

Universidade do Estado do Rio de Janeiro Centro Biomédico

Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Francisca Lima de Menezes

Avaliação do dispositivo eletrônico de imagem portal na verificação da imobilização do paciente durante o tratamento radioterápico

> Rio de Janeiro 2018

Francisca Lima de Menezes

Avaliação do dispositivo eletrônico de imagem portal na verificação da imobilização do paciente durante o tratamento radioterápico

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

Orientadora Prof^a. Dra. Luciana Tourinho Campos

Rio de Janeiro 2018

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

M583	Menezes, Francisca Lima de Avaliação do dispositivo eletrônico de imagem portal na verificação da imobilização do paciente durante o tratamento radioterápico / Francisca Lima de Menezes. – 2018. 63 f.
	Orientadora Prof ^a . Dra. Luciana Tourinho Campos
	Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. Programa de Pós- Graduação em Física Médica.
	 Radioterapia – Teses. 2. Radioterapia de intensidade modulada. Posicionamento do paciente. 4. Controle de qualidade – Teses. I. Campos, Luciana Tourinho. II. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes. III. Título. CDU 615.849
	CDU 615.849

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

Data

Francisca Lima de Menezes

Avaliação do dispositivo eletrônico de imagem portal na verificação da imobilização do paciente durante o tratamento radioterápico

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 18 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof^a. Dr.^a Luciana Tourinho Campos (Orientadora) Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes - UERJ

Prof. Dr. José Guilherme Pereira Peixoto Comissão Nacional de Energia Nuclear

Prof. Dr. Paulo Alfonso Varela Meléndez Fundação do Câncer

> Rio de Janeiro 2018

AGRADECIMENTOS

À Deus pela capacidade para desenvolver esse trabalho.

Aos meus pais, por sempre terem me encorajado a estudar e compreendido minha ausência nas reuniões de família.

Ao Fernando pelo incentivo e pelo grande exemplo de esforço e dedicação. Ao Francisco por compreender minha ausência durante seu crescimento e por ser minha maior motivação. A Jardelina por ter cuidado dos meus pais durante minha ausência e por ser um exemplo de determinação.

À Luciana pela orientação e confiança depositada no meu trabalho.

Ao Hospital Israelita Albert Einstein em nome do físico Roberto Sakuraba pelo apoio e experiências compartilhadas.

Ao físico Vinícius Demamboro pela idealização do projeto que resultou nesta dissertação e pela dedicação e confiança depositada no meu trabalho. Especialmente pelo exemplo de profissional e de atendimento humanizado na rotina clínica.

Ao professor Alfonso e professora Erika por terem me auxiliado e acreditado no meu potencial mesmo nos momentos mais difíceis.

Ao professor Carlos Eduardo pela idealização e a coragem de concretizar o curso de mestrado profissional de Física médica.

À Tatiane pelo incentivo e companheirismo. Aos colegas Fábia e Richard pelo apoio e pelos conhecimentos compartilhados durante o estágio.

À Lays e Roberto que mesmo distantes fisicamente se fizeram presentes através das muitas mensagens de conforto e incentivo durante todo o mestrado.

RESUMO

MENEZES, Francisca Lima. Avaliação do dispositivo eletrônico de imagem portal na verificação da imobilização do paciente durante o tratamento radioterápico, 2018. 63 f. Dissertação de Mestrado em Física Médica – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

A radioterapia de intensidade modulada com *gantry* estático e dinâmico é atrativa por fornecer uma distribuição de dose altamente conformada. A maior complexidade desses tratamentos exige maior acurácia e verificação da entrega da dose. Imagens de verificação do posicionamento do paciente e a garantia da qualidade do paciente específico são indispensáveis no processo da radioterapia. Entretanto, essas medidas não garantem a imobilização do paciente e do volume alvo em relação às estruturas ósseas durante o tratamento. O objetivo desse estudo foi avaliar a aplicabilidade do dispositivo de imagem portal para identificar a movimentação do paciente e/ou variações da configuração geométrica do paciente por meio de uma imagem da fluência de dose de saída adquirida durante o tratamento. Para isso foi realizado um plano de tratamento composto por um campo de tamanho 10×10 cm², 50 MU e energia de fótons de 6 MeV. O plano foi administrado sobre um fantoma antropomórfico e foram adquiridas imagens da fluência de dose em condições de referência e imagens simulando o deslocamento de um paciente durante a aplicação. Para essa simulação foram aplicados deslocamento na mesa de 1 mm a 3 mm em intervalos de 1 mm nos eixos lateral, vertical e longitudinal. As imagens foram adquiras na pelve, crânio e tórax do fantoma. Também foram adquiridas imagens da região do tórax para um tratamento de mama e um tratamento de arco volumétrico modulado. As imagens foram avaliadas pelo índice de aprovação gamma, a máxima gamma ($\gamma_{máx}$) e a máxima diferença de dose (%). O critério gamma empregado nesse trabalho foi de 3% da dose em 1 mm com limite de aprovação ≥95% dos pontos comparados, y_{máx}≤3 e normalização em dose absoluta. A maior reprovação pelo índice gamma ocorreram no campo10×10 cm² para os deslocamentos no eixo longitudinal e lateral e nas regiões do tórax e crânio. O valor de máxima gamma foi >3 para deslocamentos de 3 mm no eixo longitudinal na região do crânio e tórax. A análise dos resultados do campo 10×10 cm² mostrou que as maiores diferenças de unidades de calibração (CU) foram de 13,6%, 14,2% e 15,5% para as regiões da pelve, crânio e tórax, respectivamente. Para o plano de mama γ_{max} foi >3 para deslocamentos de isocentro \leq -14,1 mm $e \ge +14,1$ mm. As imagens do tratamento em arco não apresentaram reprovação gamma e nem $\gamma_{max} > 3$. O estudo demonstra que é possível detectar a diferença do posicionamento e da geometria do paciente durante o tratamento através da imagem da fluência obtida pelo dispositivo eletrônico de imagem portal.

Palavras-chave: Imagem portal. Deslocamento do paciente. Índice gamma

ABSTRACT

MENEZES, Francisca Lima. *Evaluation of the electronic portal image device in the verification of patient immobilization during radiotherapy treatment*, 2018. 63 f. Dissertação de Mestrado em Física Médica – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

Intensity modulated radiation therapy with gantry static and dynamic is attractive because it provides a highly shaped dose distribution. The greater complexity of these treatments requires greater accuracy and verification of dose delivery. Images of verification of the patient's positioning and the quality assurance of the specific patient are indispensable in the process of radiotherapy. However, these measures do not assurance immobilization of the patient and target volume in relation to bone structures during treatment. The objective of this study was to evaluate the applicability of the portal imaging device to identify patient movement and / or geometric configuration variations of the patient through an image of the output dose fluency acquired during treatment. For this, a treatment plan was made composed of a field of size 10x10 cm², 50 MU and photon energy of 6 MV. The plan was administered on an anthropomorphic phantom and images of the dose fluence were obtained under reference conditions and images simulating the displacement of a patient during the application. For this simulation, the table displacement was applied from 1 mm to 3 mm in 1 mm intervals on the axis lateral, vertical and longitudinal. The images were acquired in the pelvis, chest and skull of the phantom. Also images were acquired from the chest region for a breast treatment and a volumetric arc therapy. The images were evaluated by the gamma approval index, the maximum gamma (γ_{max}) and the maximum dose difference (%). The gamma criterion used in this study was 3% of the dose in 1 mm with a limit of approval of \geq 95% of the points compared, $\gamma_{\text{max}} \leq 3$ and normalization in absolute dose. The most failure by the gamma index occurred in the field 10x10 cm² for the displacements in the axis longitudinal and lateral and in the regions of the chest and skull. The maximum gamma value was> 3 for displacements of 3 mm in the longitudinal region of the skull and chest. The analysis of the results of the 10x10 cm² field showed that the most of the differences in calibration units (CU) were 13.6%, 14.2% and 15.5% for the pelvic, skull and chest regions, respectively. For the γ_{max} breast plane was> 3 for isocenter displacements ≤ 14.1 and $\geq +14.1$ cm. The images of the arc treatment presented no gamma failure and nor γ_{max} > 3. The study shows that it is possible to detect the difference of the positioning and the geometry of the patient during the treatment through the image of the fluence obtained by the electronic image device portal.

Palavras-chave: Portal image. Displacement of the patient. Gamma index.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Aquisição da PDD	16	
Figura 2 -	Fluência e distribuição de dose para um feixe de fótons de 5MV (5x5		
	cm ²)	18	
Figura 3 -	Comparação da curva de PDD para energia de 6 MV	19	
Figura 4 -	Ilustração do arranjo eletrônico do EPID da Varian	23	
Figura 5 -	Ilustração do sentido de leitura do EPID da Varian modelo aS1000	24	
Figura 6 -	Ilustração do modelo do índice γ em uma dimensão		
Figura 7 -	Acelerador linear TrueBeam	27	
Figura 8 -	Fantoma Rando Alderson	29	
Figura 9 -	Fantoma Alderson posicionado na mesa de tratamento do TrueBeam®	31	
Figura 10 -	Ilustração do sentido positivo dos eixos de deslocamento da mesa	32	
Figura 11 -	Ilustra o campo tangente administrado	35	
Figura 12 -	Ilustração do deslocamento do isocentro	36	
Figura 13 -	Visão do feixe do campo de tratamento	37	
Figura 14 -	Imagens de referência para cada região anatômica	40	
Figura 15 -	Imagem da distribuição de dose na região da pelve	48	
Figura 16 -	Imagem da distribuição de dose na região do tórax	48	
Figura 17 -	Imagem da distribuição de dose na região do crânio	49	
Figura 18 -	Imagem de referência do campo tangente de mama com angulação de		
	307°	50	
Figura 19 -	Imagem de referência do tratamento de arco volumétrico modulado	54	
Figura 20 -	Distribuição de dose na região do tórax com deslocamento de 3 mm no		
	eixo longitudinal	56	
Figura 21 -	Ilustração do deslocamento da mesa no sentido positivo do eixo		
	longitudinal	58	
Figura 22 -	Ilustração do deslocamento da mesa no sentido negativo do eixo lateral	59	

