

Detecção Automática do Teste de Winston-Lutz em Filmes Radiocrômicos

Automatic Winston Lutz Test Detection in Radiocromic Films

Guilherme Giacomini¹, Victor Augusto Bertotti Ribeiro²¹Faculdade de Medicina FMUSP/Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil²Serviço de Radioterapia, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Resumo

Radiocirurgia estereotáxica é uma técnica altamente precisa para entrega de altas doses em um pequeno volume alvo utilizando alto gradiente de dose, exigindo, desta maneira, alta precisão submilimétrica na localização e entrega de dose. Para garantir exatidão requerida, recomenda-se a verificação do alinhamento do eixo de rotação do gantry, mesa e colimador, realizada através do teste de Winston-Lutz (WL). O teste de WL realizado através de filmes é tradicionalmente analisado visualmente, mostrando-se com variabilidade inter e intra-observador. Tal limitação pode ser evitada através da digitalização dos filmes e uso de software para análise. Uma vez que o uso de filmes em programas de garantia da qualidade para radiocirurgia ainda é uma realidade comum em muitos centros de radioterapia, o objetivo deste estudo foi desenvolver um algoritmo para análise do teste de WL realizado com filme de forma tridimensional, objetiva e reproduzível. Pela análise dos resultados, o algoritmo desenvolvido conseguiu detectar com precisão o deslocamento obtido a partir do teste de WL utilizando filmes radiocrômicos de forma tridimensional, mostrando forte potencial para ser utilizado clinicamente. Sua implementação possibilita redução da subjetividade e variabilidade da análise devido à automatização do processo, possibilitando criação automática de relatórios para o programa de garantia de qualidade em radiocirurgias.

Palavras-chave: garantia da qualidade; radiocirurgia; teste de Winston-Lutz; filme radiocrômico

Abstract

Stereotactic radiosurgery is an accurate technique for high dose delivery in small target volume using a high dose gradient, thus requiring submillimetric precision in the localization and dose delivery. It is recommended to check axis of rotation alignment of the gantry, table and collimator using the Winston-Lutz test (WL). The WL test performed through films is traditionally visually analyzed, showing inter- and intra-observer variability, which can be avoided by scanning the films and using software for analysis. Since the use of films in quality assurance programs for radiosurgery is a common reality in many radiotherapy centers, the objective of this study was to develop an algorithm for the WL film test, allowing a three-dimensional, objective and reproducible analysis. By the analysis of the results, the algorithm was able to detect accurately the displacement obtained from the WL test using radiocromic films in a three-dimensional way, showing strong potential to be used clinically. Its implementation makes it possible to reduce the subjectivity and variability of the analysis due to the process automation, allowing automatic reports creation for the quality assurance program in radiosurgery.

Keywords: quality assurance; radiosurgery; Winston-Lutz test; radiochromic film

1. Introdução

Radiocirurgia estereotáxica (SRS, *Stereotactic radiosurgery*) é uma técnica de radioterapia utilizada no tratamento de tumores cerebrais inacessíveis à cirurgia, bem como em leitos cirúrgicos após cirurgias com ressecção parcial. SRS também é utilizada nos tratamentos de doenças benignas como malformação arteriovenosa, e funcionais como a neuralgia do trigêmeo (1-3). SRS é uma técnica altamente precisa para entrega de altas doses em um pequeno volume alvo, utilizando alto gradiente de dose a fim de poupar tecidos sadios adjacentes⁴. Como toda a dose de prescrição de tratamento geralmente é administrada em uma única sessão durante o tratamento de SRS, exige-se alta precisão na localização e entrega de dose, necessitando de exatidão submilimétrica no posicionamento do paciente e na localização do alvo (1-6).

Para garantir exatidão requerida, recomenda-se que seja realizado um programa de garantia da qualidade (QA, *quality assurance*) multidisciplinar, abrangente e adaptado à realidade de cada serviço^{3, 6,7}. O programa de QA deve contemplar

necessariamente métodos para análises de riscos no fluxo, testes de QA pré-tratamento e de rotina. Antes de cada tratamento é recomendada a realização de verificação da posição do alvo, do sistema de lasers, e da coincidência entre o isocentro radioativo e o mecânico (4,6), incluindo verificação do alinhamento do eixo de rotação do gantry, mesa e colimador (1).

