

Avaliação da precisão do sistema ExacTrac 6D® BrainLab do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

System Precision Assessment ExacTrac 6D® BrainLab of the Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP

Carlos E. B. Maistro¹; Marcos V. N. Nakandakari²; Victor A. B. Ribeiro²; Camila P. de Sales²; Laura N. Rodrigues²

¹Programa de Residência Multiprofissional em Física Médica, Faculdade de Medicina de São Paulo, São Paulo, Brasil.

²Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

Resumo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a exatidão e precisão do sistema ExacTrac 6D® Brainlab, instalado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, para tratamentos de radiocirurgia (*frameless*) utilizando máscara termoplástica para procedimentos estereotáxicos. Foram realizados quatro conjuntos de testes com diferentes finalidades: avaliar a precisão de localização através do sistema de infravermelho; avaliar a reprodutibilidade do algoritmo de fusão de imagem; avaliar o sistema de raios-X; e avaliar a precisão global do sistema através de um teste *end-to-end* utilizando objeto simulador craniano e máscara termoplástica. Verificou-se que o sistema de infravermelho apresentou um desvio máximo de localização de 0,5 mm e o sistema de raios-X uma precisão de 0,15 mm e 0,6°. A reprodutibilidade do algoritmo de fusão apresentou um desvio máximo de posicionamento inferior a 0,5 mm e 0,5° e a análise quantitativa dos resultados obtidos para o teste *end-to-end* indicaram um erro máximo global do sistema menor que 0,8 mm.

Palavras-chave: radioterapia, radiocirurgia estereotáxica, radioterapia guiada por imagem, posicionamento, incerteza.

Abstract

The goal of this study was to evaluate the precision of ExacTrac 6D® Brainlab system, installed at Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, in frameless radiosurgery treatments. Four sets of tests were performed for different purposes in order to assess the following parameters: the accuracy of location through infrared system; evaluation of the reproducibility of fusion algorithm; evaluation of the X-ray system; and the end-to-end test with the goal of assess the overall accuracy of the system. It was found that the infrared system showed a maximum deviation of 0.5 mm in terms of positioning and the X-ray system showed a precision of 0.15 mm and 0.6°. The reproducibility of fusion algorithms provided a maximum deviation in position which was less than 0.5 mm and 0.5° and the quantitative analysis of the results for end-to-end test showed an overall accuracy of the system better than 0.8 mm.

Keywords: radiotherapy, stereotactic radiosurgery, image-guided radiotherapy, patient's positioning, uncertainty.

1. Introdução

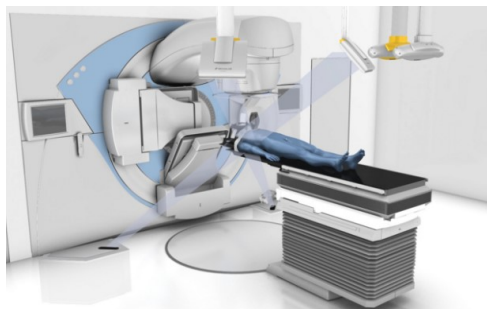
Avanços tecnológicos em sistemas de imagem têm possibilitado à radioterapia uma maior exatidão na identificação e localização do volume alvo, possibilitando a realização de tratamentos de alta precisão, como por exemplo, a radiocirurgia estereotáxica (SRS). A SRS consiste em uma ferramenta terapêutica importante no tratamento de tumores primários, metástases ou alterações funcionais cerebrais. Isto é possível através da administração de doses elevadas de radiação em uma única ou em poucas frações de tratamento. Por outro lado, esta redução no fracionamento exige uma precisão elevada tanto dos dispositivos de imobilização do paciente, quanto na localização do volume alvo¹.

Desta necessidade surgiram os sistemas para radioterapia de localização guiada por imagem, com o intuito de garantir a precisão requerida a

estes tratamentos, minimizando, desta forma, possíveis complicações nos tecidos sadios.

Este trabalho descreve os testes de comissionamento e controle da qualidade, realizados com o objetivo de avaliar a precisão e exatidão do sistema ExacTrac 6D® Brainlab, instalado com o acelerador linear 6EX (Varian®), do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, para a realização de tratamentos de radiocirurgia *frameless*.