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Índice de aprovação gamma em função dos deslocamentos no eixo	
	lateral da mesa	41
Gráfico 2 –	Índice de aprovação gamma em função dos deslocamentos no eixo	
	longitudinal da mesa	41
Gráfico 3 –	Máximo gamma em função do deslocamento na região da pelve	43
Gráfico 4 –	Máximo gamma em função do deslocamento na região do tórax	43
Gráfico 5 –	Máximo gamma em função do deslocamento na região do crânio	44
Gráfico 6 –	Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento aplicado no eixo	
	lateral	44
Gráfico 7 –	Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento aplicado no eixo	
	longitudinal	45
Gráfico 8 –	Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região	
	da pelve	46
Gráfico 9 –	Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região	
	do tórax	46
Gráfico 10 –	Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região	
	do crânio	47
Gráfico 11 –	Índice de aprovação gamma (%) em função do deslocamento do	
	isocentro	51
Gráfico 12 –	Máxima gamma de dose absorvida em função do deslocamento do	
	isocentro	51
Gráfico 13 –	Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento do	
	isocentro	52
Gráfico 14 –	Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento do isocentro	53
Gráfico 15 –	Máximo gamma em função do deslocamento	55
Gráfico 16 –	Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3DCRT	Radioterapia Tridimencional Conformada
a-Si	Silício aformo
BEV	Visão do feixe
CU	Unidades de Calibração
EPID	Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal
Gd2O2S: Tb	Oxissulfeto de gadolínio dopado com térbio
GT	Gun Target
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
Linac	Acelerador linear
MC	Monte Carlo
MLC	Colimador Multilâminas
OAR	Órgãos de Risco
PDD	Percentual de Dose em Profundidade
PTV	Volume de Planejamento
QA	Garantia da Qualidade
TFT	Thin Film Transistor
TPS	Sistema de Planejamento

LISTA DE SÍMBOLOS

- % Porcentagem
- ± Mais ou menos
- × Multiplicação
- mm Milímetro
- < Menor
- > Maior
- γ Gamma
- \leq Menor ou igual
- \geq Maior ou igual

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	12
1.	OBJETIVOS	14
1.1	Objetivos Gerais	14
1.2	Objetivos Específicos	14
2.	REFERENCIAL TEÓRICO	15
2.1	Radioterapia	15
2.2	Percentual de dose em profundidade para feixe de fótons	15
2.3	Heterogeneidade	16
2.4	Garantia da qualidade do paciente específico	20
2.5	Dispositivo eletrônico de imagem portal	22
2.6	Análise Gamma	25
2.7	Acelerador linear	27
2.8	Fantoma Alderson	29
3	METODOLOGIA	30
3.1	Campo de verificação 10×10 cm ²	30
3.1.1	Planejamento da configuração geométrica do campo	30
3.1.2	Aquisição das imagens de referência	31
3.1.3	Aquisição das imagens com deslocamento simples	33
3.1.3.	1 Região da pelve	33
3.1.3.2	2 Região do tórax	33
3.1.3.3	3 Região do crânio	34
3.1.4	Aquisição das imagens com deslocamento múltiplo	34
3.2	Plano de tratamento de radioterapia conformacional tridimencional (3D-	
	CRT)	34
3.2.1	Seleção do plano de tratamento	34
3.2.2	Aquisição da imagem de referência	35
3.2.3	Aquisição das imagens com deslocamento do isocentro	36
3.3	Terapia volumétrica modulada em arco	37
3.3.1	Seleção do plano de tratamento e aquisição da imagem de referência	37
3.3.2	Aquisição das imagens com deslocamento simples	38

3.3.3	Aquisição das imagens com deslocamento múltiplo	
3.4	Análise das imagens	38
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
4.1	Campo de verificação 10 × 10 cm²	40
4.1.1	Imagem de referência	40
4.1.2	Imagens com deslocamento simples e múltiplo	40
4.2	Plano de tratamento de radioterapia conformacional tridimencional (3D-	
	CRT)	49
4.2.1	Imagem de referência	49
4.2.2	Imagens com deslocamento de isocentro	50
4.3	Terapia volumétrica modulada em arco	53
4.3.1	Imagem de referência	53
4.3.2	Imagens com deslocamento	54
	CONCLUSÃO	60
	REFERÊNCIAS	61

INTRODUÇÃO

O avanço da tecnologia da informação alavancou as técnicas de planejamento e entrega da dose na radioterapia permitindo melhor controle tumoral e redução das complicações dos tecidos normais adjacentes. Os planejamentos tornaram-se mais complexos, menos intuitivos e passaram a exigir maior acurácia na verificação da entrega da dose.

A arcoterapia volumétrica modulada é uma extensão da radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês: *Intensity Modulated Radiation Therapy*) que realiza a entrega da dose por meio da variação da velocidade do gantry e da taxa de dose sincronizada à variação da fluência produzida pelo colimador multilâminas (MLC, do inglês: *multileaf collimator*). O grande desafio dessa tecnologia é assegurar a consistência entre a dose prescrita e a dose depositada no volume alvo.

Para melhorar a acurácia na entrega da dose, são utilizadas diversas modalidades de imagens de verificação que permitem reduzir as incertezas quanto ao posicionamento do paciente. As incertezas da posição do volume alvo se devem a dois fatores. Em primeiro lugar, existem variações no posicionamento da anatomia óssea do paciente em relação a configuração do dia da simulação e, em segundo lugar, há variações na posição do volume alvo dentro do paciente em relação às estruturas ósseas, geralmente denominadas movimento dos órgãos (FIELDING *et al.*, 2004)

A garantia da qualidade (QA, do inglês: *quality assurance*) do paciente específico prétratamento, pode detectar erros de planejamento e discrepâncias na entrega da dose devido as variações dos parâmetros do feixe e limitações dos *softwares*. No entanto, diminuir a incerteza da localização do volume alvo e fazer a transferência correta dos parâmetros de planejamento para a máquina de tratamento ainda não garantem a precisão da dose depositada (DE MARTIN *et al.*, 2007).

A dosimetria *in vivo* se mostra a melhor solução para reduzir as incertezas da dose entregue quanto as variações da anatomia do paciente, variação da forma, volume e disposição da lesão e dos órgão circundantes. Devido ao alto custo e a demanda de maior carga de trabalho a implementação da dosimetria *in vivo* ainda encontra resistência nos serviços de radioterapia. Uma alternativa mais econômica de verificação da entrega da dose durante o tratamento é por meio do uso do dispositivo eletrônico de imagem portal (EPID, do inglês: *eletronic portal immage device*). A verificação da dose entregue durante a aplicação do tratamento obtida no

plano do EPID foi classificada por Van Elmpt e seus colaboradores como dosimetria de transmissão (VAN ELMPT *et al.*, 2008).

O EPID é uma ferramenta de verificação do posicionamento e da geometria do paciente para radioterapia disponível nos aceleradores lineares modernos. Por sua resposta ser aproximadamente linear à dose esses dispositivos se tornaram uma valiosa ferramenta de dosimetria (PODESTA *et al.*, 2012).

Estudos mostraram que o EPID apresenta alta acurácia e reprodutibilidade dosimétrica na aquisição da fluência em 2D entregue pela máquina quando comparada com a fluência adquirida pelo sistema de planejamento (SLOSAREK *et al.*, 2010; MANS *et al.*, 2010; SUKUMAR *et al.*, 2011; YOON *et al.*, 2016). No entanto, alguns tipos de erros que ocorrem no momento do tratamento, como erros de entrega da máquina, variações na configuração do paciente, e mudanças na anatomia do paciente podem ser perdidas pelo QA pré-tratamento (FUANGROD *et al.*, 2017).

A análise da fluência de dose obtida pelo EPID é realizada por meio da função *gamma* que fornece o nível de concordância entre duas distribuições de dose. A função *gamma* considera a diferença de dose e a distância entre pontos (DTA, do inglês: *distance-to-agreement*) que apresentam as mesmas características (MIFTEN *et al.*, 2018).

Esse estudo comparou a fluência de dose absorvida obtida pelo EPID após atravessar um objeto simulador (fantoma) antropomórfico em condições de referência com imagens obtidas após modificar o posicionamento da mesa de tratamento. As irradiações foram realizadas nas regiões da pelve, tórax e crânio com deslocamentos da ordem de milímetros nos eixos vertical, longitudinal e lateral da mesa. Desse modo foi possível analisar o comportamento da entrega da dose quando o paciente se movimenta durante a fração do tratamento ou quando ocorre variações das estruturas anatômicas.

1. **OBJETIVOS**

1.1 Objetivo Geral

Avaliar se a imagem da fluência de dose absorvida obtida pelo EPID tem potencial para identificar variações do posicionamento e geometria do paciente durante o tratamento de radioterapia.

1.2 Objetivos Específicos

- a) Comparar a imagem da fluência de dose absorvida obtida pelo EPID durante o tratamento, com campo de verificação de tamanho 10×10 cm² para três regiões a atômicas com a imagem obtida após o deslocamento da mesa nos eixos vertical, lateral e longitudinal.
- b) Determinar a região anatômica que apresentou maior variação em relação à imagem de referência quando realizado o índice gama.
- c) Repetir o item (a) para um plano conformado e um plano de arco volumétrico modulado na região anatômica que apresentou maior variação em relação à imagem de referência quando realizado o índice gama para as imagens do campo 10×10 cm², conforme o item (b).

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Radioterapia

O fato de radiações ionizantes, do tipo raios X e gama, induzirem danos em profundidades diferentes do organismo humano e, com isso, causar a morte de células, pode ser utilizado para a terapia do câncer (TAHUATA, 2003). A radioterapia é um tipo de tratamento oncológico que tem como objetivo entregar a quantidade de radiação necessária para propiciar o melhor controle tumoral reduzindo as complicações dos tecidos normais adjacentes. Dentre as diversas técnicas de entrega da dose as mais utilizadas são a radioterapia tridimensional conformada (3DCRT) e a radioterapia de intensidade modulada.

A radioterapia tridimensional conformada tem por objetivo melhorar a eficácia do tratamento radioterápico utilizando campos de radiação cujos formatos são baseados em projeções construídas a partir de reconstrução tridimensional do volume alvo e dos órgãos de risco (OAR, do inglês: *Organ at Risk*) (ALMEIDA, 2006). A técnica de tratamento com feixe de intensidade modulada utiliza a movimentação das lâminas do colimador multilâminas para variar a fluência do feixe de fótons e, assim, conformar a dose ao tecido tumoral, poupando os tecidos sadios (SILVEIRA *et al.*, 2012).

