

Teste de Winston-Lutz: Uma análise quantitativa Winston-Lutz Test: A quantitative analysis

Aline Garcia Pereira¹, Dorival Menegaz Nandi², Crystian Wilian Chagas Saraiva³

¹Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

²Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, Brasil.

³Hospital do Coração, São Paulo, Brasil.

Resumo

OBJETIVO Descrever um método de análise quantitativa para o teste de *Winston-Lutz*. **MATERIAIS E MÉTODOS** A pesquisa é qualitativa do tipo exploratória. Teve como materiais: *portal film*; ferramentas do teste de *Winston-Lutz* e *software OmniPro*. As coordenadas foram obtidas por 5 diferentes técnicos utilizando 16 *portal film*. Posteriormente verificou-se a medida do desvio entre os isocentros de radiação e mecânico. **RESULTADOS** Dentre os resultados obtidos foram identificadas duas combinações com valores de desvio maiores que 1 mm. Além disso, quando comparado o método desenvolvido com método estudado anteriormente, observou-se que os dados obtidos são muito próximos, tendo como desvio percentual máximo de 32,5%, o que evidencia a eficiência do método na redução da dependência com o executor. **CONCLUSÃO** Os resultados demonstraram que o método é reproduzível e prático o que se constitui em um dos fatores fundamentais para a sua aplicação.

Palavras-chave: radioterapia; controle de qualidade; *Winston-Lutz*.

Abstract

OBJECTIVE Describe a method of quantitative analysis for the *Winston-Lutz* test. **MATERIALS AND METHODS** The research is a qualitative exploratory study. The materials used were: *portal film*; *Winston-Lutz* test tools and *OmniPro* software. Sixteen *portal films* were used as samples and were analyzed by five different technicians to measure the deviation between the radiation isocenters and mechanic. **RESULTS** Among the results were identified two combinations with offset values greater than 1 mm. In addition, when compared the method developed with the previously studied, it was observed that the data obtained are very close, with the maximum percentage deviation of 32.5%, which demonstrates its efficacy in reducing dependence on the performer. **CONCLUSION** The results show that the method is reproducible and practical, which constitutes one of the fundamental factors for its implementation.

Keywords: radiotherapy; quality control; *Winston-Lutz*.

1. Introdução

A Radioterapia Estereotáxica (RTE) e a Radiocirurgia Estereotáxica (RCE) são procedimentos que possuem sistemas de imobilização referenciados por um sistema de coordenadas estereotáxicas¹ delimitada por marcadores fiduciais, pelo qual é definido o volume a ser obtido com a imagem tomográfica. O sistema de coordenadas permite identificar através do software de planejamento, as coordenadas de qualquer ponto contido dentro do volume de aquisição, incluindo o isocentro de tratamento.

Para realizar o tratamento, é necessário o uso correto do sistema de imobilização² com precisão entre o isocentro de radiação e isocentro mecânico do equipamento utilizado³. Tais medidas possuem um limite de tolerância, de acordo com o *Task Group 142*⁴ é de 1 milímetro. A RDC nº 20, de 20 de fevereiro de 2006⁵, da Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA, estabelece no item 5.5.14 a proibição da realização de RCE em equipamentos que possuam isocentro de rotação do *gantry* e isocentro de rotação da mesa com

tolerância de raio maior que 1mm. Uma das maneiras de se verificar a precisão do isocentro é executando testes de Controle de Qualidade⁶, como o Teste de *Winston-Lutz* (WL)⁷.

Na unidade de radioterapia do Centro de Pesquisas Oncológicas em Santa Catarina (CEPON), Brasil, o teste de *Winston-Lutz*, é realizado utilizando os seguintes equipamentos: *Winston-Lutz Pointer*, *Couchmount*, *Film Holder* e *Collimator Mount*, além de um filme radiográfico específico para exposições a feixes de fótons de alta energia⁸⁻⁹. Embora esses equipamentos possibilitem reproduzir de forma sistemática o *setup* para execução desse teste, o alinhamento, posicionamento e localização do *Winston-Lutz Pointer*, são etapas que dependem de uma análise ótica humana.