Este último requisito se torna de suma importância, uma vez que um dos fatores que podem levar a falta de precisão na entrega de dose em SRS é a exatidão na localização do isocentro do acelerador linear (AL). Isto pode acarretar em erros geométricos, com entrega de dose inadequada no tumor e/ou altas doses em tecidos normais adjacentes (1,4,8). Exatidão menor que 1,0 mm na localização do isocentro é geralmente necessária para tratamentos de SRS, sendo que qualquer desvio maior que a tolerância pode requerer ajustes no equipamento antes da realização do tratamento(1,4,6,9). Deve-se notar que os erros na entrega da dose de prescrição com SRS são

irreparáveis, uma vez que o tratamento é realizado em uma única ou poucas sessões (4).

A verificação do isocentro do AL é tradicionalmente realizada através do teste de Winston-Lutz (WL) (2,4): O procedimento testa a integridade mecânica da rotação do *gantry*, mesa e colimador, bem como a exatidão do alinhamento dos lasers usados no posicionamento do paciente. Assim, o teste de WL verifica o alinhamento de todo o sistema nas diversas possibilidades de movimento do equipamento (1,2,6,7,10,11). Este procedimento de verificação é capaz de detectar problemas imperceptíveis no AL, tais como o desalinhamento do colimador suplementar, mesa ou lasers, avaliando de forma integrada todos os aspectos de posicionamento e integridade mecânica subsequente à determinação das coordenadas alvo (1,2,4).

O teste de WL pode ser realizado através de filmes ou mais recentemente com imagens obtidas usando o dispositivo de imagem portal eletrônica (EPID, *electronic portal imaging device*) (1,7). A análise consiste em avaliar o deslocamento obtido para cada combinação de ângulo de *gantry*, colimador e mesa. Tradicionalmente, a análise do teste de WL com filme é realizada visualmente, determinando-se de forma não quantitativa a borda da esfera radiopaca em relação às bordas do campo radioativo. Para isto, normalmente é utilizado um tamanho de campo que seja 1,0 mm além do tamanho da esfera, permitindo assim estimar se a esfera está deslocada em relação ao campo dentro da tolerância aceita (1). No entanto, tal método de análise mostra-se subjetivo, com variabilidade inter e intra-observador, uma vez que os resultados são significativamente afetados pelo julgamento individual dos observadores que analisam o teste (1,4,8,12). Além disso, as medidas feitas em ângulos discretos não podem representar tridimensionalmente a situação do isocentro mecânico e radioativo de forma geométrica, comprometendo a eficiência do método (4,13). Tais limitações podem ser evitadas através da digitalização dos filmes e uso de software para análise.

Neste contexto, apesar da grande adesão à utilização dos EPIDs, o uso de filmes em programas de QA para SRS ainda é uma realidade comum em muitos centros de radioterapia (4). Desta forma, é de grande importância prática o desenvolvimento de ferramentas para realização do teste de WL baseado em filme de forma objetiva e reprodutível, reduzindo a subjetividade do processo. Com isso, a análise permite maior exatidão na determinação do isocentro do AL, gerando informação útil para assegurar a precisão necessária nos tratamentos de radiocirurgia.

O objetivo deste estudo foi desenvolver um algoritmo baseado em processamento de imagens para análise do teste de WL realizado com filme. Com isso, pretende-se fornecer de forma objetiva, precisa, robusta e automática a reconstrução

tridimensional das coordenadas do isocentro radioativo em relação ao isocentro mecânico.

2. Materiais e Métodos

2.1. Aquisição das imagens do Teste de Winston-Lutz

Para realização do teste, uma ponteira fixada a mesa de tratamento foi posicionada no isocentro mecânico do AL. A ponteira contém uma pequena esfera metálica de 5,0 mm de diâmetro que é alinhada ao isocentro utilizando os lasers da sala. Um filme radiocrômico posicionado perpendicularmente ao feixe é exposto com um tamanho de campo colimado suficientemente grande para detectar a posição da esfera metálica. Este procedimento é realizado para diferentes combinações de ângulos de *gantry* e mesa (1,2). Os raios centrais do feixe de radiação e da esfera radiopaca são identificados no filme, sendo que a distância entre estes representa um deslocamento entre os isocentros mecânico e radiativo do acelerador. O teste deve avaliar se os centros da esfera e do campo radioativo coincidem em todas as exposições, possibilitando concluir que todos os parâmetros envolvidos estão configurados e alinhados corretamente para o tratamento do alvo (2,7).