Devido à complexidade do tratamento com feixes de intensidade modulado é necessária maior atenção quanto a entrega da dose tendo em vista que falhas sutis podem ser catastróficas. Qualquer erro de procedimento durante o tratamento pode gerar graves consequências ao paciente, inclusive sua morte (CARDOSO, 2012). Deste modo, é necessário que os serviços de radioterapia disponham de um rigoroso controle da qualidade do tratamento.

2.2 Percentual de dose em profundidade para feixe de fótons

Quando um feixe de radiação incide em um paciente, a dose absorvida varia com a profundidade, caracterizando uma distribuição de dose no tecido em questão (CAMPOS, 2010). O percentual de dose profunda (PDD, do inglês: *percent depth dose*) no eixo central é definido

pela razão entre a dose em uma determinada profundidade do meio (D_d) e a dose na profundidade de dose máxima (D_0) , também conhecida com profundidade de *buildup*. O PDD é definido pela Equação 1:

$$PDD = \frac{D_d}{D_0} \times 100 \tag{1}$$

A dose absorvida depende do tipo de tecido irradiado, energia do feixe, profundidade, tamanho de campo, da distância da fonte e do sistema de colimação do feixe. A Figura 1 ilustra a aquisição do PDD em um simulador de água.



Legenda: (a) *setup* de aquisição das leituras de PDD; (b) Curva de PDD Fonte: Adaptado de KHAN; GIBBONS, 2011

2.3 Heterogeneidade

O corpo humano é um conjunto de tecidos e cavidades com diversas propriedades físicas e química, por esse motivo em radioterapia deve-se considerar os diferentes mecanismos de interação da radiação com a matéria (MUÑOZ, 2009). O tecido pulmonar e as cavidades de ar são de grande interesse no estudo dos diversos métodos de correção por heterogeneidades por sua grande influência na determinação da dose já que possuem densidade substancialmente

menor que a da água e a atenuação é reduzida nessas regiões. Por este motivo, a distribuição da dose é uma função da quantidade e tipo de material presente no meio que interage com o feixe de radiação, assim como da qualidade da radiação.

De acordo com Papanikolau e seus colegas a deposição de energia no tecido, devido a um feixe de fótons é fundamentalmente regida por duas etapas (PAPANIKOLAU *et al.*, 2004):

- a) quando os fótons interagem no meio transmitindo energia cinética às partículas carregadas;
- b) quando as partículas carregadas depositam sua energia por meio de ionização e eventos de excitação ao longo de sua trajetória. Para feixes de raios X na faixa de megavoltagem, onde o efeito Compton é o modo predominante de interação, a atenuação do feixe em qualquer meio é determinada pela densidade eletrônica (número de elétrons por cm³) (KHAN; GIBBONS, 2011).

Os efeitos das inomogeneidades dos tecidos provocam mudanças na absorção do feixe primário e o padrão associado de fótons dispersos e mudanças na fluência de elétrons secundários de acordo com o alcance que possuem.

O efeito da interação da radiação com meios heterogêneos pode ser observado em uma distribuição de dose em profundidade em um fantoma de água-cortiça-água. Conforme mostra a Figura 2, é possível observar uma redução da dose na região central da cortiça e o aumento da penumbra do feixe decorrente da falta de equilíbrio eletrônico lateral. A largura da penumbra e a borda do feixe podem aumentar em um fator maior que 2,5 no pulmão em comparação com um meio semelhante a água quando a energia é de aproximadamente 20 MV (MAYLES *et al.*, 2007).



Figura 2 - Fluência e distribuição de dose para um feixe de fótons de 5MV (5x5 cm²).



Fonte: adaptado de BATTISTA et al., 1992

Uma abordagem que deve ser considerada pelos algoritmos de cálculo de dose em meios heterogêneos é a obtenção de uma profundidade efetiva equivalente a água que pode ser usada para calcular a transmissão através de materiais de densidade diferente da água. Embora essa aproximação da profundidade funcione bem, perto do limite ou interface, a distribuição é mais complexa. Esse efeito se deve por duas razões diferentes: em primeiro lugar, a aproximação de profundidade efetiva não considera as modificações da componente de dispersão que tem uma influência maior dentro ou perto da falta de homogeneidade; em segundo lugar, na interface água-cortiça , há uma perda de equilíbrio eletrônico e, dentro da inomogeneidade, ocorre um comportamento oposto ao *biuld up*. Além da região de menor densidade a dose cresce novamente (*build up*), conforme ilustra a linha contínua do gráfico representado na Figura 3 (MAYLES *et al.*, 2007; MUÑOZ, 2009; PAPANIKOLAOU *et al.*, 2004).



Figura 3 - Comparação da curva de PDD para energia de 6 MV

Nota: Distribuição de dose no fantoma (linha contínua), a curva que seria obtida em um meio homogêneo (quadrados sólidos) e o resultado de um cálculo de profundidade equivalente a água (triângulos sólidos) para energia de 6 MeV

Fonte: Adaptado de MAYLES et al., 2007

A curva de PDD representada pelos quadrados sólidos na Figura 3 ilustra a condição para um meio homogêneo e a curva de triângulos sólidos representa a curva de PDD corrigida pelo método de profundidade equivalente à água para o feixe de energia de 6 MeV. Logo conclui-se que a profundidade equivalente é apenas uma aproximação para levar em conta os materiais de diferentes densidade que pode levar a grandes discrepâncias quando as interações da radiação dispersa são ignoradas.

A maioria dos algoritmos de cálculo de dose absorvida empregados nos sistemas de planejamento (TPS, do inglês: *treatment planning system*) que fazem correção para meios heterogêneos aplicam à abordagem do fator de correção ou a abordagem baseada em modelos virtuais das fontes de radiação. A primeira abordagem baseia-se na obtenção de uma distribuição para o meio constituído de água e se aplicam correções secundárias para levar em consideração a densidade do tecido (AAPM Report 85, 2004). Essa é a abordagem aplicada aos algoritmos de cálculo do sistema de planejamento comercial Eclipse[®] do fabricante *Varian medical systems*. A segunda abordagem dar mais ênfase aos fundamentos físicos do transporte dos elétrons e a dispersão no meio irradiado como por exemplo, os algoritmos baseados em Monte Carlo (MC). O espectro e a distribuição da fluência das fontes virtuais são ajustados para

que haja concordância entre as curvas medidas e as calculadas pelos sistemas de planejamento (SANTOS, 2015).

A aplicação de métodos de correção permite uma maior concordância entre a dose planejada e a dose administrada no volume alvo de planejamento (PTV, do inglês: *planning target volume*) (MUÑOZ, 2009). Os impactos dosimétricos obtidos devido a falta de correção de heterogeneidades foram relatados por diversos estudos (MAH; VAN DYK, 1991; CHEN *et al.*, 2014). Um estudo com 100 pacientes mostrou que ao ignorar o aumento da dose para o tecido pulmonar subestima-se o risco de pneumonite por radiação em 7% em média (MAH; VAN DYK, 1991). A correção por heterogeneidade mostrou diferenças dosimétricas significativas para a maioria dos pacientes e altos gradientes de dose no volume irradiado.

A garantia da qualidade dos tratamentos de planejamento inverso não leva em consideração a correção por heterogeneidade, uma vez que esse método verifica apenas se o cálculo da dose realizado pelo TPS e a dose entregue estão em concordância. Para as medidas realizadas no EPID o feixe passa apenas pelo ar antes de interagir com o detector. A imagem obtida é comparada com a fluência obtida por um algoritmo que prevê a dose no EPID para uma dada fluência incidente (BERRY *et al.*, 2012).

Diante do uso do EPID para verificação da dose de saída durante a fração do tratamento surgiu a preocupação com a correção da dose prevista para o EPID. Yoon *et al.*, (2016) elaboraram um modelo de dose no EPID em Monte Carlo que pudesse comparar com a dose medida considerando o meio entre o feixe e o plano do EPID. O modelo de cálculo criado mostrou concordância com as imagens obtidas pelo EPID durante o tratamento com diferença máxima de 1,3%.

Embora as imagens obtidas neste estudo não tenham sido comparadas com uma fluência prévia, e sim com a imagem obtida em condições de referência pelo EPID, os efeitos do meio heterogêneo devem ser discutidos. As diferenças entre as imagens se devem unicamente a diferença de meio de interação quando a mesa está deslocada da posição de referência.

2.4 Garantia da qualidade do paciente específico

A alta complexidade envolvida na aplicação da técnica de tratamento com feixe de intensidade modulada exige um programa de garantia da qualidade específico para a verificação

da estabilidade e constância do desempenho do MLC (SILVEIRA *et al.*, 2012). A verificação prévia de cada planejamento é mandatória para garantir que o acelerador linear é capaz de executar a movimentação das lâminas conforme planejada pelo TPS. O teste de garantia da qualidade do paciente específico foi desenvolvido para esta finalidade. Este teste consiste na comparação da fluência de dose absorvida do campo de tratamento calculada pelo TPS com relação a fluência de dose absorvida obtida por um detector posicionado perpendicularmente ao feixe de tratamento. Os detectores mais utilizados para estas medidas são do tipo bidimensional, tais como: matriz de câmaras de ionização ou de diodo, filme radiocrômico e o EPID

As matrizes de detectores são bem estabelecidas para verificação das distribuições de dose absorvida, pois possuem boa reprodutibilidade, linearidade da resposta *versus* dose absorvida e fatores externos. No entanto, as matrizes de detectores existentes têm baixa resolução espacial (normalmente > 7 mm), o que limita seu papel dentro da QA de rotina de uma técnica IMRT pré-tratamento (LOW *et al.*, 2011).

O filme radiocrômico possui densidade equivalente à da água, alta resolução espacial, alto intervalo de dose e baixa dependência energética (AMARAL, 2014). As principais desvantagens do filme radiocrômico consiste na baixa densidade óptica para a faixa de dose de uso clínico, a dependência com o lote do filme e susceptibilidade para as características do *scanner* usado no processo de digitalização.

Assim como os demais detectores planares o EPID possui desvantagens tais como: retroespalhamento do braço mecânico e a verificação da dose é realizada com o algoritmo do próprio fabricante do acelerador. No entanto, o EPID possui resolução espacial comparável aos filmes dosimétricos e são mais práticos do que as matrizes de detectores planares (SILVEIRA *et al.*, 2012).

Embora a garantia da qualidade pré-tratamento nas técnicas complexas de entrega da dose seja um método eficaz de detecção de erros antes do início tratamento, tem-se comprovado que, mesmo assim, é possível a ocorrência de erros na liberação da dose no momento da aplicação. Mans *et al* (2010) aplicaram a dosimetria portal durante o tratamento para mais de 4000 pacientes e encontraram 17 erros, nove dos quais não teriam sido detectados com o QA pré-tratamento.