Considerando que a análise do teste de *Winston-Lutz* no setor é realizada de forma qualitativa, que os procedimentos de RCE e RTE precisam de grande acurácia, e que o desvio dos isocentros é um parâmetro que requer atenção especial, justifica-se assim, a criação de um

método para uma análise quantitativa do teste de *Winston-Lutz (WL)*⁹.

O objetivo deste artigo é descrever um método de análise quantitativa desenvolvido para avaliar quantitativamente o desvio entre os isocentros mecânico da mesa e *gantry* e de radiação. Tal pesquisa foi desenvolvida a partir da pesquisa do trabalho de conclusão de curso (TCC)⁹ em Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Santa Catarina.

2. Materiais e Métodos

A pesquisa desenvolvida é quantitativa do tipo exploratória, tendo como objeto de estudo, a análise quantitativa do Teste de *Winston-Lutz* e estudos sobre Controle de Qualidade em RCE e RTE. Além disso, foi realizada pesquisa em bibliografias sobre o tema, protocolos e artigos científicos.

Ela foi realizada na Unidade de Radioterapia do Complexo Oncológico do CEPON, durante o período de fevereiro a junho de 2010. Esta Unidade possui uma infra-estrutura apropriada para tratamentos radioterápicos de alta complexidade, dentre eles, a RCE e RTE, sendo o teste de *WL*, uma etapa obrigatória para a realização dos mesmos.

Os materiais utilizados foram: Acelerador Linear de Partículas, modelo Clinac 600 C/D do fabricante *Varian Medical Systems* com feixe de fótons com energia nominal igual a 6 MV; *micro-Multileaf Collimator*, colimador de múltiplas lâminas, modelo *m₃* do fabricante *BrainLAB*¹⁰; *Couchmount*, acessório que possui sistemas mecânicos que permitem realizar com precisão o alinhamento, posicionamento e localização do *Winston-Lutz Pointer* e os acessórios de imobilização para tratamentos; *Winston-Lutz Pointer*, acessório com característica de uma ponteira, com uma esfera de tungstênio com diâmetro 5 mm, localizada em sua extremidade; *Film Holder*: suporte para o filme radiográfico; Filme Radiográfico, modelo X-OMAT específico para exposições com alta energia, do fabricante *Kodak*; *Scanner*, modelo VXR 16 do fabricante *Vidar System Corporation*; Densitômetro *Wellhofer Scanditronix GMBH*; e *software*, modelo *OmniPro-I'mRT*, versão 1.6 c, do fabricante *IBA Dosimetry*.

As etapas do método desenvolvido serão apresentadas a seguir, e consistem em: *setup*, irradiação, digitalização da imagem, análise no software, aplicação de fórmulas matemáticas, e análise dos resultados.

2.1. Setup e Teste de *Winston-Lutz*

O *setup* (Figura 1) do teste de *Winston-Lutz* não apresenta muitas dificuldades, porém requer muita atenção no alinhamento, posicionamento e localização do *Winston-Lutz Pointer*.

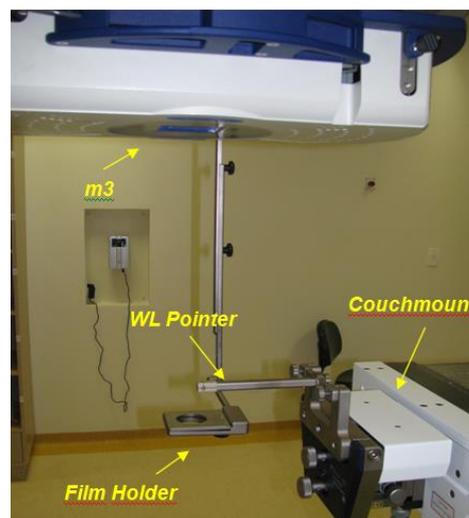


Figura 1. Setup do teste.

A montagem do *setup* é a parte inicial do teste de *WL*; logo após é realizada a exposição do filme, com diferentes combinações de posições de mesa, *gantry* e colimador.

