	AEB SC dw					
(cm)	(cGy)	(cGy)	(cGy)				
1,0	189,0	188,3	188,4				
5,0	167,5	168,1	168,0				
6,0	160,1	160,9	160,8				
7,0	153,5	154,1	154,1				
8,0	146,4	147,0	147,0				
10,0	132,2	132,3	132,3				
11,0	125,8	125,8	125,9				
12,0	120,0	119,6	119,6				

Quadro 2 – Doses TPS sem correção de heterogeneidade – campo 10 x 10 cm²

Legenda: AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; cGy – centigray; cm – centímetro, e; prof. - profundidade.
Fonte: A autora, 2018.

A dose calculada para um meio homogêneo possui menor grau de complexidade e, em geral, maior acurácia nos resultados. Assim, como já era esperado, pouca variabilidade entre os resultados calculados foi observada.

Ainda analisando os dados apresentados nas tabelas, pode ser observado que os valores de doses calculados para as variações que utilizaram o algoritmo Acuros não possuem diferenças significativas. Os resultados apresentam diferenças mais significativas apenas entre os resultados para AAA e o Acuros.

4.4.2 <u>Planejamento de casos com algoritmos de cálculo utilizando a correção de</u> <u>heterogeneidade</u>

As três combinações de planejamentos foram também utilizadas com a correção de heterogeneidade ativada para os campos $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e os resultados são apresentados nos quadros 3 e 4 respectivamente.

	Campo 3 x 3 cm ²						
Prof.	AAA_CC	AEB_CC_dm	AEB_CC_dw				
(cm)	(cGy)	(cGy)	(cGy)				
1,0	174,5	172,8	172,6				
5,0	144,9	146,1	145,3				
8,0	122,7	123,3	122,4				
10,0	117,7	117,9	117,4				

Quadro 3 – Doses TPS com correção de heterogeneidade – campo 3 x 3 cm²

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; cGy – centigray; cm – centímetro, e; prof. - profundidade. Fonte: A autora, 2018.

Quadro 4 – Doses TPS com correção de heterogeneidade – campo 10 x 10 cm²

Campo 10 x 10 cm ²						
Prof.	AAA_CC	AEB_CC_dw				
(cm)	(cGy)	(cGy)	(cGy)			
1,0	192,2	188,8	188,8			
5,0	164,8	165,5	164,7			
6,0	156,0	160,9	161,2			
7,0	150,0	155,8	156,1			
8,0	147,2	149,2	148,3			
10,0	138,7	137,2	136,6			
11,0	129,8	133,0	133,2			
12,0	125,8	127,5	126,6			

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; cGy – centigray; cm – centímetro, e; prof. - profundidade.
Eventor 4 partero 2019

Fonte: A autora, 2018.

Fazendo uma análise superficial dos dados, observamos que os valores de doses calculados para as variações no modo de cálculo do algoritmo Acuros não possuem variações significativas, com variação menor para o tamanho de campo 3 x 3 cm². Diferenças mais significativas são observadas quando comparados os algoritmos AAA e Acuros.

4.5 Irradiação dos filmes

Os filmes foram irradiados nas condições previstas no planejamento e após vinte e quatro horas da irradiação foram digitalizados e importados para o sistema da radiochromic.com de análise dosimétrica para filmes radiocrômicos.

Após a importação, os filmes foram associados ao filme de calibração correspondente para o lote utilizado, conforme observado na janela mostrada na Figura 29.



Figura 29 – Janela dosimétrica

Fonte: A autora, 2018.

Para as análises dosimétricas dos filmes foi utilizado o canal vermelho como máscara para aquisição dos valores de doses medidos. A figura 30 exibe a utilização desse recurso.



Figura 30 – Janela de análise dos filmes

Legenda: A: Janela para a escolha do canal utilizado; B: Valor da dose no filme. Fonte: A autora, 2018.

Na janela de análises dosimétricas o canal utilizado é selecionado por meio do botão de opções (A) localizado no canto superior da janela. Em seguida, os valores das doses são obtidos, nos pontos escolhidos, movendo o cursor do *mouse* sobre a imagem do filme. Os resultados são verificados no campo (B) do canto inferior da janela. Para cada pedaço de filme utilizado, o processo descrito anteriormente foi repetido.