2.5 Dispositivo eletrônico de imagem portal

O método mais tradicional de garantia da qualidade do posicionamento do paciente consiste na obtenção de uma imagem portal com filme radiográfico. Com o advento da radioterapia conformada e das técnicas de tratamento por planejamento inverso os requisitos de precisão do posicionamento do paciente aumentaram. A fim de fornecer a verificação instantânea do paciente foram desenvolvidos os dispositivos de imagem de portal eletrônico (EPIDs) que são anexados ao *gantry* do acelerador linear (MAYLES *et al.*, 2007).

Embora várias modalidades de EPID tenham sido desenvolvidos o dispositivo mais promissor tem sido o detector de silício amorfo (a-Si) que além de fornecer imagens instantâneas de melhor qualidade, oferece um grande potencial de imagem de verificação dosimétrica para as técnicas de planejamento inverso. O método assume a proporcionalidade direta entre o sinal EPID e a dose administrada no ponto de referência do paciente durante a sessão de tratamento (SLOSAREK *et al.*, 2010). O sinal detectado pelo EPID é expresso em unidades de calibração (CU, do inglês: *calibrated unit*).

A imagem de verificação pode ser adquirida pré-tratamento para comparação com o mapa de fluência calculado pelo sistema de planejamento ou durante o tratamento com o propósito de verificar se houve variação da dose entregue devido a movimentação do paciente ou variações anatômicas durante a aplicação.

O detector de imagens de a-Si consiste em quatro partes fundamentais: (1) uma placa de metal dispersante para produzir elétrons Compton; (2) uma camada de fósforo cintilante feita de oxissulfeto de gadolínio dopado com térbio (Gd2O2S: Tb) para absorver os elétrons de alta energia e converter a radiação incidente em fótons ópticos que são detectados pela matriz de fotodiodo; (3) uma matriz de *pixels* em que cada pixel é constituído por um fotodiodo e um transístor de película fina (TFT, do inglês: *Thin Film Transistor*) que são conectados à eletrônica de leitura e digitalização e (4) eletrônica para ler a carga dos transistores e traduzi-lo em dados de imagem (WÅHLIN, 2006; MAYLES *et al.*, 2007).

Cada *pixel* da matriz ativa possui um elemento fotossensível que gera uma carga elétrica cuja magnitude é proporcional ao fluxo luminoso emitido pelo fósforo (BROSED, 2012). A carga é armazenada no fotodiodo até que a matriz ativa seja lida. Nos fotodiodos, a luz captada é transformada em cargas elétricas, na forma de pares de elétrons buracos. As cargas são armazenadas temporariamente nos pixels da matriz ativa e, em seguida, o processo de leitura de uma linha por vez altera o TFT.

Quando uma voltagem é aplicada a uma linha de acesso todos os TFTs dessa linha se tornam transparentes e a carga é transferida para as linhas de transferência de dados (MENON; SLOBODA, 2004; PODESTA *et al.*, 2012). As cargas contidas em todos os fotodiodos desta fileira são conduzidas para a eletrônica de leitura que tem um único amplificador de carga por coluna. A corrente amplificada é convertida em um sinal digital. Assim que uma linha é lida, o sistema alterna para a próxima linha e assim por diante até que toda a imagem seja gerada (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, 2013). A Figura 4 ilustra o arranjo eletrônico do EPID do fabricante *Varian Medical Systems*.



Figura 4 - Ilustração do arranjo eletrônico do EPID da Varian

Fonte: adaptada do manual do equipamento, 2013

O EPID utilizado nesse estudo foi um equipamento da marca *Varian* modelo *aS1000*, montado num braço robótico retrátil (*ExactArm*) que posiciona a unidade de detecção de imagem (IDU, do inglês: *Image Detection Unit*). A área sensível (ou matriz ativa) da imagem é de 40 cm \times 30 cm² e consiste em 1024 \times 768 *pixels*. Cada pixel possui uma área equivalente de 0,39 mm \times 0,39 mm na superfície do detector. A taxa de aquisição é de 23 frames/sec. O arranjo do EPID aS1000 da *Varian* consiste em 768 linhas de leitura (*readout lines*) que são lidas consecutivamente de baixo para cima, conforme mostrado na Figura 5. A legenda de orientação mostra a direção do canhão de elétrons para o alvo (*gun target* - GT).



Figura 5 – Ilustração do sentido de leitura do EPID da Varian modelo aS1000

A imagem de dose portal (PDI, do inglês: *portal dose image*) é comparada com a fluência de dose absorvida calculada pelo TPS para uma dada fluência incidente. No sistema de planejamento Eclipse[®] da marca *Varian* esta fluência é calculada pelo algoritmo de cálculo de dose portal (PDC, do inglês: *Portal Dose Calculation*) que proporciona o perfil de deposição de dose dentro do EPID e não considera o paciente e a mesa de tratamento. Os métodos de predição de PDI foram descritos na literatura por Siebers *et al* (2004) e Parent *et al* (2006) para os EPID da *Varian* e *Elekta*, respectivamente.

A qualidade do tratamento de radioterapia depende da capacidade de maximizar a probabilidade de controle do tumor enquanto minimiza a probabilidade de complicação dos tecidos normais. Conforme Berry *et al* (2012), a distribuição da dose no paciente calculada pelo TPS não é verificada diretamente pelo QA pré-tratamento. Dessa maneira é essencial o comissionamento do TPS e a garantia de qualidade periódica da máquina de tratamento e dos dispositivos que esta utiliza, para garantir que o cálculo da dose modele com precisão a distribuição da dose administrada.

Fonte: adaptado de PODESTA et al., 2012

2.6 Análise Gamma

As distribuições de dose absorvida são representadas por matrizes numéricas. O método mais simples de comparar duas distribuições de dose é calcular a diferença numérica ponto-a-ponto entre as matrizes. Desta forma, a dose num ponto (\vec{r}) é dada pela diferença numérica δ entre a dose avaliada $D_e(\vec{r})$ e a dose de referência $D_r(\vec{r})$ naquele ponto, conforme a Equação (2) (MIFTEN *et al.*, 2018).

$$\delta(\vec{r}) = D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r}) \tag{2}$$

Esse método é adequado para comparar regiões de baixo gradiente em que a dose varia lentamente com a localização. Sendo assim a diferença de dose indica a não concordância entre as duas distribuições.

Em regiões de alto gradiente a diferença de dose é extremamente sensível aos desalinhamentos espaciais entre as matrizes de dose. Um pequeno erro espacial, seja na distribuição calculada ou na medida resulta em uma grande diferença de dose que ultrapassam facilmente os critérios de aceitação (LOW *et al.*, 1998).

A distância para acordo entre os pontos (DTA, do inglês: *distance to agreement*) é um método análogo a diferença de dose, porém mais confiável para análise em regiões de alto gradiente de dose (MIFTEN et al., 2018). Esse método se fundamenta na distância entre um ponto dos dados medidos e o ponto mais próximo da distribuição de dose calculada que exibe as mesmas características (LOW *et al.*, 1998). Desse modo o teste do DTA é muito sensível para regiões de baixo gradiente de dose e inútil para regiões planas.

Sabendo que as distribuições de dose comuns à rotina clínica são compostas de regiões de baixo e alto gradiente de dose o teste de diferença de dose e o teste de DTA são complementares (MIFTEN *et al.*, 2018).

O índice gamma proposto por Low *et al* (1998) usa uma função composta da diferença de dose e do DTA para avaliar o grau de concordância entre as distribuições de dose medida e calculada. A função gamma, expressa pela Equação (3) é definida pela combinação quadrática da diferença de dose (Δ D) e do DTA.

$$\Gamma(\vec{r}_{e},\vec{r}_{r}) = \sqrt{\frac{r^{2}(\vec{r}_{e},\vec{r}_{r})}{\Delta d^{2}} + \frac{\delta^{2}(\vec{r}_{e},\vec{r}_{r})}{\Delta D^{2}}}$$
(3)

onde $r(\vec{r_e}, \vec{r_r})$ é a distância entre o ponto de referência $(\vec{r_r})$ e o ponto calculada $(\vec{r_e})$. A diferença de dose entre estes pontos é dada por $\delta(\vec{r_e}, \vec{r_r})$. Os critérios de tolerância estão descritos por Δd para DTA e ΔD para diferença de dose. Após obter o conjunto de valores de Γ para os pontos da matriz de dose calculada correspondentes ao ponto de referência $(\vec{r_r})$ dentro dos limites do DTA definido como critério de aceitação, defini-se o valor mínimo entre eles, conforme a Equação (4). Esse valor corresponde ao resultado de γ para o ponto analisado:

$$\gamma(\vec{r}_r) \equiv \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\}$$
(4)

Os pontos da matriz de dose que apresentaram valores de $\gamma \le 1$ são considerados aprovados pelo critério de tolerância de dose e distância. Os pontos com valores de $\gamma > 1$ são considerados reprovados. Desse modo, a função *gamma* define uma superfície (elipse) em que $\gamma = 1$ e os pontos dentro dessa superfície são considerados aprovados, conforme ilustra a Figura 6.



Figura 6 - Ilustração do modelo do índice y em uma dimensão

Fonte: adaptada de ALMEIDA, 2006.

Os valores de tolerância padrão comumente utilizados são de 3% da dose em até 3 mm de distância. Esses valores consideram a somatória das incertezas associadas em todo o processo de entrega de dose e da medição. Nesse trabalho o critério de tolerância será de 3% da dose para 1 mm de distância para aceitação. Também foi estabelecido como critério de aprovação $\gamma_{máx} < 3$.

De acordo com a AAPM TG 218 (*American Association of Physicists in Medicine-Task Group Report* 218), o usuário deve considerar não apenas a porcentagem de pontos que falham, mas também fazer uma análise do valor de máximo *gamma* ($\gamma_{máx}$), ou seja o porcentual de pontos que excederam um valor γ >1 (MIFTEN et al., 2018).

2.7 Acelerador linear

Neste estudo foi utilizado um acelerador linear *TrueBeam*[®] do fabricante *Varian Medical Systems* que fornece energias de fótons de 4, 6, 10 e 15 MeV. Este acelerador dispõe de um colimador multilâminas *High Definition* contendo 160 lâminas com resolução de 2,5 mm nos 32 pares de lâminas centrais e 5 mm nos 28 pares de lâminas periféricos. A Figura 7 ilustra o acelerador utilizado.