O sistema ExacTrac 6D® Brainlab é composto de dois tubos de raios-X (kV), dois painéis detectores de silício amorfo de alta resolução e uma câmera de emissão e detecção de infravermelho (IV), como apresentado na Figura 1.

Figura 1: Sistema Exactrac²

O sistema de detecção por infravermelho é utilizado para pré localizar e guiar os deslocamentos realizados. As radiografias ortogonais realizadas, são comparadas às radiografias digitalmente reconstruídas (DRRs) geradas no sistema de planejamento, a partir da tomografia de simulação do paciente. Por meio desta comparação o sistema calcula e corrige as diferenças do posicionamento do paciente em seis direções; três translacionais: vertical, longitudinal e lateral e três rotacionais: *roll*, *pitch*, *yaw*. No final deste processo de localização, novas imagens são realizadas a fim de verificar e garantir a exatidão da localização.

2. Materiais e Métodos

Para a realização dos testes de verificação da precisão do sistema foram utilizados os seguintes dispositivos, mostrados na Figura 2:

- (A) Estrela: dispositivo fixado à mesa para guiar deslocamentos de pacientes simulados sem esferas. Como tal dispositivo não é indexado ao paciente, não é possível utilizá-lo para pré-localização.

- (B) Caixa estereotáxica (*array frameless*): possui um padrão de esferas conhecido pelo sistema, utilizado na pré-localização e correção de posicionamento de pacientes tratados com máscara;

- (C) *Phantom* do IV: objeto simulador de calibração do sistema de IV, utilizado diariamente, para a verificação da constância da calibração do sistema, tanto de IV quanto de raios-X, antes do início dos tratamentos;

- (D) e (E) Refletores de IV: esferas refletoras de IV (*body markers*), colocadas sobre paciente no momento da simulação, com um padrão que é reconhecido pelo sistema, utilizado na pré-localização bem como na correção de posicionamento de pacientes tratados sem máscara;

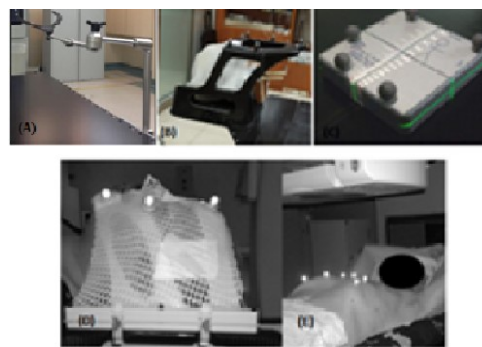


Figura 2: Dispositivos utilizados para a verificação da reprodutibilidade do deslocamento do sistema de IV. (A) Estrela; (B) caixa estereotáxica; (C) *Phantom* do IV; (D) e (E) Refletores de IV³.

A Figura 3 apresenta o sistema referencial utilizado para realização e apresentação dos resultados obtidos: eixo X_R representa deslocamento no sentido lateral, eixo Y_R representa deslocamento no sentido longitudinal e eixo Z_R representa deslocamento no sentido vertical.

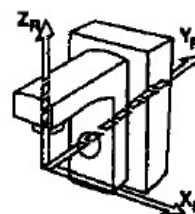


Figura 3: Referencial estabelecido para realização e análise dos resultados⁴.

Os experimentos realizados para avaliar a precisão do sistema Exactrac 6D® Brainlab foram divididos em quatro etapas descritas a seguir. Para cada teste foram realizadas três medidas, a fim de estimar a reprodutibilidade de cada componente do sistema.

1 – Avaliação do sistema de infravermelho

Foi realizada a verificação da precisão dos deslocamentos realizados, considerando o sistema de IV como sendo referência. Nesta etapa, foram realizados testes utilizando quatro dispositivos distintos: objeto simulador de calibração do sistema de IV, estrela, *body markers* e *array frameless*.

Realizaram-se deslocamentos nas direções translacionais de 5 mm utilizando-se papel milimetrado, e avaliou-se a capacidade do sistema de infravermelho reconhecer a distância deslocada utilizando-se todos os dispositivos de refletores disponíveis.