O teste de WL foi realizado como descrito por Lutz *et al.* (2), utilizando um kit de WL da BrainLAB® (BrainLAB®, Feldkirchen, Alemanha) e filmes radiocrômicos GAFChromic® EBT-3 (GAFChromic®, Ashland, EUA). Os filmes foram escaneados em modo de transmissão através de um scanner Epson® Expression 11000XL utilizando resolução de 600 dpi. O campo radioativo foi definido com tamanho de 1,2 x 1,2 cm² a partir de um colimador *micro-multileaf M3* (BrainLAB®, Feldkirchen, Alemanha), com penumbra 20-80% de 2,5 mm na profundidade de dose máxima. O tamanho de campo foi definido a fim de irradiar totalmente a esfera radiopaca com uma margem a fim de evitar regiões de penumbra no filme próximas à visualização da esfera. Estes dispositivos foram montados em um AL Varian® Clinac 6EX (Varian®, Palo Alto, EUA), provido de sistema de radioterapia guiada por imagem (IGRT, *Image-guided radiation therapy*) Exactrac® (BrainLAB®, Feldkirchen, Alemanha). As medidas foram realizadas no serviço de radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad – HCFMUSP).

O teste de WL foi realizado com quatro combinações de ângulos de *gantry*, conforme um padrão criado: ângulo de mesa 0° com ângulos de *gantry* 0°, 90°, 180° e 270°. O ângulo do colimador foi mantido em 90° devido à limitação da posição de montagem do suporte de filme no sistema *micro-multileaf*. A exposição foi feita com fótons de 6 MV, aplicando 999 unidades monitoras por projeção no filme.

2.2. Algoritmo para análise do teste de Winston-Lutz

O algoritmo para análise do teste de WL foi desenvolvido em ambiente Matlab® R2015a (Mathworks®, Natick, EUA). O algoritmo utilizou de um sistema híbrido de técnicas de processamento de imagens digitais. Este sistema foi desenvolvido baseando-se em técnicas robustas, porém com baixo custo computacional. As etapas do algoritmo são descritas a seguir (Figura 1-2):

1) Definição da região de interesse na imagem escaneada do filme radiocrômico (Figura 1A), para posterior análise pelo algoritmo. Esta consiste da única etapa manual do processo;

2) Definição de tamanho do pixel, a partir do *setup* de irradiação (distância fonte-filme) e resolução da imagem. Estes dados são inseridos previamente no algoritmo, e são passíveis de alteração em situações não padronizadas;

3) Aplicação da técnica de equalização de histograma. Tal técnica realça o contraste na imagem (Figura 1B). Isto permite melhor visualização dos limites do campo irradiado, mesmo em condições de alto ruído presentes nas imagens;

4) Aplicação da técnica de limiarização de Otsu, a fim de definir o campo de irradiação (Figura 1C). Esta técnica encontra de forma automática o limiar ótimo a fim de separar o objeto (campo irradiado) e o fundo (*background*) (14), possibilitando a correta segmentação da região de interesse em diferentes condições de contraste;

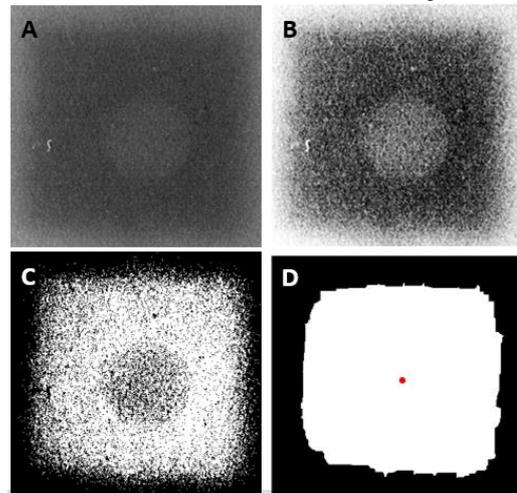
5) Aplicação de operadores morfológicos através de uma operação de abertura (erosão seguida de dilatação) para remover pequenas áreas, reduzindo automaticamente os pixels esparsos que são atribuíveis ao ruído de imagem. Esta técnica também auxiliou na definição das bordas do campo, através da suavização dos pixels. (Figura 1D) (15);

6) Definição do centro do campo radioativo, através do cálculo do centroide da imagem do campo representada de forma binária (Figura 1D). A definição do centro do campo baseado no centroide torna a etapa menos dependente da penumbra do campo;