Os parâmetros escolhidos para irradiação no teste foram:

- ❖ $1,0 \times 1,0 \text{ cm}^2$ = Tamanho de campo delimitado pelas lâminas do *m₃*, de acordo com as dimensões da esfera contida no *WL Pointer*, a penumbra das lâminas e as regiões de análise no *portal film* (figura 2).
- ❖ $1,5 \times 1,5 \text{ cm}^2$ = Tamanho de campo delimitado pelos colimadores secundários do acelerador linear, *JAWS*, (Figura 2).
- ❖ 120 Unidades Monitoras = Tempo de exposição para cada combinação de mesa e *gantry*.
- ❖ 400 UM/min = Taxa de dose utilizada durante a exposição.
- ❖ Energia Nominal = 6 MV.

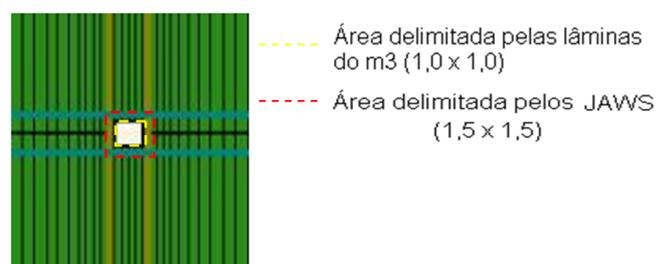


Figura 2. Áreas delimitadas pelos *JAWS* e pelas lâminas do *m₃*.

As combinações escolhidas de mesa e *gantry* (tabela 1) foram aquelas identificadas no setor como sendo as mais críticas em análise qualitativa e no trabalho desenvolvido por Silva⁸. A posição do colimador foi considerada igual a zero em todas as posições.

2.2. Digitalização do *Portal Film* e Método de Análise

O *Portal Film* obtido no teste de *WL* foi digitalizado no formato *DICOM*, e posteriormente modificado para formato *Tif*, afim de que pudesse

ser analisado no software *OmniPro-1mRT*. Posteriormente, foi necessário inserir no software de análise, *OmniPro*, uma curva de calibração de densidade ótica, cujos valores de referência foram considerados em diferentes áreas do *Portal Film* (Figura 3). A escolha desses pontos se deu em função das áreas de interesse para análise.

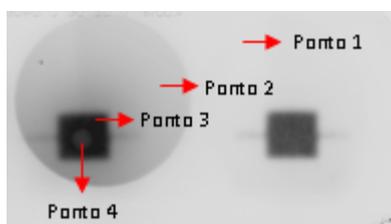


Figura 3. Portal film para curva de calibração.

Na figura 3, considera-se:

- ❖ Ponto 1 = Parte do filme não irradiada.
- ❖ Ponto 2 = Parte do filme irradiada com radiação espalhada do *Film Holder*.
- ❖ Ponto 3 = Campo do WL (1 cm x 1 cm) irradiado.
- ❖ Ponto 4 = Região de projeção da esfera do *WL Pointer*.

Na etapa de aquisição da imagem, o ponto correspondente à projeção do isocentro de radiação do acelerador linear no plano do filme, foi determinado como o centro geométrico do quadrado delimitado pelas lâminas do m_3 . Tal ponto foi denominado Ponto O, cujas coordenadas são X e Y iguais a zero.

O plano cartesiano com origem no Ponto O (Figura 4) foi utilizado para identificar as coordenadas de qualquer ponto pertencente ao plano do filme. Para identificar este ponto utilizou-se a mesma metodologia empregada para encontrar o Ponto A projeção do isocentro mecânico sobre esse plano.

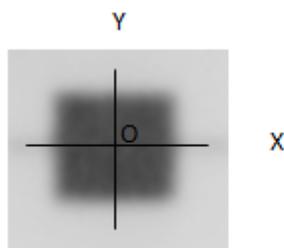


Figura 4. Plano cartesiano.