Além disso, nesta primeira etapa, foi verificada a capacidade do sistema de IV reconhecer diferentes padrões de esferas refletoras de infravermelho. Para isto, modificou-se a quantidade de esferas, a fim de avaliar o número mínimo de refletores necessários para o sistema reconhecer um padrão.

II – Avaliação do algoritmo de fusão

Verificar a reprodutibilidade do algoritmo de fusão de imagens utilizado pelo sistema. Nesta etapa foram realizados testes utilizando três objetos simuladores: ponteira de Winston-Lutz (WL) (A); pelve (B) e crânio (C) (Figura 4).

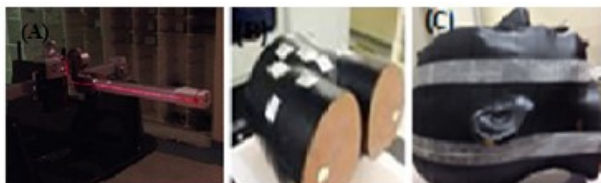


Figura 4: Objetos simuladores utilizados para a verificação da reprodutibilidade do algoritmo de fusão. (A) Ponteira WL; (B) Objeto simulador de pelve; (C) Objeto simulador de crânio.

O objeto simulador foi posicionado utilizando o sistema de infravermelho. Em seguida, foram realizados os raios-X de verificação e realizadas as correções indicadas pelo sistema. Uma vez feitas as devidas correções, foram realizados novos raios-X de verificação, e realizadas as fusões das imagens adquiridas, com os respectivos DRR, três vezes, para avaliar a flutuação das correções sugeridas pelo algoritmo de fusão. Também foi verificada a precisão do algoritmo de fusão quando utilizado a ferramenta de isocentro virtual. Esta ferramenta é utilizada em situações em que o isocentro real se encontra em uma região anatômica não rígida. Próxima a esta região se define outro ponto, denominado de isocentro virtual, em uma região anatômica rígida, com o objetivo de se obter uma maior precisão da localização do paciente.

III – Avaliação do sistema de raios-X

Verificou-se a capacidade do sistema de raios-X detectar deslocamentos translacionais e rotacionais. Utilizando-se a ponteira de WL e papel milimetrado, foram realizados deslocamentos de 5 mm em todas as direções. Em seguida, realizou-se a aquisição de imagens e verificou-se a capacidade de detecção do deslocamento realizado. Com o objeto simulador de pelve, foram realizadas rotações do ângulo de mesa a cada 15°, em um intervalo de 90° a 270°. Posteriormente, foi feita a aquisição de imagens e comparação com a imagem de DRR da tomografia de simulação para avaliar a capacidade do sistema em detectar erros rotacionais.

IV – Teste end-to-end utilizando objeto simulador crânio

Foi realizado teste *end-to-end* utilizando um objeto simulador de crânio contendo uma esfera radiopaca de 5 mm de diâmetro na região central do encéfalo. Para imobilização e localização do objeto simulador confeccionou-se uma máscara termoplástica, mesmo material utilizado em tratamentos.

Em seguida, realizou-se a aquisição de imagens tomográficas, com cortes de 1,25 mm, utilizando a caixa estereotáxica. As imagens foram importadas e localizadas utilizando o software iPlan 4.5.3.

Utilizando o *array* craniano, o objeto simulador foi pré-posicionado e realizou-se o primeiro par de raios-X (80 kV e 6 mAs).

Verificou-se a fusão e as respectivas correções foram aplicadas. Repetiram-se os raios-X até obter um erro de posicionamento inferior a 0,5 mm e 0,5°.

Utilizando o *micromultileaf* m3, foram irradiados filmes radiocrômicos para as seguintes posições de *gantry* e mesa: *gantry* 0° e 180°, com ângulos de mesa 0°, 30°, 60°, 90°, 270°, 300° e 330°; e *gantry* 90° e 270° com ângulo de mesa 0°. Em cada posição diferente de mesa o objeto simulador foi retirado do isocentro e corrigiu-se o posicionamento de modo que os limites ficassem dentro de 0,5 mm e 0,5°. Isso foi feito para verificar a correção do posicionamento com a mesa angulada.