Figura 7 - Acelerador linear TrueBeam



Fonte: A autora, 2018.

Compõem este acelerador um EPID, modelo aS1000, composto por uma unidade de detecção e um sistema de aquisição de imagens. Este modelo de IDU possui uma matriz de fotodiodos imersos em silício amorfo com área máxima de irradiação de 40×30 cm². A imagem gerada pelo EPID, em formato DICOM RT, possui resolução de 1024×768 pixels correspondente a $0,39 \times 0,39$ mm² por pixel (MHATRE *et al.*, 2018; SILVEIRA *et al.*, 2012).

O EPID pode ser utilizado para obtenção de imagens do posicionamento do paciente com o feixe de tratamento (MV) ou para a obtenção de imagens da fluência de dose absorvida no plano do EPID, sendo esta característica muito empregada para o QA do paciente específico.

Este acelerador linear dispõe ainda de uma fonte e um detector de imagem de quilovoltagem (OBI, do inglês:On-Board Imager[®]). O OBI é amplamente empregado na radioterapia guiada por imagem (IGRT, do inglês: Image-guided radiation therapy) por posibilitar a aquisição de diversas modalidades de imagens, incluindo radiografia em 2D, e tomografia computadorizada de feixe cônico em 3D. Esta ferramenta permite identificar as diferenças no posicionamento do paciente e aplicar correções antes ou durante os tratamentos por meio do ajuste automático da posição da mesa de tratamento.

A mesa de tratamento do *TrueBeam* modelo PerfectPitch[®] da *Varian* permite correções do posionamento do paciente nos três graus de liberdade convencionais: lateral, vertical, longitudinal e nos dois eixos de rotação adicionais *pich* e rolagem.

Para garantir o posicionamento da mesa, do EPID e do OBI é realizado diariamente o teste de performance da máquina (MPC, do inglês: *Machine Performance Check*). Este teste realiza uma verificação rápida dos parâmetros mecânicos e dosimétricos da máquina de tratamento. Os limites de tolerância para o posicionamento do MV e do OBI é de $\pm 0,50$ mm.

De acordo com a AAPM TG 142 (*American Association of Physicists in Medicine-Task Group Report* 142), a tolerância de posicionamento da mesa de tratamento para máquinas que executam técnicas avançadas de radioterapia é de \pm 2 mm para cada eixo de movimentação (KLEIN *et al.*, 2009). A tolerância de posicionamento admitida para a mesa de coordenadas robóticas do *TrueBeam*[®] utilizada neste estudo é \pm 0,70 mm nos eixos lateral e longitudinal e de \pm 1,20 mm no eixo vertical da mesa, conforme o teste do MPC.

2.8 Fantoma Alderson

Diferentes materiais podem ser utilizados para simular o corpo humano durante medidas de dose absorvida que envolvam feixes de radiação terapêuticos (CARDOSO, 2012). O simulador antropomórfico Rando, ou Alderson como ficou conhecido, modelo comercial da *Alderson Research Laboratories* foi elaborado especialmente para essa finalidade.

Este simulador consiste em um esqueleto humano envolto por uma borracha sintética, composta para ser tecido-equivalente com à faixa de energia utilizada na radioterapia (CARDOSO, 2012). Sua densidade é de 0,985 g/cm³ e número atômico efetivo de 7,30 ajustado num molde onde prevalece a relação normal com os contornos do corpo. Este fato permite ter uma melhor aproximação das diferentes interações das radiações ionizantes com os diferentes materiais que fazem parte do simulador. (VARELA MELÉNDEZ, 2007). Esse fantoma possui algumas heterogeneidades que simulam os pulmões e algumas cavidades elementares do corpo humano. O fantoma está dividido em 36 fatias axiais de 2,5 cm de espessura cada, numeradas de 0 a 35 em ordem crescente a partir da cabeça, conforme ilustra a Figura 8 (MORLOTTI, 2007).

Figura 8 - Fantoma Rando Alderson



Fonte: JURIK et al., 1996;

3. METODOLOGIA

O trabalho foi dividido em três etapas: (1) Aquisição de uma imagem da fluência de dose absorvida de um campo de verificação 10×10 cm² e imagens adquiridas para diferentes deslocamentos da mesa de tratamento. As imagens foram adquiridas na região da pelve, tórax e crânio de um simulador antropomórfico. (2) Aquisição da fluência de dose absorvida de um tratamento de radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT) de mama e imagens adquiridas para diferentes deslocamentos do isocentro do plano de tratamento; (3) Aquisição de uma imagem da fluência de dose absorvida de um tratamento de arco volumétrico modulado e imagens adquiridas em diferentes deslocamentos da mesa de tratamento. O plano de tratamento de arco volumétrico modulado foi executado na região do tórax do simulador.

Todas as imagens com deslocamentos de mesa foram comparadas por análise *gamma* com as suas respectivas imagens de referência, conforme descrito em detalhes neste capítulo.

3.1 Campo de verificação 10×10 cm²

3.1.1 Planejamento da configuração geométrica do campo

O planejamento da configuração geométrica do campo foi realizado no sistema de planeamento Eclipse[®] versão 13.6 do fabricante *Varian Medical Systems*. Sobre imagens de tomografia do fantoma Alderson já existente no banco de dados do TPS, foi criado um novo curso de tratamento. Neste curso foi inserido um plano de tratamento composto por um campo de tamanho 10×10 cm² e ângulo de *gantry* 0°. Para esse plano foi prescrita uma dose de 0,5 Gy com energia de 6 MeV.

3.1.2 Aquisição das imagens de referência

O fantoma antropomórfico Alderson foi posicionado em decúbito dorsal sobre a mesa de tratamento de modo que a indicação luminosa do tamanho de campo incidisse sobre a pelve do fantoma. A mesa foi movimentada no sentido negativo do eixo vertical até que os *lasers* longitudinais da sala incidissem sobre a metade da distância anteroposterior do fantoma.

Os eixos lateral, vertical e longitudinal, correspondem as coordenadas cartesianas x, y e z, respectivamente. Os valores atribuídos a cada eixo foram ajustados de forma a obter números inteiros. O posicionamento do fantoma na mesa de tratamento e o sentido positivo dos eixos de deslocamento da mesa são apresentados pelas Figuras 9 e 10, respectivamente.



Figura 9 - Fantoma Alderson posicionado na mesa de tratamento do TrueBeam®

Fonte: A autora, 2018.



Figura 10 - Ilustração do sentido positivo dos eixos de deslocamento da mesa

Legenda: Deslocamento no sentido positivo do eixo a) lateral; b) vertical e c) longitudinal Fonte: A autora, 2018.

Após posicionar a mesa no isocentro de referência do tratamento da pelve o EPID foi exposto para a aquisição da imagem da fluência de dose absorvida e o plano de tratamento foi administrado.

A mesa de tratamento foi deslocada 28 cm no sentido negativo do eixo longitudinal de forma que a indicação luminosa do tamanho de campo incidisse sobre o tórax do fantoma. O plano foi administrado e a imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida. Em seguida foi aplicado um deslocamento de mesa de 34 cm no sentido negativo do eixo longitudinal e foi adquirida a imagem de referência da fluência de dose absorvida da região do crânio. As coordenadas da mesa das imagens de referência encontram-se no Quadro 1:

	Pelve	Tórax	Crânio
Lateral (cm)	0	0	0
Vertical (cm)	12	12	12
Longitudinal (cm)	158	130	96

Quadro 1 - Coordenadas de referência da mesa de tratamento

Fonte: A autora, 2018.

3.1.3 Aquisição das imagens com deslocamento simples

Nesta etapa as imagens foram adquiridas após aplicar deslocamentos da mesa em apenas um eixo de movimentação enquanto as coordenadas dos demais eixos eram mantidas constantes. As coordenadas da posição de referência da mesa de tratamento para cada região anatômica são mostradas no Quadro 1 da seção 3.1.2.

3.1.3.1 Região da pelve

Após posicionar a mesa de tratamento nas coordenadas de referência do campo da pelve foi aplicado um deslocamento de 1 mm no sentido positivo do eixo vertical. O plano de tratamento foi administrado e uma imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida. Também foram adquiridas imagens da fluência de dose absorvida para deslocamentos de. 2 mm e 3 mm no sentido positivo do eixo vertical.

A mesa foi colocada na posição de referência da pelve e foi aplicado um deslocamento de 1 mm no sentido positivo do eixo lateral. O plano foi administrado e uma imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida. Em seguida foram adquiridas imagens da fluência de dose absorvida para deslocamentos de. 2 mm e 3 mm no sentido positivo do eixo lateral.

A partir da posição de referência da pelve foram adquiridas imagens da fluência de dose absorvida para deslocamentos de 1 mm, 2 mm e 3 mm no sentido positivo do eixo longitudinal totalizando nove imagens com deslocamentos de mesa na região da pelve.

3.1.3.2 Região do tórax

A mesa foi posicionada nas coordenadas de referência do tórax e foram adquiridas nove imagens da fluência de dose absorvida do campo de verificação 10×10 cm² após aplicar os mesmos deslocamentos da mesa de tratamento detalhados na seção 3.1.3.1.

3.1.3.3 Região do crânio

A mesa foi posicionada nas coordenadas de referência do crânio e foram adquiridas nove imagens da fluência de dose absorvida do campo de verificação 10×10 cm² após aplicar os mesmos deslocamentos da mesa de tratamento detalhados na seção 3.1.3.1.

3.1.4 <u>Aquisição das imagens com deslocamento múltiplo</u>

Nesta etapa uma imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida na região da pelve, tórax e crânio após aplicar um deslocamento de 3 mm no sentido positivo dos eixos lateral, vertical e longitudinal simultaneamente. Os deslocamentos foram realizados a partir da posição de referência de cada região anatômica. Três imagens foram adquiridas.

3.2 Plano de tratamento de radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT)

3.2.1 <u>Seleção do plano de tratamento</u>

Um dos tratamentos mais complexos em razão da movimentação das estruturas adjacentes ao volume alvo é o tratamento de mama, sendo assim este foi o caso clínico de radioterapia conformacional escolhido para este estudo. O plano tratamento administrado consistiu de um campo tangente com ângulo de *gantry* de 307°, ângulo de colimador de 17°, 63 MU e energia de 6 MeV, conforme ilustra a Figura 11.