As tabelas 2 e 3 apresentam os resultados obtidos a partir dos filmes irradiados com os campos 3 x 3 cm² e 10 x 10 cm², respectivamente.

Campo 3 x 3 cm ²						
Prof.	Filme 1	Filme 2	Filme 3	Leitura	Desv. Padrão	
cm	rinne i	rinne 2	Finite 5	Média	%	
1,0	177,0	178,0	177,0	177,3	0,3	
5,0	146,0	147,0	146,0	146,3	0,3	
8,0	125,0	125,0	126,0	125,3	0,4	
10,0	122,0	121,0	121,0	121,3	0,4	

Tabela 2 – Filmes irradiados com o campo 3 x 3 cm²

Legenda: Prof.: profundidade; cm: centímetro; Desv: desvio; %: percentual. Fonte: A autora, 2018.

Campo 10 x 10 cm ²							
Prof.	Filmo 1	Filmo 2	Filmo 2	Leitura	Desv. Padrão		
cm	rinne i	rinne 2	Finne 5	Média	%		
1,0	188,0	188,0	193,0	189,7	1,2		
5,0	166,0	166,0	166,0	166,0	0,0		
6,0	165,0	166,0	166,0	165,7	0,3		
7,0	160,0	160,0	157,0	159,0	0,9		
8,0	154,0	155,0	156,0	155,0	0,5		
10,0	137,0	137,0	138,0	137,3	0,3		
11,0	136,0	136,0	136,0	136,0	0,0		
12,0	128,0	128,0	130,0	128,7	0,7		

Tabela 3 – Filmes irradiados com o campo 10 x 10 cm²

Legenda: Prof.: profundidade; cm: centímetro; Desv: desvio; %: percentual. Fonte: A autora, 2018.

A reprodutibilidade das leituras obtidas apresenta desvios padrões satisfatórios, contribuindo assim, para a credibilidade dos padrões utilizados na coleta e análise dos dados.

4.6 Comparação dos valores de doses planejadas vs doses medidas

Os valores das doses obtidos em cada um dos planejamentos realizados e das doses estimadas a partir das leituras dos filmes são apresentados nas figuras a seguir, a fim de serem comparados.

Nas figuras 31, 32 e 33 são feitas comparações entre os resultados de doses relativas, considerando a dose de prescrição de 200 cGy na superfície do fantoma. Para os planejamentos com e sem correção de heterogeneidade, obtidos para o campo de 3 x 3 cm², utilizando os algoritmos AAA e Acuros, o último, com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da água e igual à do meio.

Figura 31 – Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo AAA, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 3 x 3 cm²



Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual. Fonte: A autora, 2018.

Figura 32 – Doses relativas medidas *vs* TPS com o algoritmo Acuros com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da água, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 3 x 3 cm²



Legenda: AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual.
 Fonte: A autora, 2018.
Figura 33 – Doses relativas medidas *vs* TPS com o algoritmo Acuros com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual a densidade do meio, com e sem correção de heterogeneidade - Campo 3 x 3 cm²



Legenda: AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual.
 Fonte: A autora, 2018.

Os resultados obtidos para o campo de 3 x 3 cm^2 apresentam uma maior concordância entre os valores medidos com o filme e os obtidos nos planejamentos para as profundidades de 5 e 8 cm.

A profundidade de 1 cm encontra-se na região de *buildup*, que possui alto gradiente de dose; o que torna a região difícil de ser caracterizada para feixes de fótons. A dificuldade para a caracterização dessa região é aumentada pela falta de resolução das leituras em campos menores que 4 cm² realizadas com CI, que são comumente utilizadas na dosimetria de comissionamento do feixe.

A referida região de *buildup* equivale a camada correspondente a pele do paciente; merecendo, portanto, atenção durante a caracterização do feixe.

Nas figuras 34, 35 e 36 são feitas comparações entre os resultados de doses relativas, considerando a dose de prescrição de 200 cGy na superfície do fantoma. Para os planejamentos com e sem correção de heterogeneidade, obtidos para o campo de 10 x 10 cm², utilizando os algoritmos AAA e Acuros, o último, com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da água e igual à do meio.