3. Resultados

I – Avaliação do sistema de infravermelho

O desvio máximo entre os deslocamentos realizados e detectados pelo sistema de infravermelho, foi de 0,5 mm para esquerda, obtido utilizando-se o dispositivo estrela.

Considerando a metodologia empregada, que consistiram em realizar os deslocamentos utilizando papel milimetrado, os desvios encontrados estão dentro da imprecisão do sistema de medida.

Os resultados de todos os dispositivos são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Desvios máximos observados na verificação dos deslocamentos realizados e detectados pelo sistema de infravermelho, para diferentes objetos simuladores.

Dispositivos Avaliados	Desvio _{Máx}	Direção do Desvio Máx
Objeto simulador Calibração IV	0,4 mm	Direita/Esquerda
Estrela	0,5 mm	Esquerda
Body Markers	0,2 mm	Direita
Array Frameless	0,2 mm	Cranial

A Figura 5 apresenta um gráfico dos desvios médios detectados pelo IV para cada um dos dispositivos utilizados.

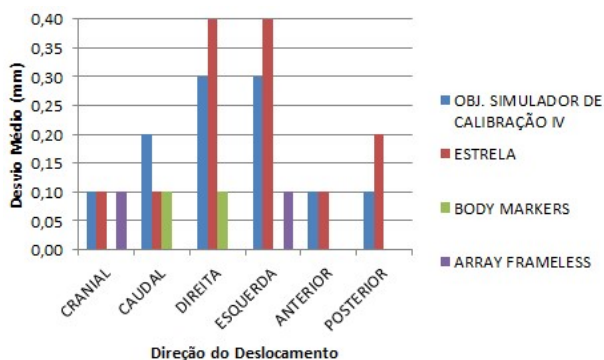


Figura 5: Gráfico dos desvios médios observados para os respectivos dispositivos analisados com deslocamentos verificados em todas as direções.

Quanto à capacidade do sistema de IV reconhecer diferentes padrões de refletores de IV, observou-se que o sistema não reconhece um padrão com um número inferior a quatro *body markers*, o que corrobora com o descrito no manual do fabricante⁵.

Foi verificado também que, uma vez que todos os refletores de IV estivessem deslocados, mas mantendo-se o padrão, o sistema de IV conseguiu reconhecer o padrão. Se apenas um *body marker* estiver deslocado em até 11 mm, o sistema de IV ainda consegue reconhecer este padrão. Este comportamento não mostrou nenhum comprometimento no posicionamento do objeto simulador, já que, após realização de raios-X, é possível corrigir qualquer alteração no posicionamento.

II – Avaliação do algoritmo de fusão

As variações observadas nas correções de translação e rotação indicadas pelo software, para os diferentes objetos simuladores, se encontram nas Tabelas 2 e 3. Dentre estes, o maior desvio observado ocorreu para a ponteira de WL, apresentando um desvio global de 0,5 mm.

Tabela 2: Variações observadas nas correções de translação indicadas, para diferentes objetos simuladores, utilizados na verificação da reprodutibilidade do algoritmo de fusão.

	Translação (mm)		
	VRT	LONG	LAT
Pelve	0,15 ± 0,11	0,23 ± 0,18	-0,11 ± 0,08
Crânio	0,05 ± 0,05	0,12 ± 0,15	-0,11 ± 0,04
Ponteira WL	-0,09 ± 0,01	0,49 ± 0,01	-0,03 ± 0,00
Isocentro Virtual	-0,5 ± 0,5	-0,2 ± 0,2	-0,2 ± 0,2

Tabela 3: Variações observadas nas correções de rotação indicadas, para diferentes objetos simuladores, utilizados na verificação da reprodutibilidade do algoritmo de fusão.

	Rotação (graus)		
	VRT	LONG	LAT
Pelve	-0,12 ± 0,05	0,07 ± 0,03	0,05 ± 0,12
Crânio	-0,47 ± 0,05	-0,12 ± 0,06	0,11 ± 0,09
Ponteira WL	-	-	-
Isocentro Virtual	0,1 ± 0,1	0,2 ± 0,4	0,4 ± 0,2

III – Avaliação do sistema de raios-X

Quanto à verificação da capacidade do sistema de raios-X detectar deslocamentos de translação e rotação, os desvios encontrados não foram superiores a 0,15 mm para a direita e 0,6° para o ângulo de mesa de 45°. Os resultados de detecção de translação e rotação estão nas Figuras 6 e 7 respectivamente.