Figura 11 - Ilustra o campo tangente administrado

Legenda: a) imagem axial do campo de tratamento b) visão do feixe (BEV, do inglês: *beam's eye view*) Fonte: A autora, 2018.

3.2.2 Aquisição da imagem de referência

A mesa de tratamento foi posicionada nas coordenadas de referência do campo de verificação 10×10 cm² da região do tórax, conforme apresentadas no Quadro 1 da seção 3.1.2. A partir das coordenadas de referência foi aplicada a mudança de isocentro de 2 cm, 1,7 cm e 2,7 cm no sentido negativo dos eixos lateral, vertical e longitudinal, respectivamente. Este isocentro foi dado como ponto de referência para os deslocamentos aplicados para a irradiação do plano de mama.

As coordenadas do isocentro de referência do plano de mama são 988; 10,3; e 127,3 correspondentes aos eixos lateral, vertical e longitudinal, respectivamente.

3.2.3 Aquisição das imagens com deslocamento do isocentro

A partir do isocentro de referência do plano de mama foram aplicados deslocamentos de -2 mm e +2 mm nos eixos lateral e vertical da mesa, respectivamente. Como resultado o isocentro do tratamento foi deslocado -3 mm para o sentido da superfície da mama do fantoma, conforme ilustra a Figura 12.

Figura 12:Ilustração do deslocamento do isocentro



Lengenda: o ponto ISO (linha verde) indica o isocentro de referência e o ponto ISO' (linha vermelha) indica a posição do isocentro após o deslocamento da mesa de tratamento no sentido negativo do eixo lateral e no sentido positivo do eixo vertical.
Fonte: A autora, 2018.

O plano de tratamento foi administrado e adquirida a imagem de dose transmitida. O sinal negativo do deslocamento do isocentro (-3 mm) significa que o sentido de movimentação do isocentro (anteroposterior) é oposto ao deslocamento da mesa de tratamento (póstero-anterior).

Em seguida o isocentro foi deslocado 6 mm no sentido póstero-anterior (deslocamento de 4 mm e -5 mm nos eixos lateral e vertical, respectivamente) em relação ao isocentro de referência do plano de mama. O tratamento foi administrado e uma imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida.

As imagens da fluência de dose absorvida foram adquiridas para os seguintes deslocamentos do isocentro a partir da posição de referência: -3 mm (-2 mm, 2 mm, 0); -14 mm (-10 mm, 10 mm, 0); -28 mm (-20 mm, 20 mm, 0); 6 mm (4 mm, -5 mm, 0); 14 mm (10 mm, -10 mm, 0) e 28 mm (20 mm, -20 mm, 0). As coordenadas cartesianas (x, y, z) representam os valores dos deslocamentos aplicados nos eixos lateral, vertical e longitudinal, respectivamente.

3.3 Terapia volumétrica modulada em arco

3.3.1 <u>Seleção do plano de tratamento e aquisição da imagem de referência</u>

O planejamento de arco volumétrico modulado foi escolhido de forma que o volume do PTV fosse o maior possível para que pudesse abranger toda a região do tórax. Diante disso foi escolhido um plano de tratamento de reto que incluía no PTV a região de comprometimento linfonodal. O plano de arco volumétrico modulado consistiu de um arco de 181°-179°, ângulo de colimador de 10°, dose de 2 Gy e energia de 6 MeV. O plano foi exportado para o sistema de gerenciamento Aria[®] e selecionada a função aquisição de imagem integrada. A visão do feixe (BEV, do inglês: *beam's eye view*) é ilustrada na Figura 13.





Fonte: A autora, 2018.

A mesa de tratamento foi posicionada nas coordenadas de referência do tratamento de tórax utilizado na irradiação do campo de verificação 10×10 cm², conforme as coordenadas apresentadas no Quadro 1 da seção 3.1.2. O plano de tratamento de arco volumétrico modulado foi administrado e a imagem de referência da fluência de dose absorvida integrada foi adquirida pelo EPID.

3.3.2 Aquisição das imagens com deslocamento simples

Nesta etapa as imagens da fluência de dose absorvida foram adquiridas após aplicar o deslocamento da mesa em apenas um eixo de movimentação enquanto as coordenadas dos demais eixos eram mantidas constante. Com a mesa nas coordenadas de referência do campo de tórax foram aplicados os deslocamentos descritos na seção 3.1.3 e as imagens da fluência de dose absorvida foram adquiridas.

3.3.3 <u>Aquisição das imagens com deslocamento múltiplo</u>

Nesta etapa foi aplicado um deslocamento de 3 mm no sentido positivo dos eixos lateral, vertical e longitudinal simultaneamente em relação a posição de referência do tórax, conforme apresentado no Quadro 1 da seção 3.1.2. O plano de arco volumétrico modulado foi administrado e uma imagem da fluência de dose absorvida foi adquirida.

3.4 Análise das imagens

O *software* utilizado na análise dos dados foi o Eclipse[®] versão 13.6 com a licença para *Portal Dosimetry* (PD). Ao executar o plano de tratamento sobre o EPID é gerada uma imagem da fluência de dose absorvida.

No *software* de análise as imagens com deslocamento da mesa foram comparadas com a sua respectiva imagem de referência no modo *diference dose* do PD com normalização em dose absoluta.

Na função avaliação das imagens foram usados como critério de concordância 3% de variação de dose, distância para aceitação de 1 mm e valor de máximo *gamma* <3. A área de análise foi definida pela região correspondente a abertura do campo subtraída de 2 mm nas bordas do campo. Foram considerados aprovados todas as imagens que apresentaram pelo menos 95% dos *pixels* aprovados.

Para cada imagem foi avaliado: o percentual de *pixels* aprovados, o valor de máximo *gamma* ($\gamma_{máx}$) e a máxima diferença de dose (%) em relação a imagem de referência. Também foi avaliado o percentual de área γ >1,5. O valor de γ de 1,5 para uma diferença de dose de 3% e DTA de 1 mm poderia indicar uma diferença de dose de 4,5% em uma região de baixo gradiente de dose ou um DTA de quase 1,5 mm em região alto gradiente. Todas as avaliações foram realizadas em função da região anatômica e dos deslocamentos aplicados.

4. **RESULTADOS E DISCUSSÕES**

4.1 Campo de verificação 10 × 10 cm²

4.1.1 Imagem de referência

As imagens de referência obtidas nas regiões da pelve, tórax e crânio com a irradiação do campo 10×10 cm² são ilustradas na Figura 14. Observa-se nesta imagem as diferenças de atenuação entre as diferentes regiões anatômicas irradiadas e as colunas de ar entre as fatias do fantoma antropomórfico tornam-se evidentes.



Figura 14 - Imagens de referência para cada região anatômica

Legenda: imagem (a) pelve (b) tórax e (c) crânio Fonte: A autora, 2018.

4.1.2 Imagens com deslocamento simples e múltiplo

Nesta seção são apresentados os resultados da comparação das imagens obtidas nas regiões da pelve, tórax e crânio com deslocamentos da mesa no sentido positivo dos eixos lateral, vertical e longitudinal em relação a suas respectivas imagens de referência, conforme apresentadas na Figura 14 da seção anterior. Os resultados do índice de aprovação *gamma* (%) em função do deslocamento e da região anatômica são apresentados nos gráficos 1 e 2.



Gráfico 1 - Índice de aprovação gamma em função dos deslocamentos no eixo lateral da mesa

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 2 - Índice de aprovação *gamma* em função dos deslocamentos no eixo longitudinal da mesa



Fonte: A autora, 2018.

Observa-se nos gráficos 1 e 2 a variação da fluência de dose absorvida nas três regiões anatômicas em relação ao deslocamento quando a função *gamma* é aplicada. A análise das distribuições de dose absorvida obtidas na pelve do fantoma com deslocamento simples de 3 mm no eixo longitudinal e múltiplo de 3 mm foi de 92,1% e 90,3% respectivamente. Estes resultados indicam reprovação das imagens de acordo com o critério de percentual de área *gamma* <95%.

Quanto aos campos administrados na região do tórax o índice de aprovação *gamma* foi de 92,3% e 81% para deslocamento realizados no sentido positivo do eixo lateral para deslocamentos de 2 mm e 3 mm, respectivamente. Para estes valores de deslocamentos no eixo longitudinal o índice *gamma* foi de 91,0% e 85,0%, nesta ordem.

As imagens adquiridas na região do crânio também mostraram reprovação pelo índice *gamma* para todas as imagens obtidas com deslocamentos de 2 mm e 3 mm no sentido positivo dos eixos lateral (91,7% e 83,2%) e longitudinal (93,3% e 87,1%), respectivamente.

Para o deslocamento múltiplo na região do tórax e do crânio o índice *gamma* foi de 72,8% e 72,0%, respectivamente.

Considerando o campo de tratamento administrado, estes resultados indicam que deslocamentos do paciente a partir de 2 mm nas regiões do tórax e crânio seriam identificados pelo critério de aprovação gamma de 95%.

O valor de máxima *gamma* foi >3 para o deslocamento simples de 3 mm no sentido positivo do eixo longitudinal realizado na região do crânio e para os deslocamentos múltiplos de 3 mm nas regiões do crânio e do tórax, conforme apresentado nos gráficos 3, 4 e 5.



Gráfico 3 - Máximo gamma em função do deslocamento na região da pelve

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 4 - Máximo gamma em função do deslocamento na região do tórax



Fonte: A autora, 2018.



Gráfico 5 - Máximo gamma em função do deslocamento na região do crânio

Fonte: A autora, 2018.

Observa-se nos gráficos 3, 4 e 5 que os deslocamentos realizados no eixo vertical nas regiões da pelve, tórax e crânio não apresentaram valores de $\gamma \ge 1,5$.

O percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função dos deslocamentos aplicados nos eixos lateral e longitudinal e das regiões anatômicas, são apresentados nos gráficos 6 e 7, respectivamente.

Gráfico 6 – Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento aplicado no eixo lateral



Fonte: A autora, 2018.



Gráfico 7 - Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento aplicado no eixo longitudinal

Fonte: A autora, 2018.

Observa-se no gráfico 6 que os deslocamentos ≥ 2 mm no sentido positivo do eixo lateral nas regiões do tórax e crânio apresentaram percentual de área $\gamma \geq 1,5$. A região da pelve apresentou percentual de área $\gamma \geq 1,5$ apenas para o deslocamento de 3 mm neste eixo.