Figura 34 – Doses relativas medidas vs TPS com o algoritmo AAA, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 10 x 10 cm²



Legenda: nº –número; AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual.
Fonte: A autora, 2018.

Figura 35 – Doses relativas medidas *vs* TPS com o algoritmo Acuros com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à da água, com e sem correção de heterogeneidade – Campo 10 x 10 cm²



Legenda: AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual.
 Fonte: A autora, 2018.

Figura 36 – Doses relativas medidas *vs* TPS com o algoritmo Acuros com o modo de transporte de dose ativado para a densidade eletrônica igual à densidade do meio, com e sem correção de heterogeneidade - Campo 10 x 10 cm²



Legenda: AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade, e; cm – centímetro, e; % – percentual. Fonte: A autora, 2018.

Para a região de baixa densidade eletrônica no fantoma (cortiça) os valores de doses calculadas foram inferiores aos valores lidos nos filmes, nas condições estudadas, com maiores diferenças para os planejamentos que não utilizaram a correção de heterogeneidade.

A diferença entre o valor de dose medida e calculada no TPS aumenta quando o feixe atravessa um volume maior do meio heterogêneo; sendo os pontos 8 e 12 os que apresentam maiores diferenças, esses dois pontos encontram-se em interfaces de mesmas interseções de meios, denominadas de região de *build down*.

Calculados os desvios relativos entre os valores obtidos nos planejamentos e os valores medidos com o filme, foram obtidos os dados apresentados na tabela 4 para cada profundidade e também os desvios médios por planejamento para o campo de tamanho 3 x 3 cm² e na Tabela 5 constam os valores para o campo de 10 x 10 cm².

Prof.	AAA_CC	AAA_SC	AEB_CC_dm	AEB_SC_dm	AEB_CC_dw	AEB_SC_dw
(cm)	%	%	%	%	%	%
1,0	-1,60	-3,68	-2,56	-3,23	-2,67	-3,18
5,0	-0,98	0,93	-0,16	1,28	-0,71	1,28
8,0	-2,10	-0,27	-1,62	0,21	-2,34	0,21
10,0	-2,99	-8,93	-2,83	-8,43	-3,24	-8,35

Tabela 4 – Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm²

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; Desv. – Desvio; cm – Centímetro, e; % – Percentual.

Fonte: A autora, 2018.

Prof.	AAA_CC	AAA_SC	AEB_CC_dm	AEB_SC_dm	AEB_CC_dw	AEB_SC_dw
(cm)	%	%	%	%	%	%
1,0	1,34	-0,35	-0,46	-0,72	-0,46	-0,67
5,0	-0,72	0,90	-0,30	1,27	-0,78	1,20
6,0	-5,84	-3,36	-2,88	-2,88	-2,70	-2,94
7,0	-5,66	-3,46	-2,01	-3,08	-1,82	-3,08
8,0	-5,03	-5,55	-3,74	-5,16	-4,32	-5,16
10,0	1,00	-3,74	-0,10	-3,67	-0,53	-3,67
11,0	-4,56	-7,50	-2,21	-7,50	-2,06	-7,43
12,0	-2,23	-6,74	-0,91	-7,05	-1,61	-7,05

Tabela 5 – Desvio relativo para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; Desv. – Desvio; cm – Centímetro, e; % – Percentual.

Fonte: A autora, 2018.

Os desvios constantes da tabela 4, para o campo de 3 x 3 cm^2 , são apresentados graficamente nas figuras 37 e 38, para os planejamentos sem e com correção de heterogeneidade, respectivamente.



Figura 37 – Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm², sem correção de heterogeneidade

- Legenda: AAA SC AAA sem correção de heterogeneidade; AEB SC dm Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB SC dw Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; cm centímetro, e; % percentual.
- Fonte: A autora, 2018.



Figura 38 – Desvio relativo para o campo 3 x 3 cm², com correção de heterogeneidade

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; cm – centímetro, e; % – percentual.
Fonte: A autora, 2018.

Comparando os resultados nos dois gráficos, com e sem correção de heterogeneidade, para o campo 3 x 3 cm², as doses planejadas e medidas apresentam maior diferença no ponto de maior profundidade medido, para os planejamentos sem correção de heterogeneidade.