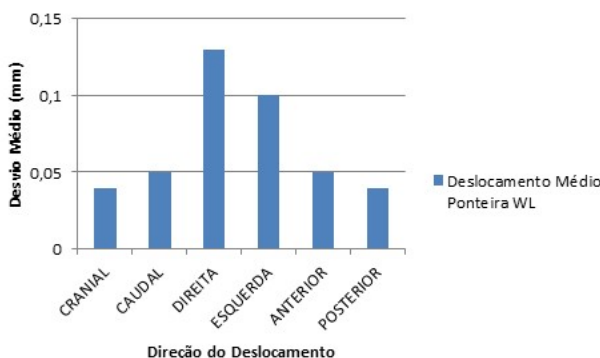


Figura 6: Desvio médio observado, para translações realizadas utilizando ponteira de WL.

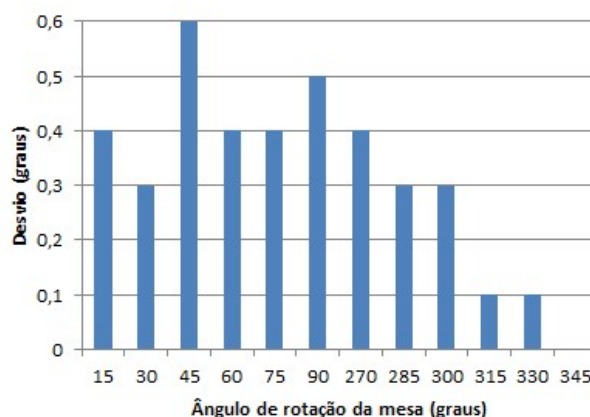


Figura 7: Desvios observados, para rotações realizadas utilizando objeto simulador pelve com *body markers*.

IV – Teste end-to-end utilizando objeto simulador crânio.

As Figuras 8, 9, 10 e 11 apresentam os resultados médios encontrados para o teste *end-to-end* realizado utilizando o objeto simulador craniano com filme radiocrômico, para os diferentes ângulos de *gantry* e mesa.

Os filmes foram analisados de maneira quantitativa, observando-se qual o sentido do deslocamento da esfera utilizada para simular o PTV, e atribuindo-se intervalos de desvio máximo entre 0-0,3 mm; 0,3-0,5 mm; 0,5-0,7 mm e 0,7-1,0 mm.

O filme foi analisado por dois observadores diferentes com o objetivo de se excluir um possível viés operador dependente.

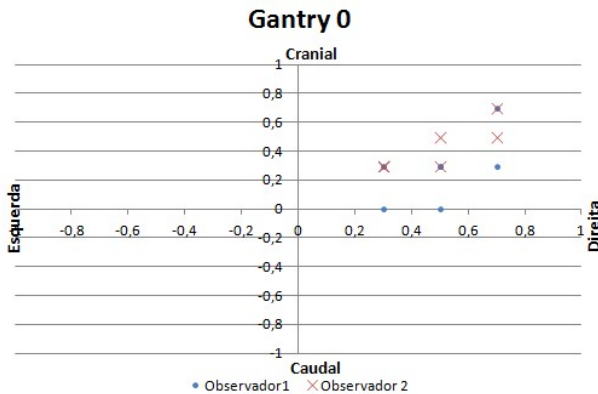


Figura 8: Desvios encontrados, para diferentes angulações de mesa, para ângulo de gantry 0.

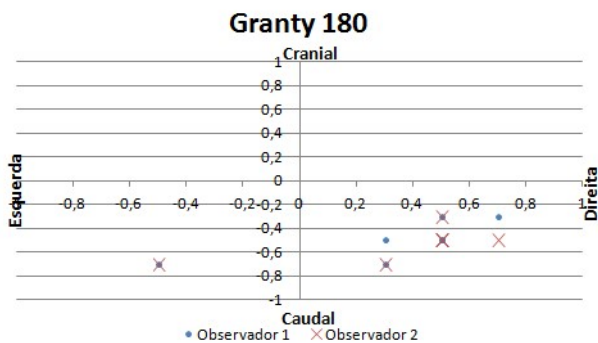


Figura 9: Desvios encontrados, para diferentes angulações de mesa, para ângulo de gantry 180.