O deslocamento no eixo longitudinal só apresentou percentual de área $\gamma \ge 1,5$ para os deslocamentos ≥ 2 mm na região do crânio e para deslocamento de 3 mm na região do tórax. O campo múltiplo apresentou percentual de área $\gamma \ge 1,5$ de 2,6%, 13,0% e 15,4% para as regiões da pelve, tórax e crânio, respectivamente.

A máxima diferença de dose (%) foi avaliada em função do deslocamento para cada região anatômica, conforme apresentados nos gráficos 8, 9 e 10.



Gráfico 8 - Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região da pelve

Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 9 - Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região do tórax



Fonte: A autora, 2018.



Gráfico 10 - Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento na região do crânio

Fonte: A autora, 2018.

Observa-se nos gráficos 8,9 e 10 que para os deslocamentos realizados no eixo vertical os valores de máxima diferença de dose (CU) são sempre menores do que os valores obtidos para os deslocamentos realizados nos eixos lateral e longitudinal. Uma razão para isso é a pequena variação da distância fonte superfície (SSD) para deslocamentos da ordem de até 3 mm, conforme proposto neste estudo. Sabe-se que a distribuição de dose em profundidade (PDD) não varia significativamente para deslocamento da ordem de milímetros na região além do *build up*.

As Figuras 15, 16 e 17 apresentam as imagens das distribuições de dose com deslocamento de 3 mm no sentido positivo dos eixos x, y e z da mesa de tratamento, conforme a seção 3.1.4. Estas imagens foram obtidas nas regiões da pelve, tórax e crânio, respectivamente.



Figura 15 - Imagem da distribuição de dose na região da pelve

Legenda: a) Imagem da posição de referência b) Imagem da comparação entre a imagem de referência e a imagem depois do deslocamento de 3 mm e c) imagem depois do deslocamento de 3 mm simultâneo nos três eixos de coordenadas (X, Y e Z) Fonte: A autora, 2018.

Figura 16 - Imagem da distribuição de dose na região do tórax



Legenda: a) Imagem da posição de referência b) Imagem da comparação entre a imagem de referência e a imagem depois do deslocamento de 3 mm e c) imagem depois do deslocamento de 3 mm simultâneo nos três eixos de coordenadas (X, Y e Z)

Fonte: A autora, 2018.



Figura 17 - Imagem da distribuição de dose na região do crânio

Legenda: a) Imagem da posição de referência b) Imagem da comparação entre a imagem de referência e a imagem depois do deslocamento de 3 mm e c) imagem depois do deslocamento de 3mm simultâneo nos três eixos de coordenadas (X, Y e Z)

4.2 Plano de tratamento de radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT)

4.2.1 Imagem de referência

A imagem de referência obtida com a irradiação do campo tangente com ângulo de *gantry* de 307° do plano de mama é ilustrada na Figura 18. Observa-se nesta imagem as diferenças de atenuação entre as diferentes densidades que compõem o tórax do fantoma. A região de menor atenuação refere-se a região do campo que não incidiu sobre o fantoma.

Fonte: A autora, 2018.



Figura 18 - Imagem de referência do campo tangente de mama com angulação de 307º

Fonte: A autora, 2018.

4.2.2 Imagens com deslocamento do isocentro

Nesta seção são apresentados os resultados da comparação das imagens do tratamento de mama obtidas com deslocamentos do isocentro em relação a imagem de referência, conforme apresentada na Figura 18.

Os resultados do índice de aprovação *gamma* (%) em função do deslocamento do isocentro do tratamento conformado de mama realizados com ângulo de *gantry* de 307° são apresentados no gráfico 11. Observa-se que exceto o deslocamento de 3 mm no sentido negativo do eixo lateral e positivo do eixo vertical, coordenada (-2, 2,0), os demais deslocamentos de isocentro apresentaram índice de aprovação gamma <95%.



Gráfico 11 - Índice de aprovação gamma (%) em função do deslocamento do isocentro

Fonte: A autora, 2018.

Foi avaliada a relação entre a máxima *gamma* e a máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento do isocentro, conforme apresentado nos gráficos 12 e 13, respectivamente.

Gráfico 12 - Máxima gamma de dose absorvida em função do deslocamento do isocentro



Fonte: A autora, 2018.



Gráfico 13 - Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento do isocentro

Fonte: A autora, 2018.

O valor de máximo *gamma* foi >3 para todos os deslocamentos \leq -14,1 mm e \geq +14,1 mm. A máxima diferença de dose variou entre 6,2 % a 25,8% correspondentes ao menor e maior deslocamento do isocentro, respectivamente.

O percentual de área para $\gamma \ge 1,5$ para os deslocamentos do isocentro é apresentado no gráfico 14. O percentual de área para $\gamma \ge 1,5$ para os deslocamentos do isocentro de -14,1 mm e -28,3 mm, correspondente ao deslocamento da mesa no sentido negativo do eixo lateral e positivo do eixo vertical, foi de 5,4% e 15,6 %, respectivamente. Enquanto que para os deslocamentos de isocentro de 6 mm, 14,1 mm e 28,3 mm, correspondente ao deslocamento da mesa no sentido positivo do eixo lateral e negativo do eixo vertical, foi de 2,6%, 6,1% e 14,2%, respectivamente.



Gráfico 14 - Percentual de área $\gamma \ge 1,5$ em função do deslocamento do isocentro

Fonte: A autora, 2018.

4.3 Terapia volumétrica modulada em arco

4.3.1 Imagem de referência

A imagem de referência obtida na região do tórax é ilustrada na Figura 19.



Figura 19 - Imagem de referência do tratamento de arco volumétrico modulado

Fonte: A autora, 2018.

4.3.2 Imagens com deslocamento

Nesta seção são apresentados os resultados da comparação das imagens de distribuição de dose absorvida do plano de arco volumétrico modulado obtidas com deslocamentos da mesa no sentido positivo dos eixos lateral, vertical e longitudinal em relação a imagem de referência, conforme apresentada na Figura 19 da seção 4.3.1. Os campos administrados com a técnica de arco volumétrico modulado não apresentaram reprovação pelo índice *gamma*.

Nos gráficos 15 e 16, é apresentada a relação entre a variação do máximo *gamma* e máxima diferença de dose com relação ao deslocamento nos eixos lateral, vertical e longitudinal. Assim como os resultados obtidos para o campo de verificação 10×10 cm² apresentados na seção 4.1, a maior variação do máximo *gamma* e máxima diferença de dose para os campos administrados com a técnica de arco volumétrico modulada ocorreram para os deslocamentos aplicados no eixo longitudinal da mesa.

Gráfico 15 - Máximo gamma em função do deslocamento



Fonte: A autora, 2018.

Gráfico 16 - Máxima diferença de dose (%) em função do deslocamento



Fonte: A autora, 2018.

O valor da máxima *gamma* foi >1 apenas para os deslocamentos simples ≥ 1 mm realizados no eixo longitudinal da mesa, no entanto nenhuma das imagens apresentaram valores

de *gamma* máximo maior que três ($\gamma_{máx}>3$). Por mais que a máxima diferença de dose seja menor para o plano de arco volumétrico modulado observou-se que a variação da dose foi proporcional ao deslocamento de mesa realizado. O percentual de área $\gamma \ge 1,5$ foi de 0,1% e 0,3% para os deslocamentos de 2 mm e 3 mm, respectivamente. Para o deslocamento múltiplo o percentual de área foi de 0,4%. A Figura 20 ilustra a distribuição de dose do campo de tratamento de arco volumétrico modulada administrado na região do tórax.

Figura 20 - Distribuição de dose na região do tórax com deslocamento de 3 mm no eixo longitudinal



Legenda: a) Imagem da posição de referência b) Imagem da comparação entre a imagem de referência e a imagem depois do deslocamento de 3 mm e c) imagem depois do deslocamento de 3mm no sentido positivo de eixo longitudinal.
 Fonte: A autora, 2018.

Os menores valores de máxima diferença de dose para os campos de arco volumétrico modulado se deve a distribuição do erro da entrega da dose ao longo do arco. Desse modo a variação do posicionamento do paciente será muito mais relevante para a entrega da dose para os planejamentos de campos estáticos e quanto menor for o número de campos.

A imagem da fluência de dose absorvida obtida para o plano de arco volumétrico é composta pela contribuição do feixe nos diferentes ângulos de *gantry*, chamada de imagem integrada devido a todos os campos serem incorporadas em uma única imagem. A desvantagem deste método, conforme Podesta e seus colaborados é que a superposição dos campos pode mascarar os erros da entrega da dose (PODESTA *et al.*, 2014). Conforme apresentado pela AAPM TG 218, a análise da distribuição de dose campo a campo é mais rigorosa porque é

altamente modulada e pequenas diferenças na dose e a sua localização podem causar grandes diferenças na análise dos resultados (MIFTEN *et al.*, 2018).

Embora os critérios de aprovação / reprovação sejam selecionados antes do cálculo a revisão dos resultados da análise *gamma* deve ser considerada (MIFTEN *et al.*, 2018). Frequentemente o percentual de pixel aprovados determina o desfecho clínico do plano avaliado. No entanto, por mais rigoroso que sejam os critérios de aceitação, o percentual do índice *gamma* fornece apenas a quantidade de pontos aprovado, mas não dá nenhuma informação acerca do quanto foi a diferença de dose, a distância dos pontos que não foram aprovados e onde se encontram esses pontos (região de baixa dose ou região de alto gradiente). Conforme Miften *et al* (2018) o usuário deve observar a porcentagem de pontos que falharam, mas também fazer uma análise do valor de máximo *gamma*. Usar diferentes critérios de aceitação pode ajudar o usuário a compreender as fontes de discrepâncias e seus impactos.

As maiores variações ocorreram quando a mesa foi deslocada nos eixos longitudinal e lateral, sendo que a máxima diferenças de dose (%) foi registrada para os deslocamentos realizados no eixo longitudinal. Para um fantoma homogêneo e plano a diferença entre a máxima diferença de dose (%) devido aos deslocamentos nos eixos lateral e longitudinal não é esperado tendo em vista que o feixe incidirá em um meio idêntico ao anterior. No entanto, assim com um corpo humano, o fantoma utilizado possui curvaturas e não é homogêneo. Além disso o fantoma é constituído de seguimentos provocando colunas de ar entre suas fatias.