Os desvios constantes da Tabela 5, para o campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, são apresentados nas figuras 39 e 40, para os planejamentos sem e com correção de heterogeneidade, respectivamente.



Figura 39 – Desvio relativo para o campo 10 x 10 cm², sem correção de heterogeneidade

Legenda: AAA SC – AAA sem correção de heterogeneidade; AEB SC dm – Acuros dose para o meio, sem correção de heterogeneidade; AEB SC dw – Acuros dose para a água, sem correção de heterogeneidade; cm – centímetro, e; % – percentual.

Fonte: A autora, 2018.



Figura 40 – Desvio relativo o para o campo 10 x 10 cm², com correção de heterogeneidade

Legenda: AAA CC – AAA com correção de heterogeneidade; AEB CC dm – Acuros dose para o meio, com correção de heterogeneidade; AEB CC dw – Acuros dose para a água, com correção de heterogeneidade; cm – centímetro, e; % – percentual.
Fonte: A autora, 2018.

Comparando os resultados nos dois gráficos, com e sem correção de heterogeneidade, para o campo 10 x 10 cm², as diferenças entre as doses calculadas e medidas apresentam maiores diferenças quando os planejamentos foram realizados sem a correção de heterogeneidade, as diferenças aumentam com o aumento da profundidade. Comportamento similar ao observado para campo 3 x 3 cm².

O gráfico obtido para os algoritmos com a correção de heterogeneidade ativada, maiores diferenças entre as doses calculadas e as medidas são observadas para o algoritmo AAA.

CONCLUSÕES

O estudo realizado permitiu que os algoritmos de cálculo AAA e Acuros fossem avaliados com a utilização do filme radiocrômico EBT3 como dosímetro em um fantoma heterogêneo composto por água sólida e cortiça. Como resultado, a distribuição de dose calculada para o meio heterogêneo, em relação às doses medidas com o filme radiocrômico no mesmo meio, obteve diferenças de até -9%, para as condições estudadas.

A incerteza associada às leituras com filme radiocrômico EBT3, quando o canal vermelho é utilizado para a análise das doses é de 3,2%, considerando que a orientação do filme seja mantida durante a digitalização (Marroquin, González, López, Barajas, & García-Garduño, 2016). Outras incertezas associadas aos métodos utilizados para a obtenção dos resultados deste estudo também devem ser quantizadas para, assim, ser definida uma análise quantitativa confiável de todos os pontos medidos.

Os resultados encontrados condizem com a literatura estudada: os valores são subestimados para o meio com densidade de pulmão, quando os algoritmos de cálculo não utilizam correção de heterogeneidade.

Assim, para as condições de estudo utilizadas, a importância da utilização da correção de heterogeneidade nos TPS, durante o planejamento para o tratamento de pulmão, foi ratificada. A não utilização da correção de heterogeneidade pode potencializar significativamente o não cumprimento dos objetivos para o tratamento radioterápico.

PERSPECTIVAS

Uma continuação adequada deste trabalho consiste em estudar os fatores associados aos seguintes aspectos da dosimetria para o meio:

 Aumentar a espessura do fantoma e o número de pontos de medida, principalmente para o campo 3 x 3 cm², situação que apresentou maiores desvios entre as doses lidas e as doses medidas;

- Realizar um estudo de análise gama, principalmente, para o campo 3 x 3 cm², de modo que seja melhor caracterizada a dose entregue;
- c. Realizar mais medidas na região de buildup de maneira a aumentar a confiabilidade dos valores adquiridos para essa região;
- d. Utilizar outras densidades para o fantoma de estudo;
- e. Verificar a influência do posicionamento do isocentro na exatidão do cálculo, e;
- f. Utilizar filmes radiocrômicos inseridos no fantoma para a aquisição da TC, de modo que a influência da presença dos filmes seja avaliada.

REFERÊNCIAS

AAPM report nº 85. (2004). *Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams*. Madison: Medical Physics Publishing.

Abreu, C. E., Ferreira, P. P., Moraes, F. Y., Jr, W. F., Gadia, R., & Carvalho, H. d. (2015). Radioterapia estereotáxica extracraniana em câncer de pulmão: atualização. *J Bras Pneumol.*, 376-387.