Desta forma, a etapa seguinte utilizada neste método, foi estabelecer uma região (Região de Interesse - ROI) cuja área tenha dimensão menor que o campo de exposição e maior que o círculo, mostrados em cada *Portal Film*. Essa dimensão foi estabelecida, de acordo com perfil do sinal de densidade ótica nas direções X e Y, para possibilitar a alteração no *Range* do *Grayscale*, dentro da região de interesse. Os sinais de mínimo e máximo identificados dentro dessa região foram obtidos através de um histograma de sinais. Assim, o novo *range* do *grayscale* assumirá os seguintes valores: mínimo do *grayscale* igual ao

sinal mínimo; e máximo do *grayscale* igual ao sinal máximo.

A imagem inicial sem a mudança no *range* do *grayscale* pode ser visualizada na Figura 5a, e a Imagem com o *range* alterado é visto na Figura 5b.

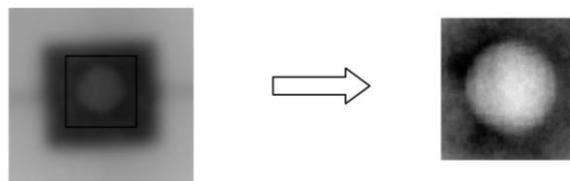


Figura 5. a - Range Normal. b - Range do grayscale alterado.

Para a identificação do centro da circunferência (ponto de alinhamento e localização do *WL Pointer* com os lasers), delimitou-se um novo ROI (Figura 6), com dimensões iguais ao diâmetro deste círculo, de modo a coincidir seus centros geométricos.

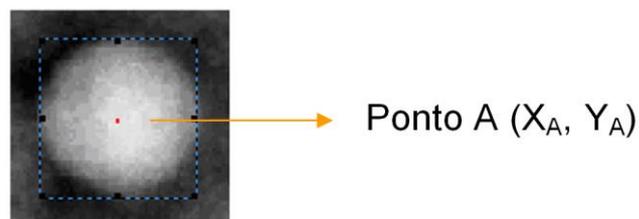


Figura 6. Representação do plano cartesiano e os pontos O e A.

Utilizando as coordenadas da origem e do centro da circunferência, é possível determinar o valor do segmento **OA**, o qual representa o desvio entre o isocentro de radiação e os isocentros mecânicos de mesa e *gantry*. A Figura 7 mostra os pontos O e A no plano cartesiano.

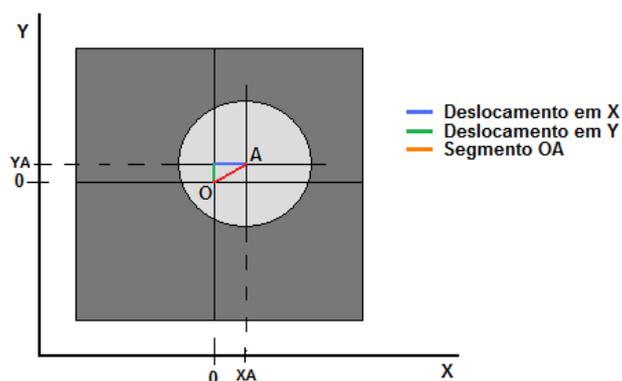


Figura 7. Representação dos pontos O e A.

Para verificar a reprodutibilidade do método utilizado, o tamanho do segmento OA , foi avaliado por 5 (cinco) Técnicos diferentes (profissionais do setor). Cada um avaliou os valores dos eixos x e y, para cada combinação de *gantry* e mesa. Posteriormente, o segmento OA foi calculado para cada valor encontrado pelos técnicos, e por fim foi obtido a média aritmética dos

valores, bem como o desvio padrão. Os valores estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1. Combinações de gantry e mesa de OA, \overline{OA} e δ .