Quando o fantoma é deslocado no eixo lateral da mesa a dose absorvida não é afetada pela coluna de ar tendo em vista que o deslocamento é paralelo a ela, no entanto os deslocamentos no eixo longitudinal da mesa são perpendiculares as colunas de ar. Dessa forma quando um deslocamento é aplicado a região do feixe que antes incidia na coluna de ar passa a incidir sobre uma fatia do fantoma e vice-versa, conforme pode ser visto nas Figuras 21 e 22:



Figura 21 - Ilustração do deslocamento da mesa no sentido positivo do eixo longitudinal

Legenda: a) Imagem do fantoma na posição de referência; b) Imagem do fantoma após um deslocamento no sentido positivo do eixo longitudinal da mesa.

Nota: A linha pontilha branca indica uma região de referência do fantoma, enquanto a linha vermelha indica o prolongamento da linha branca na imagem do lado oposto após o deslocamento do fantoma. Fonte: A autora, 2018.





Legenda: a) Imagem do fantoma na posição de referência; b) Imagem do fantoma após um deslocamento no sentido negativo do eixo lateral da mesa.

Nota: A linha pontilha branca indica uma região de referência do fantoma, enquanto a linha vermelha indica o prolongamento da linha branca na imagem do lado oposto após o deslocamento do fantoma. Fonte: A autora, 2018.

Tendo em vista a maior presença de diferentes densidades nas regiões do tórax e do crânio, estas foram as regiões anatômica que mais apresentaram diferenças quando as imagens adquiridas com deslocamentos foram comparadas com a imagem de referência.

CONCLUSÃO

O estudo demonstra que é possível detectar a diferença do posicionamento e da geometria do paciente durante o tratamento por meio da imagem da fluência de dose absorvida obtida pelo dispositivo eletrônico de imagem portal. A máxima diferença de dose e o máximo *gamma* se deve essencialmente as variações de densidade a qual o feixe está incidindo.

As maiores variações em relação a imagem de referência para o campo de verificação 10×10 cm² ocorreram na região do tórax considerando o percentual de área *gamma* > 1,5, correspondente a uma diferença de dose de 4,5% em uma região de baixo gradiente de dose ou um DTA de quase 1,5 mm em região alto gradiente.

A variação do posicionamento no eixo longitudinal foi o que mais impactou na diferença de dose entregue em todas as regiões anatômicas para o campo de verificação 10×10 cm². Este padrão se repetiu ao realizar o tratamento de um plano conformado e outro de arco volumétrico modulado na região do tórax. Entretanto, cabe ressaltar que a estrutura do fantoma utilizado pode ter beneficiado essas diferenças em relação aos deslocamentos realizados no eixo lateral. Isso pode ser verificado quando se compara o percentual de área *gamma* > 1,5.

Apesar do tratamento com a técnica de radioterapia volumétrica modulada tenha apresentado menor discrepância do índice de aprovação *gamma* a diferença entre as imagens pode ser verificada tanto pela variação do máximo *gamma* quanto pela máxima diferença de dose quando a imagem obtida com deslocamento foi comparada com as imagens de referência.

Propõe-se para trabalhos futuros realizar a validação do posicionamento da mesa e do EPID por meio de teste de garantia da qualidade e avaliar a distribuição da fluência ao longo do tratamento de alguns pacientes e relacionar com as correções de posicionamento adquiridas pela imagem kV.

A imagem do primeiro dia de tratamento quando médico e físico estão presentes para a liberação do tratamento poderia ser considerada uma imagem de referência para comparação com as frações posteriores. Espera-se com esse estudo elaborar uma metodologia de previsão de diferença de dose a partir dos valores de correção do posicionamento pelo sistema de imagem kV e avaliar os possíveis impactos da variação de dose entregue ao longo do tratamento.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, C. E. *Bases Físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT*. 1. ed. São Paulo: Editora Científica, 2006.

AMARAL, L.L. Desenvolvimento de uma metodologia de avaliação dosimétrica de transmissão, usando filmes radiocrômicos em tratamentos radioterápicos. 2014. 112 f. Tese (Doutorado em ciências). Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

PAPANIKOLAOU N. et al. *Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams*: Report of Task Group nº 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. New York: American Institute of Physics for the AAPM; 2004. 142 p. Relatório técnico.

BATTISTA, J. J.; SHARPE, M. B. True three-dimensional dose computations for megavoltage x-ray therapy: a role for the superposition principle. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, v. 15, n. 4, p. 159-178, Dec 1992.

BERRY, S. L. et al. Implementation of EPID transit dosimetry based on a through-air dosimetry algorithm. *Medical physics*, v. 39, n. 1, p. 87-98, Jan 2012.

Brosed S. A.; Lizuain, A. M.C. *Fundamentos* de *Física Médica*: Radioterapia Externa - Bases Físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. 1 ed. Espanha: Sociedad Española de Física Médica SEFM, 2012

CAMPOS, L. T. *Controle de qualidade de planejamentos de tratamentos radioterapêuticos com feixes de elétrons*. 2010. 136 f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear). Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010.

CARDOSO, M. A. C. *Estudo da distribuição de dose em tratamentos por radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocrômico*. 2012. 69 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Nuclear). Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2012.

CHEN, W.Z.; XIAO, Y.; LI, J. Impact of dose calculation algorithm on radiation therapy. *World journal of radiology*, v. 6, n. 11, p. 874–880, Nov 2014.

DE MARTIN, E. et al. Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: the importance and use of the γ histograms statistical analysis. *Radiotherapy and Oncology*, v. 85, n. 3, p. 399-406, Dec 2007.

FIELDING, A. L.; EVANS, P. M.; CLARK, C. H. Verification of patient position and delivery of IMRT by electronic portal imaging. *Radiotherapy and oncology*, v. 73, n. 3, p. 339-347, Dec 2004.

FUANGROD, T. et al. A method for evaluating treatment quality using in vivo EPID dosimetry and statistical process control in radiation therapy. *International journal of health care quality assurance*, v. 30, n. 2, p. 90-102, Mar 2017.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Image Acquisition System 3. Reference Guide, Varian Medical Systems Inc., Jun 2013

JURIK, A. G.; JENSEN, L. C.; HANSEN, J. Radiation dose by spiral CT and conventional tomography of the sternoclavicular joints and the manubrium sterni. *Skeletal radiology*, v. 25, n. 5, p. 467-470, Jul 1996.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. 4 th ed. USA: Kindle Edition, 2011.

KLEIN, E. E. et al. *Quality assurance of medical accelerators*: Report of Task Group n° 142 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. New York: American Institute of Physics for the AAPM; 2009. 15 p. Relatório técnico.

LOW, D. A. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, v. 25, n. 5, p. 656-661, May 1998.

LOW, D. A. et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical physics*, v. 38, n. 3, p. 1313-1338, Mar 2011.

MAH, K.; VAN DYK, J. On the impact of tissue inhomogeneity corrections in clinical thoracic radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 21, n. 5, p. 1257-1267, Oct 1991.

MANS, A. et al. Catching errors with in vivo EPID dosimetry. *Medical physics*, v. 37, n. 6 Part2, p. 2638-2644, Jun 2010.

MANS, A. et al. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiotherapy and oncology*, v. 94, n. 2, p. 181-187, Feb 2010.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. 1 ed. New York: Taylor e Francis Group, 2007.

MENON, G. V.; SLOBODA, R. S. Quality assurance measurements of a-Si EPID performance. *Medical Dosimetry*, v. 29, n. 1, p. 11-17, Sep 2004.

MHATRE, V. et al. Dosimetric Comparison of a-Si 1200 and a-Si 1000 Electronic Portal Imager for Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J Nucl Med Radiat Ther*, v. 9, n. 354, p. 2, Feb 2018.

MIFTEN, M. et al. *Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA*: Report of Task Group nº 218 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. New York: American Institute of Physics for the AAPM; 2018. 78 p. Relatório técnico

MORLOTTI, M. S. Verificação de tratamentos radioterápicos diversos com dosimetria termoluminescente. 2007. 153 f. Dissertação (Mestrado em Física). Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

MUÑOZ ARANGO, E. T. Integración de las curvas DER (densidad electrónica relativa) al proceso de verificación dosimétrica de un planificador de tratamientos 3D-conformados para radioterapia. 2009. 99 f. Dissertação (Mestrado em Física Médica). Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, Mendoza, 2009.

PARENT, L. et al. Monte Carlo modelling of a-Si EPID response: The effect of spectral variations with field size and position. *Medical physics*, v. 33, n. 12, p. 4527-4540, Dec 2006.

PODESTA, M. et al. Measured vs simulated portal images for low MU fields on three accelerator types: possible consequences for 2D portal dosimetry. *Medical physics*, v. 39, n. 12, p. 7470-7479, Dec 2012.

PODESTA, M. et al. Time dependent pre-treatment EPID dosimetry for standard and FFF VMAT. *Physics in Medicine & Biology*, v. 59, n. 16, p. 4749, Aug 2014.

SANTOS, G. R. *Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão*. 2015. 152 f. Tese (Doutorado em Ciências). Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015.

SIEBERS, J. V. et al. Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images. *Medical physics*, v. 31, n. 7, p. 2135-2146, Jul 2004.

SILVEIRA, T. B.; LIMA, M. B.; DA ROSA, L. A. R. Comparação entre Dispositivos Eletrônicos de Imagens Portais e matriz de câmaras de ionização para garantia da qualidade de radioterapia de intensidade modulada. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 6, n. 2, p. 25-28, 2012.

SLOSAREK, K. et al. EPID in vivo dosimetry in RapidArc technique. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, v. 15, n. 1, p. 8-14, Jan 2010.

SUKUMAR, P. et al. A study on dosimetric properties of electronic portal imaging device and its use as a quality assurance tool in Volumetric Modulated Arc Therapy. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, v. 16, n. 6, p. 248-255, Aug 2011.

TAUHATA, L. et al. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.10 ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2014.

VAN ELMPT, W. et al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*, v. 88, n. 3, p. 289-309, Sep 2008.

VARELA MELÉNDEZ, P. A. *Estudo da dose no músculo cardíaco devido à radioterapia do câncer da mama esquerda*. 2007. 173 p. Dissertação (Mestrado em Física Médica) Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

WÅHLIN, E. *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device*. 2006. Tese (Doutorado em Física de Radiaciones). Facultad de Ciencias, Universidad de Estocolmo, Estocolmo, 2006.

YOON, J. et al. A Monte Carlo calculation model of electronic portal imaging device for transit dosimetry through heterogeneous media. *Medical physics*, v. 43, n. 5, p. 2242-2250, May 2016.