7) Definição do centro da esfera radiopaca, através da técnica de fusão baseada em coeficiente de correlação. Nesta etapa o algoritmo carrega uma imagem padrão da esfera, e encontra o ponto de máximo coeficiente de correlação entre a imagem padrão e a imagem a ser analisada, avaliando todas as possibilidades possíveis (Figura 2A-C). Devido ao baixo contraste apresentado na imagem, métodos de segmentação baseados em limiarização tornam-se incapazes de detectar com precisão a posição da esfera;

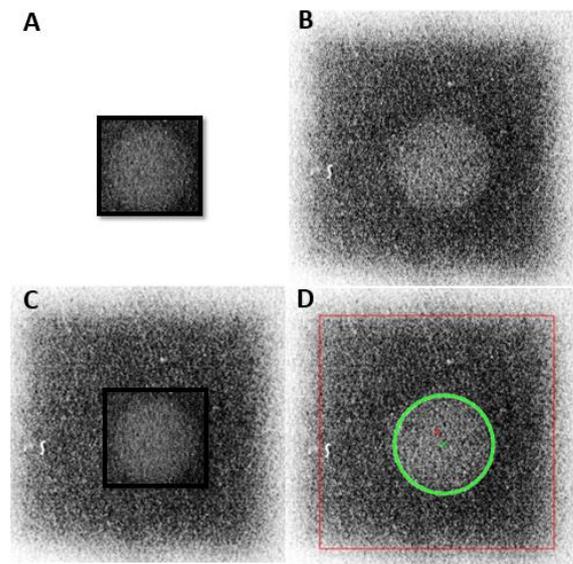
8) A partir da definição dos pontos referentes ao centro do campo e da esfera, define-se a distância euclidiana entre ambos (Figura 2D).

Figura 1 - Exemplo do funcionamento do algoritmo na detecção do campo radioativo. Imagem escaneada sem pós-processamento (B) Imagem após realce do contraste com equalização de histograma. (C) Detecção prévia do campo radioativo através da limiarização. (D) Aplicação da técnica de operadores morfológicos, auxiliando na definição das bordas do campo, ilustrando o centro do campo radioativo (ponto vermelho) através do cálculo do centroide da imagem.



Fonte: O autor (2019)

Figura 2 - Exemplo do funcionamento do algoritmo na detecção da esfera radiopaca. (A) Imagem da esfera padrão. (B) Imagem a ser analisada. (C) Imagem padrão após fusão baseada em coeficiente de correlação, representado a detecção da esfera. (D) Resultado da detecção do teste de Winston-Lutz. O quadrado vermelho e a circunferência verde representam a borda do campo radioativo e o limite da esfera, respectivamente. Os pontos no interior representam seus respectivos centroides.



Fonte: O autor (2019)

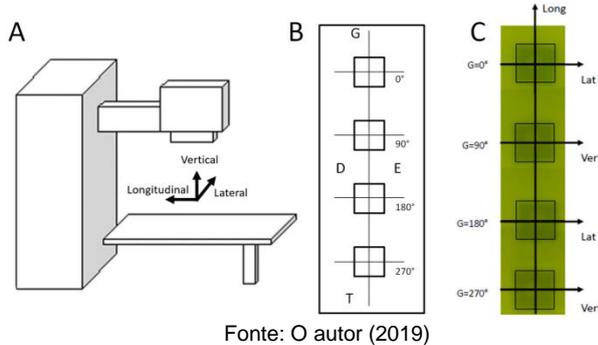
Como uma medida de segurança, após a análise realizada pelo algoritmo, o usuário deve concordar com o resultado apresentado, com liberdade para realizar alterações na detecção usando um método de inspeção visual das imagens.

2.3. Composição do deslocamento tridimensional

Uma vez que o algoritmo reconhece automaticamente a posição do centro da esfera e do campo radioativo em cada projeção de irradiação, este pode estabelecer o deslocamento

tridimensional do sistema. Para isto, o algoritmo define um sistema de coordenadas (Figura 3A), e baseado na informação do ângulo de *gantry* do campo de radiação, compõe os diferentes vetores oriundos de cada projeção(13,16), conforme ilustra a Figura 3B-C.

Figura 3 - (A) Sistema de coordenadas utilizado. (B) *Template* utilizado para padronização da irradiação, sendo G, T, D e E relativos, respectivamente, a posição do *Gun*, *Target*, Direita e Esquerda. (C) Representação do filme irradiado em relação ao sistema de coordenadas, ilustrando cada posição de *gantry* utilizada.