Combinação	Gantry	Mesa	\overline{OA} (mm)	δ (mm)
1	0°	0°	0.168	0.067
2	30°	60°	0.548	0.036
3	310°	30°	0.540	0.061
4	125°	15°	1.100	0.097
5	100°	355°	0.704	0.017
6	300°	57°	0.216	0.113
7	270°	10°	0.400	0.063
8	210°	328°	0.994	0.120
9	200°	270°	1.058	0.025
10	30°	42°	0.668	0.143
11	80°	10°	0.920	0.034
12	280°	350°	0.952	0.145
13	330°	321°	0.752	0.053
14	315°	45°	0.450	0.118
15	90°	0°	0.834	0.136
16	270°	0°	0.930	0.043

O cálculo do valor médio, desvio padrão amostral aplicados às medidas do segmento OA foram (1) e (2), respectivamente.

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \tag{1}$$

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}} \tag{2}$$

Sendo:

$X = OA$ = valor do segmento OA

$\bar{X} = \overline{OA}$ = valor médio do segmento OA

$\sum_{i=1}^n X_i$ = somatório dos valores encontrados do segmento OA

n = número total de observações

δ = desvio padrão amostral

3. Resultados e Discussão

O tamanho do segmento OA foi obtido através do Teorema de Pitágoras [3] para cada combinação de mesa e gantry, sendo: $X_0 = Y_0 = 0$; $X_A = Y_A$ = coordenadas do Ponto A, no plano do filme.



[3]

Após os dados coletados, gerou-se a tabela 1, na qual estão os valores de \overline{OA} e δ encontrados pelos técnicos (1, 2, 3, 4 e 5).

Na Tabela 1 observa-se que as combinações que possuem menor desvio padrão amostral são as de número 2, 5, 9, 11, 13 e 16, ou seja, elas apresentam menor dispersão dos valores referentes ao segmento OA. Além disso, é possível verificar que algumas combinações, como a 4 e 9, ultrapassam os limites de tolerância estabelecidos para o desvio entre o isocentro de radiação e os isocentros mecânicos de mesa e gantry, definido como 1mm, *Task Group 142 Report*⁴.

A Figura 8, mostra na extremidade de cada raio, a combinação de gantry e mesa, e em suas linhas internas, o range de valores para o valor médio do segmento OA. Analisando a combinação 1, observa-se que os valores obtidos, pelos diferentes técnicos, encontram-se próximos ao centro do gráfico ($OA = 0 \Rightarrow$ caso ideal). As combinações 1, 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 11, 13 e 16, apresentam exatidão entre os valores do segmento, correspondendo a 75% das combinações avaliadas, assegurando uma reprodutibilidade do método.

Diante do exposto acima, a equipe técnica atribui à qualidade (resolução e análise da densidade ótica da imagem radiográfica) do *Portal Film* das combinações 6, 12, 14 e 15, a discrepância entre os valores.

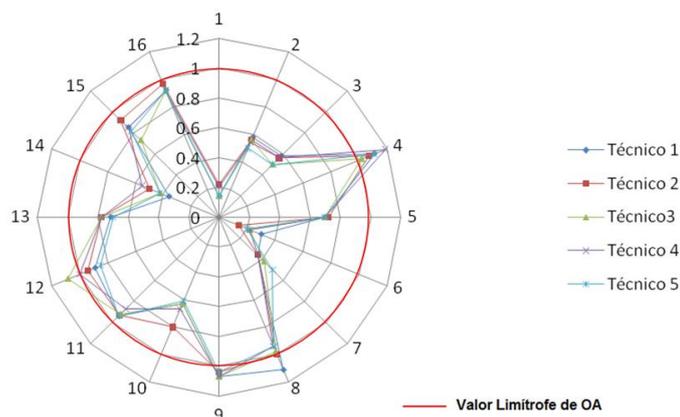


Figura 8. Valor do Segmento OA (Reprodutibilidade do Método e Exatidão entre os valores de OA).

A Figura 9 mostra uma comparação entre a média do valor do segmento OA, obtida pelos métodos utilizados em 2009⁸ e 2010⁹.