Adliene, D., & Adlyte, R. (28 de 04 de 2018). *Dosimetry principles, dose measurements and radiation protection*. Fonte: Google Acadêmico: http://www.ichtj.waw.pl/ichtj/publ/monogr/sun2017/sun-vol1.pdf#page=56

Alves, V. G. (2014). Avaliação dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE.

Arango, E. T. (2009). Integración de las curvas DER (Densidad Electrónica Relativa) al processo de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D - conformados para radioterapia. Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Argentina: Tesis Maestría en Física Médica.

Attix, F. H. (1986). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Madison: WILEY-VCH.

Bouchard, H., & Lacroix, F. (2009). On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*, 1931-1946.

Cardoso, M. A. (2012). Estudo da distribuição de dose em tratamentos por radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocrômico. Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE.

Devic, S., Tomic, N., & Lewis, D. (2016). Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Physica Medica*.

Evans, M. (2005). Computerized treatment planning systems for external photon beam radiotherapy. Em E. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (pp. 387-406). Vienna: International Atomic Energy Agency.

GafChromic. (29 de 04 de 2018). *Dosimetry media, type EBT-3*. Fonte: GafChromic: http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf

Girard, F., Bouchard, H., & Lacroix, F. (2012). Reference dosimetry using radiochromic film. *MEDICAL PHYSICS*, 339-353.

Hoffmann, L., Jorgensen, M.-B. K., Muren, L. P., & Petersen, J. B. (2012). Clinical validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. *Acta Oncologica*, 376-385.

ICRU. (1976). Determination of Absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedure. ICRU Report 24. Bethesda, MD: International Commission on Radiotion Units and Measurements.

ICRU. (1989). *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. ICRU Report 44.* Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements.

Instituto Nacional de Câncer . (2017). *Estima 2018: incidência de câncer José Alencar Gomes da Silva/Ministério da Saúde*. Rio de Janeiro: INCA.

Johnston, M., Clifford, S., Bromley, R., Back, M., Oliver, L., & Eade, T. (2011). Volumetricmodulated arc therapy in head and neck radiotherapy: a planning comparison using simultaneous integrated boost for nasopharynx and oropharynx carcinoma. *Clinical oncology*, 503-511.

Kan, M. W., Cheung, J. Y., Leung, L. H., Lau, B. M., & Yu, P. K. (2011). The accuracy of dose calculations by anisotropic analytical algorithms for stereotactic radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma. *Physics in Medicine an Biology*, 397-413.

Khan, F. M. (2014). *The physics of radiation therapy*. Philadelphia, PA - USA: LIPPINCOTT WILLIANS & WILKINS, a WOLTERS KLUWER business.

Khan, F. M., Gibbons, J. P., & Sperduto, P. W. (2016). *Treatment planning in radiation oncology*. Philadelphia: Wolters Kluwer.

Lewis, D., & Chan, M. F. (2015). Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*, 416-429.

Marroquin, E. Y., González, J. A., López, M. A., Barajas, o. E., & García-Garduño, O. A. (2016). Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 466-481.

Martins, H. L. (13 de Dezembro de 2012). *PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RADIOTERAPIA*. Fonte: DOCPLAYER: http://docplayer.com.br/14717563-Principios-fisicos-da-radioterapia.html

Morgan, A. M., Knoos, T., McNee, S. G., Evans, C. J., & Thwaites, D. I. (2008). Clinical implications of the implementation of advanced treatment planning algorithms for thoracic treatments. *Radiotherapy and Oncology 86*, 48-54.

Müller, M. R. (2005). Cálculo independente das unidades monitoras e tempos de tratamento em radioterapia. São Paulo: CNEN - IPEN.

Norma CNEN NN 6.10. (2014). *Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia*. Resolução CNEN nº 176, de 27 de novembro de 2014.

Padmanaban, S., Warren, S., Walsh, A., Partridge, M., & Hawkins, M. A. (2014). Comparison of Acuros (AXB) and Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) for dose calculation in treatment of oesophageal cancer: effects on modelling tumour control probability. *Padmanaban et al. Radiation Oncology*. Sá, V. K., Coelho, J. C., Capelozzi, V. L., & Azevedo, S. J. (2016). Lung cancer in Brazil: epidemiology and treatment challenges. *Lung Cancer: Targets and Therapy*, 141-148.