Fonte: O autor (2019)

Essa composição de vetores, usando como referência a posição do centro da esfera, gera um vetor com componentes vertical, lateral e longitudinal (12,13,17), conforme mostra as equações 1-3. Este vetor define a diferença entre o isocentro radioativo e mecânico do equipamento.

$$\Delta_{\text{vertical}} = (\text{Vert}_{G270^\circ} + \text{Vert}_{G90^\circ})/2 \quad (1)$$

$$\Delta_{\text{lateral}} = (\text{Lat}_{G0^\circ} + \text{Lat}_{G180^\circ})/2 \quad (2)$$

$$\Delta_{\text{longitudinal}} = (\text{Long}_{G0^\circ} + \text{Long}_{G90^\circ} + \text{Long}_{G180^\circ} + \text{Long}_{G270^\circ})/4 \quad (3)$$

2.4. Validação do algoritmo desenvolvido

Para validação do algoritmo desenvolvido, alguns testes foram realizados de forma a garantir a exatidão e robustez da ferramenta.

2.4.1. Exatidão na detecção

Foram realizadas 20 imagens do teste de WL em diferentes combinações de ângulo de *gantry* e mesa. Para as mesmas imagens, os deslocamentos obtidos através do algoritmo foram comparados aos valores médios obtidos manualmente, através da avaliação de três observadores experientes. Para tal, uma interface de usuário gráfica (GUI, *graphical user interface*) foi utilizada para definir manualmente as posições do centro da esfera e do campo radioativo. A interface permitia o janelamento de níveis de cinza, bem como o aumento da imagem para obter uma avaliação mais precisa. O valor de deslocamento definido pelos observadores foi então comparado ao valor obtido automaticamente pelo algoritmo desenvolvido através de análise de regressão linear, coeficiente de correlação de *Pearson* e estatística de Bland-Altman(18).

2.4.2. Repetitividade

A fim de avaliar a repetitividade do método, foi calculado o coeficiente de variação (CV), definido como o desvio padrão pela média. Para determinação do CV, cada imagem foi analisada 10 vezes pelo método desenvolvido, mantendo-se os parâmetros definidos no algoritmo. Esta etapa tem por objetivo avaliar a influência da etapa manual de definição da região de interesse no resultado final.

2.4.3. Aplicação de deslocamento conhecido

Como método de avaliação do vetor deslocamento tridimensional, foram criadas três situações com deslocamentos conhecidos na posição da esfera. Tais deslocamentos foram realizados a partir de movimentos translacionais da mesa. A fim de garantir o deslocamento aplicado, a posição da esfera foi acompanhada utilizando o modo de detecção da esfera radiopaca disponível no sistema de IGRT Exactrac® (17), através da realização de imagens de raios X. Tal procedimento garante precisão submilimétrica no acompanhamento dos deslocamentos aplicados à ponteira. Os valores de deslocamento tridimensional obtidos pelo algoritmo foram comparados aos valores intencionalmente aplicados.

2.5. Implementação na prática clínica

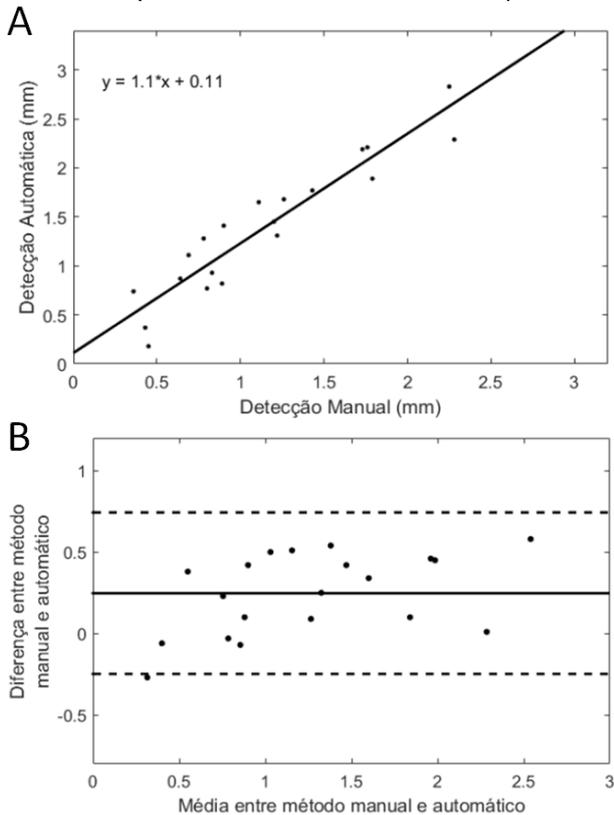
O algoritmo, após avaliação das imagens e obtenção dos resultados do teste de WL, gera automaticamente um relatório discriminando os deslocamentos encontrados em cada projeção, assim como o deslocamento tridimensional. Além da análise para diferentes ângulos de *gantry*, permite a avaliação bidimensional de outras combinações de ângulos de mesa, colimador e *gantry*. Este relatório facilita a implementação do algoritmo na prática clínica, podendo ser usado como registro do programa de QA.