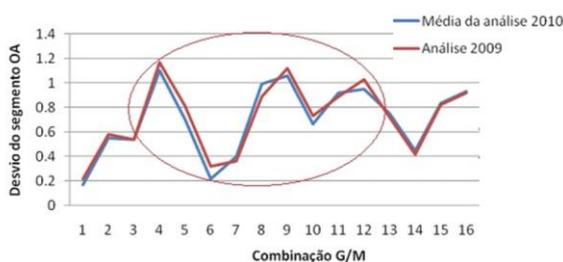


Figura 9. Comparação entre os valores obtidos em 2009 e a média dos valores obtidos em 2010.

Pode-se verificar na Figura 9 que os dados obtidos em ambas as análises quantitativas utilizadas, apresentam um desvio percentual [4] máximo de 32,5%, conforme visualizado na tabela 2, o que evidencia a eficiência do método na redução da dependência com o executor.



Tabela 2. Tabela com os valores obtidos e utilizados para comparação.

Combinação	Desvio do segmento OA		Desvio Percentual (%) $ \sigma $
	2010	2009	
1	0.168	0.22	23,63
2	0.548	0.58	5,51
3	0.54	0.54	0
4	1.1	1.17	5,98
5	0.704	0.81	13,08
6	0.216	0.32	32,5
7	0.4	0.36	11,11
8	0.994	0.89	11,68
9	1.06	1.12	5,35
10	0.668	0.73	8,49
11	0.92	0.89	3,37
12	0.952	1.03	7,57
13	0.752	0.72	4,44
14	0.45	0.42	7,14
15	0.834	0.82	1,70
16	0.93	0.92	1,08

A medida da acurácia do isocentro no acelerador linear é crítica, e necessária para o controle de qualidade na radioterapia. No estudo¹¹ publicado em 2015 foi desenvolvido um teste com diferentes faixas de energia, observou um desvio máximo de 1.39 mm, para a faixa de energia de 10 MV.

Em 2010 outros autores¹² desenvolveram um método computadorizado para quantificar a coincidência entre o *portal image* e os isocentros de radiação. Foi observado na pesquisa alguns desalinhamentos em alguns ângulos, os quais foram atribuídos a dispersão espacial de centros de campo de radiação individual.

Nagafuchi, et al.¹³, apresenta método de análise automatizado dos resultados do teste de WL, através do uso de placas de fósforo fotoestimuladas e radiografia digital. No seu método proposto, é realizado análise automatizada e um modelo baseado em coeficiente de correlação cruzada, obtendo média de erro absoluto de até 0.222mm.

Du, Gao, Wang e Kudchadker¹⁴, em sua pesquisa, mensuraram o decaimento do gantry, e verificaram que a maior medida de desvio era de 0,7-1mm. Os autores descrevem a compensação da MLC em relação ao decaimento do gantry, e salienta que sua precisão mecânica é um item que deve ser avaliado, principalmente quando se trata de procedimentos esterotáticos.

Du e Gao¹⁵ mediram a oscilação do centro do campo de radiação durante a movimentação do gantry e do colimador, observando que havia oscilação com diferentes valores de posição do gantry. Porém, esse valor pode ser reduzido modificando a posição do colimador. Em outra pesquisa, Du, Johnson, Jiang e Kudchadker¹⁶, estudam a precisão do gantry e os ângulos da colimação com o teste de WL; os autores observaram desvios de 0, 8mm. Foi observado que quando os ângulos do gantry e da colimação eram opostos, o valor de desvio do isocentro diminuía, o que pode ser justificado pelo efeito da gravidade.

4. Conclusões

O método desenvolvido para avaliar quantitativamente o desvio entre o isocentro de radiação e o isocentro mecânico de mesa e gantry possibilitou verificar a reprodutibilidade, a praticidade e a redução da dependência do executor para a análise dos dados, permitindo assim ser utilizado na rotina de um Serviço de Radioterapia.

Um importante item na aplicabilidade do método é a qualidade do filme pós-processamento, pois a acurácia da análise está associada à resolução e densidade ótica da imagem radiográfica.

Com relação as combinações que obtiveram valor (segmento OA) além do permitido, é recomendado que seja realizado novos testes, a fim de se averiguar se o valor é sistemático. Em caso afirmativo, a sugestão é solicitar ao fabricante o ajuste mecânico do aparelho; porém, se o erro persistir, os profissionais devem optar por evitar a combinação para planejamento de tratamento.