Santos, G. L. (2017). Correção de artefatos laterais em algoritmo para escâner de mesa para avaliação de filmes radiocrômicos. Brasília: FGA/UnB Gama.

Sorriaux, J., Kacperek, A., Rossomme, S., Lee, J., Bertrand, D., Vynckier, S., & Sterpin, E. (2013). Evaluation of Gafchromic EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams. *Physica Medica*, 1-8.

Steenbeke, F., Gevaert, T., Tournel, K., Engels, B., Verellen, D., Storme, G., & Ridder, M. D. (2016). Quality assurance of a 50-kV radiotherapy unit using EBT3 GafChromic film: a feasibility study. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 163-170.

Sun, y., & Chmielewski, A. G. (2018). *Applications of ionizing radiation in materials processing*. Warszawa: Institute of Nuclear Chemistry and Technology.

Tauhata, L., Salati, I., Prinzio, R. D., & Prinzio, A. R. (2013). *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. Rio de Janeiro: IRD/CNEN.

TRS 430. (2004). Commissioninf and Quality Assurence of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna: International Atomic Energy Agency.

Tsuruta, Y., Nakata, M., Nakamura, M., Matsuo, Y., Higashimura, K., Monzen, H., . . . Hiraoka, M. (2014). Dosimetric comparison of Acuros XB, AAA, and XVMC in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Medical Physics*.

World Health Organization. (2018). *Cancer*. Fonte: World Health Organization: http://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cancer

World Health Organization WHO. (2008). *Radiotherapy risk profile*. Geneva: World Health Organization.

Yoriyaz, H. (2009). Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 141-149.

Pesquisa básica RXT

Esta pesquisa tem como finalidade obter dados para criarmos um panorama básico nacional relacionado aos sistemas de planejamento presentes no Brasil.

Pedimos que apenas um físico médico ou dosimetrista por instituição responda as questões. Não é um teste e suas respostas serão totalmente anônimas.

*Obrigatório

1. Possui sistema de planejamento baseado em CT?*

Marcar apenas uma oval.

Sim

Em implementação

2. Possui CT dedicada?*

Marcar apenas uma oval.

Sim Não Parcialmente

3. Double check do cálculo da MU é realizado: *

Marcar apenas uma oval.

· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		Contractor Carlos Contractor	a second second second second
	Apenas	manua	mente
/	ripenuo	manad	monte

- Apenas por software de cálculo independente
- Manualmente e/ou por software de cálculo independente
- Nenhuma das opções anteriores

4. Frequência de realização do double check para a MU cálculada: *

Marcar apenas uma oval.

Sempre, para todos os planos

Por amostragem

Quando sobra tempo, para alguns casos

Oquando sobra tempo, para todos os casos

Nunca

5. O sistema de colimação é: *

Marcar apenas uma oval.

Colimador multilâminas - MLC

Blocos

Blocos / Colimador multilâminas - MLC

Outros

6. Técnicas de planejamentos realizadas?*

Marque todas que se aplicam.

Radioterapia 2D

- Radioterapia conformada 3D
- Radioterapia de intensidade modulada IMRT
- Arcoterapia volumétrica modulada VMAT
- Planejamento híbrido

7. Utiliza correção de heterogeneidade: *

Marcar apenas uma oval.

- Em todos planejamentos
- Em alguns planejamentos
- Não utiliza
- 8. O CT possui curva de calibração comissionada e modelada no TPS? * Marcar apenas uma oval.
 - Sim
 - Não
 - Em implementação

APÊNDICE B – Respostas

Respostas para as perguntas da pesquisa:

Questão 1:



Questão 2:

Possui CT dedicada?

128 respostas



Questão 3:

Double check do cálculo da MU é realizado:

128 respostas



Questão 4:

Frequência de realização do double check para a MU cálculada:

128 respostas



Questão 5:

O sistema de colimação é:

128 respostas



Questão 6:

Técnicas de planejamentos realizadas?

128 respostas



Questão 7:

Utiliza correção de heterogeneidade:

128 respostas



Questão 8:

O CT possui curva de calibração comissionada e modelada no TPS? 128 respostas