3. Resultados

Para as 20 imagens realizadas, comparando-se o deslocamento obtido entre o algoritmo desenvolvido para detecção automática e o método manual, obteve-se uma diferença média de $0,29 \pm 0,19$ mm. A regressão linear (Figura 4A) entre ambos o método foi $y=1,11x+0,11$, com $R^2=0,88$. O coeficiente de correlação de *Pearson* entre ambos os métodos foi de 0,94. A estatística de Bland-Altman representando a diferença e a média entre ambos os métodos é apresentada na Figura 4B, apresentando viés de 0,25 mm, com intervalo de 95% de confiança variando entre -0,25 e 0,74 mm.

Com relação à repetitividade do método, o mesmo apresentou um CV médio de 3,7%, variando entre 1,5% e 5,0%, mostrando uma baixa dispersão dos resultados ao se manter as mesmas condições de medida.

Figura 4 - Comparação entre método automático e manual para detecção do teste de Winston-Lutz para 20 irradiações realizadas. (A) Regressão linear determinada por $y = 1,11x + 0,11$, com $R^2 = 0,88$. (B) Gráfico de Bland-Altman, onde a diferença refere-se ao método desenvolvido menos o padrão de referência (manual). A linha central corresponde ao valor médio das diferenças. As linhas tracejadas indicam o intervalo de 2 desvios padrões.



Fonte: O autor (2019)

Na avaliação da exatidão na obtenção do vetor deslocamento, os valores de cada decomposição (Vertical, lateral e longitudinal) e o valor composto 3D encontrados pelo algoritmo em relação ao deslocamento aplicado intencionalmente e verificado pelo software do Exactrac® são apresentados nas Tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1. Resultados bidimensionais do algoritmo desenvolvido ao reconhecer deslocamentos aplicados à esfera radiopaca, utilizando como referência o valor apresentado pelo software de reconhecimento do Exactrac®.

Posição Exactrac® (mm)			Posição Algoritmo Desenvolvido (mm)			Diferença Absoluta (mm)		
Vert	Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert	Lat	Long
0,0	0,0	1,0	0,0	-0,2	1,3	0,0	-0,2	0,3
-1,5	0,0	0,0	-1,8	0,0	0,2	-0,3	0,0	0,2
0,0	-0,8	-1,3	-0,1	-1,1	-1,5	-0,1	-0,3	-0,2

Fonte: O autor (2019)

Tabela 2. Resultados tridimensionais do algoritmo desenvolvido ao reconhecer deslocamentos aplicados à esfera radiopaca, utilizando como referência o valor apresentado pelo software de reconhecimento do Exactrac®.

Posição Exactrac® (mm)	Posição Algoritmo Desenvolvido (mm)	Diferença Absoluta (mm)
1	1,3	0,3
1,5	1,8	0,3
1,5	1,9	0,4

Fonte: O autor (2019)

Um exemplo do relatório gerado automaticamente a partir dos resultados do algoritmo desenvolvido é apresentado na Figura 5.

Figura 5 - Exemplo do relatório gerado automaticamente a partir dos resultados obtidos pelo algoritmo desenvolvido.