Como sugestões para estudos futuros estão: desenvolver um método de análise quantitativa de calibração para o laser, bem como fazer pesquisas sobre a implementação de outros testes de controle de qualidade no setor de radioterapia.

Agradecimentos

Ao CEPON que permitiu a realização da pesquisa no setor, bem como toda equipe de profissionais; em especial os físicos Dilson Moreira e Daniel S. Felipe.

Referências

1. Souza C. N. de, Monti C. R. Dosimetria dos cones radiocirúrgicos Radionics de diâmetros de 5 mm a 50 mm para um feixe de 6 MV de um acelerador linear Mevatron MD digital. *Radiol Bras* [Internet]. 2001 Abr [citado 2015 Maio 15]; 34(2): 95-100. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842001000200008&lng=pt.
2. Grimm J., Grimm S., Das I., Zhu Y, Yei I., Xue J., Simpson L., Jacob D., Sarkar A. A quality assurance method with submillimeter accuracy for stereotactic linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2010; 12 (1). DOI 10.1120/jacmp.v12i1.3365.
3. Denton T, Shields L. Howe J., Spalding A. Quantifying isocenter measurements to establish clinically meaningful thresholds. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2015; 16(2). DOI 10.1120/jacmp.v16i2.5183.
4. Klein EE, Hanley J Bayouth J, et al. Task Group 142 Report: Quality Assurance of Medical Accelerators. *Med. Phys.* 2009; 36(9): 4197-4212.
5. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – Anvisa. RDC Nº 20, de 02 de fevereiro de 2006 Regulamento Técnico: Funcionamento de Serviços de Radioterapia. Brasília, DF: Diário Oficial da União, 06 de fevereiro de 2006.
6. World Health Organization. Quality Assurance in Radiotherapy. Geneva: WHO 1988.
7. Lutz W, Winston KR, Maleki N, A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1988; 14(2):373-81.
8. Silva ACB. Análise quantitativa do teste Winston Lutz utilizado em radioterapia por estereotaxia, com o software Omnipro-ImRT 1.6c. [Trabalho de Conclusão de Curso]. Florianópolis, SC: Instituto Federal de Santa Catarina; 2009.
9. Pereira, AG. Determinação e Implementação de um método de análise quantitativa do Teste de *Winston-Lutz* [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação Tecnologia em Radiologia]. Florianópolis, SC: Instituto Federal de Santa Catarina; 2010.
10. BrainLab. BrainLAB AG. RT/RS. Stereotactic Hardware. User Guide. Germany, 2006. 102 p.
11. Zhang, Y., Ding, K., Cowan, G., Tryggestad, E., Armour, E., & Wang, K. K. H. Alignment of multiradiation isocenters for megavoltage photon beam. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2015; 16(6).
12. Du, W., Yang, J., Luo, D., & Martel, M. A simple method to quantify the coincidence between portal image graticules and radiation field centers or radiation isocenter. *Medical physics*, 2010; 37 (5), 2256-2263.
13. Nagafuchi, K., Kawata, H., Nashiki, K., Ohkura, S., Hayashida, K., Kawahara, T., et al. Development of an automated method for analysis of Winston-Lutz test results using digital radiography and photostimulable storage phosphor. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi*, 2013; 69 (11), 1266-1273.
14. Du, W., Gao, S., Wang, X., & Kudchadker, R. J. Quantifying the gantry sag on linear accelerators and introducing an MLC-based compensation strategy. *Medical physics*, 2012; 39 (4), 2156-2162.
15. Du, W., & Gao, S. Measuring the wobble of radiation field centers during gantry rotation and collimator movement on a linear accelerator. *Medical physics*, 2011; 38 (8), 4575-4578.
16. Du, W., Johnson, J. L., Jiang, W., & Kudchadker, R. J. On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston-Lutz tests. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2016; 17 (1).

Contato:

Dorival Menegaz Nandi
 Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis,
 Brasil.
 E-mail: dnandi@gmail.com