Deslocamentos 3D Encontrados (mm)

Resultados tridimensional, com decomposição do vetor no sistema de coordenadas x, y, z

Deslocamento_3D =

0.8650

Deslocamento_Longitudinal =

0.8550

Deslocamento_Lateral =

0.1125

Deslocamento_Vertical =

-0.0675

Published with MATLAB® R2015a

Fonte: O autor (2019)

4. Discussão

Desde sua publicação (2), o teste de WL baseado no uso de filmes tornou-se bastante popular. No entanto, tal teste apresenta todas as dificuldades relacionadas ao uso de filme propriamente dito. As principais limitações envolvidas incluem o custo dos filmes, ocupação de espaço físico e dificuldade de arquivamento (4). Além disso, não é possível modificar as propriedades das imagens do filme para ajustar o contraste. Adicionalmente, as imagens do filme não fornecem valores quantitativos quando se baseiam em avaliações visuais, o que os torna altamente dependentes das habilidades do observador. Tais problemas são minimizados pela digitalização dos filmes e uso de softwares para análise (4). Com advento da tecnologia, os EPIDs gradualmente substituíram os filmes e facilitaram o procedimento de teste de verificação do isocentro. Os EPIDs apresentam algumas vantagens sobre os filmes, como a capacidade de reutilização, geração de imagens digitais, facilidade de transferência de dados e arquivamento. A limitação do uso de EPIDs inclui algumas combinações de gantry e mesa onde as imagens não podem ser adquiridas (4). No entanto, mesmo com a adesão à utilização dos EPIDs, o uso de filmes em programas de QA para SRS ainda é uma realidade comum em muitos centros de radioterapia (4).

Um método matemático foi desenvolvido por Low *et al.* que utilizaram os erros posicionais do filme para oito ângulos de gantry e configurações da mesa para definir o deslocamento adequado para minimizar a distância entre o isocentro mecânico e radioativo, obtendo um erro da ordem de 0,1 mm Grimm *et al.* (19), desenvolveram um algoritmo para

reconstruir o centro da esfera do teste de WL em três dimensões a partir de imagens de filmes bidimensionais tiradas em certos ângulos de mesa e *gantry* combinadas com as imagens de câmeras digitais. A precisão do método foi relatada em torno de 0,25 mm na maioria dos casos (13).

Em outro estudo, sete irradiações de filme em diferentes ângulos de *gantry* e mesa foram usadas para determinar o desvio do feixe em relação ao alvo. Um modelo matemático foi aplicado para analisar os dados. A precisão do procedimento foi testada pela detecção das posições-alvo deslocadas manualmente. No entanto, o método proposto mostrou-se complexo e demorado (20).

Neste contexto, o método desenvolvido neste estudo apresentou precisão similar aos previamente desenvolvidos. Em contrapartida, apresenta maior facilidade para realização e análise, uma vez que é um método automático e objetivo. O método utiliza de técnicas simples e robustas de processamento de imagem, podendo ser facilmente adaptado para ser utilizado em diferentes condições, como outros sistemas de colimação, modelos do filme e *scanners*. Apesar de robusto, o método apresenta baixo custo computacional, podendo ser utilizado em computadores convencionais.

Desta forma, o método mostrou-se com maior potencial para ser aplicado clinicamente, facilitando o arquivamento e acompanhamento dos resultados, aprimorando de forma geral o programa de QA em SRS. Pela análise da Figura 4, observa-se uma boa concordância entre ambos os métodos (automático e manual). Pelas análises estatísticas, observa-se uma forte associação e uma baixa dispersão entre ambos os métodos. Este comportamento foi mantido para toda a variação de deslocamento avaliado, não variando o erro de quantificação com o aumento do valor de deslocamento. As diferenças encontradas foram suficientemente pequenas para se ter o mesmo nível de confiança nos resultados para ambos os métodos de avaliação. Além disto, o método se mostrou objetivo e livre de variações dependentes do usuário, uma vez que na avaliação da repetitividade os resultados se mantiveram praticamente constantes.

Além disso, o algoritmo mostrou-se capaz de quantificar com exatidão deslocamentos aplicados de forma tridimensional. O deslocamento total entre o isocentro radioativo e mecânico nas direções lateral, longitudinal e vertical foi calculado com base nas posições dos centros do campo de radiação em relação ao centro da esfera para algumas projeções de irradiação (*Gantry* a 0°, 90°, 180° e 270°) (12,13). Este resultado torna-se de extrema importância no momento da avaliação do teste, assim como pode fornecer um aviso antecipado sobre a deterioração do isocentro de radiação, indicando a necessidade da realização de ajustes no equipamento. Além disto, este resultado pode auxiliar no momento de calibração do sistema de lasers e sistemas de imagem auxiliares acoplados ao AL, tais como o Exactrac® e tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT, *cone beam computed tomography*).

5. Conclusões

O algoritmo desenvolvido consegue detectar com precisão o deslocamento obtido a partir do teste de WL utilizando filmes radiocrômicos de forma tridimensional, mostrando forte potencial para ser utilizado clinicamente. Sua implementação possibilitaria redução da subjetividade/variabilidade da análise devido à automatização e digitalização do processo, possibilitando criação automática de relatórios para o programa de QA em SRS.

Como trabalhos futuros, almeja-se adaptar o algoritmo a fim de realizar o teste de WL para outras formas de colimação, como por exemplo, serviços que utilizam cones para realização de SRS. Também se almeja adaptar o algoritmo a fim de realizar o teste em ALs equipados com EPID.

Agradecimentos

Agradecimentos ao Ministério da Saúde (SGTES) e ao Ministério da Educação (SESu) pelo apoio financeiro concedido durante o período de residência e a toda a equipe de Radioterapia do HCFMUSP pela colaboração com o trabalho.

Referências

1. Ravindran PB. A study of Winston-Lutz test on two different electronic portal imaging devices and with low energy imaging. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2016;39(3):677-85.
2. 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.
3. Rahimian J, Chen JC, Rao AA, Girvigian MR, Miller MJ, Greathouse HE. Geometrical accuracy of the Novalis stereotactic radiosurgery system for trigeminal neuralgia. *J Neurosurg*. 2004;101 Suppl 3:351-5.
4. Rowshanfarzad P, Sabet M, O'Connor DJ, Greer PB. Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;12(4):3645.
5. Takakura T, Mizowaki T, Nakata M, Yano S, Fujimoto T, Miyabe Y, et al. The geometric accuracy of frameless stereotactic radiosurgery using a 6D robotic couch system. *Phys Med Biol*. 2010;55(1):1-10.
6. Schell MC, Bova FJ, Larson DA, Leavitt DD. Stereotactic Radiosurgery Report of Task Group 42. *AAPM Report No 54*. 1995.
7. Geyer P, Blank H, Evers C, Leichtner T, Alheit H. Filmless evaluation of the mechanical accuracy of the isocenter in stereotactic radiotherapy. *Strahlenther Onkol*. 2007;183(2):76-80.
8. Du W, Yang J. A robust Hough transform algorithm for determining the radiation centers of circular and rectangular fields with subpixel accuracy. *Phys Med Biol*. 2009;54(3):555-67.
9. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36(9):4197-212.
10. Gao J, Liu X. Off-Isocenter Winston-Lutz Test for Stereotactic Radiosurgery/Stereotactic Body Radiotherapy. *International Journal of Medical Physics*. 2016;5:154-61.
11. Winey B, Sharp G, Bussiere M. A fast double template convolution isocenter evaluation algorithm with subpixel accuracy. *Med Phys*. 2011;38(1):223-7.

12. Chojnowski J, Gajewski R. An automatic method of the isocentre position verification for micromultileaf collimator based radiosurgery system. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2011;34(1):15-21.
13. Grimm J, Grimm SY, Das IJ, Zhu Y, Yeo I, Xue J, et al. A quality assurance method with submillimeter accuracy for stereotactic linear accelerators. *J Appl Clin Med Phys.* 2010;12(1):3365.
14. Zhang J, Hu J. Image Segmentation Based on 2D Otsu Method with Histogram Analysis. *International Conference on Computer Science and Software Engineering - IEEE.* 2008.
15. Giacomini G, Pavan ALM, Altemani JMC, Duarte SB, Fortaleza C, Miranda JRA, et al. Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus. *PLoS One.* 2018;13(1):e0190770.
16. Huang Y, Zhao B, Chetty IJ, Brown S, Gordon J, Wen N. Targeting Accuracy of Image-Guided Radiosurgery for Intracranial Lesions: A Comparison Across Multiple Linear Accelerator Platforms. *Technology in cancer research & treatment.* 2016;15(2):243-8.
17. Arp DT, Carl J. Exactrac X-ray and Beam Isocenters - What's the difference. *Med Phys.* 2012;39(3):1418-23.
18. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res.* 1999;8(2):135-60.
19. Low DA, Li Z, Drzymala RE. Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery. *Med Phys.* 1995;22(4):443-8.
20. Tsai JS. Analyses of Multi-irradiation Film for System Alignments in Stereotactic Radiotherapy (SRT) and Radiosurgery (SRS) *Phys Med Biol.* 1996;41(9):1597-620.

Contato:

Guilherme Giacomini
Faculdade de Medicina FMUSP/Universidade de São Paulo
Av. Dr. Arnaldo, 455 - Cerqueira César, Pacaembu - SP, 01246-903
E-mail: guigiacomini92@gmail.com