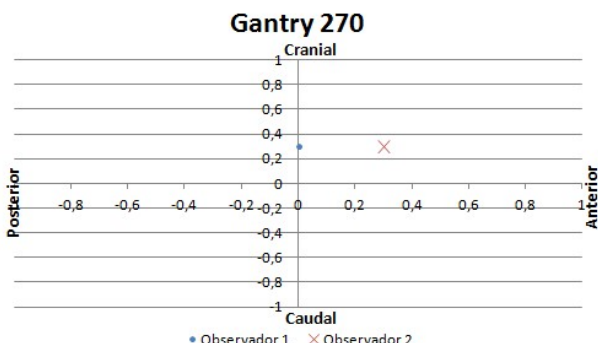


Figura 10: Desvios encontrados, para diferentes angulações de mesa, para ângulo de gantry 270.

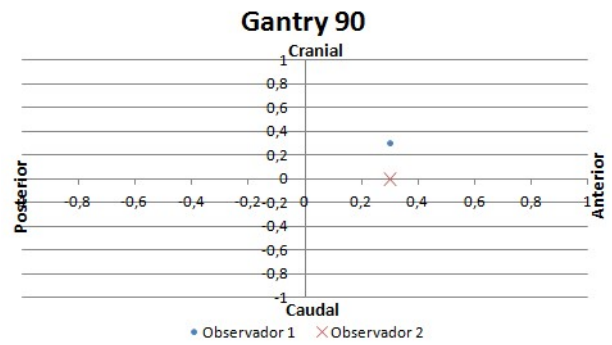


Figura 11: Desvios encontrados, para diferentes angulações de mesa, para ângulo de gantry 90.

Os desvios máximos obtidos, para as diferentes angulações de gantry analisadas foram: 0,7 mm cranial e 0,7 mm para direita, para o ângulo de gantry 0°; 0,5 mm para a esquerda e 0,7 mm cranial, para ângulo de gantry 180°; 0,3 mm cranial e 0,3 mm anterior, para ângulo de gantry 270°; 0,3 mm cranial e 0,3 mm anterior, para ângulo de gantry 90°.

O erro máximo global do sistema pode ser definido pela equação 1⁶.

$$Erro = \sqrt{\Delta lat^2 + \Delta long^2 + \Delta vert^2} \quad (1)$$

Em que Δlat , $\Delta long$ e $\Delta vert$ representam os desvios máximos resultantes, para os diferentes ângulos de gantry e mesa avaliados, para cada uma das três direções. Portanto, o erro máximo global do sistema foi de 0,78 mm.

3. Discussão

I – Avaliação do sistema de infravermelho

Dentre os diferentes objetos simuladores utilizados para a verificação do sistema de IV, os que apresentaram menor desvio na detecção do deslocamento realizado foram o *array frameless* e o conjunto de *body markers* acoplados ao objeto simulador pelve.

Estes resultados estão de acordo com os resultados encontrados com os encontrados por Oliveira⁷ e por Ramakrishna⁸, estes dispositivos apresentam uma incerteza menor na pré-localização através do sistema de IV. Entretanto, é importante ressaltar que os objetos simuladores utilizados na realização dos testes por Ramakrishna⁸ são diferentes dos utilizados neste trabalho.

II – Avaliação do algoritmo de fusão

Observou-se, para todos os dispositivos avaliados, que a flutuação das correções sugeridas pelo algoritmo de fusão de imagem não foi superior a 0,5 mm e 0,5°, incluindo a ferramenta de verificação de isocentro virtual.

III – Avaliação do sistema de raios-X

Observou-se, que os desvios encontrados estão dentro dos valores estabelecidos pelo fabricante⁵, sendo o maior desvio médio observado de 0,13 mm para direita.

IV – Teste end-to-end utilizando objeto simulador craniano

Observou-se que o sistema Exactrac 6D® Brainlab instalado no Hospital das Clínicas da FMUSP mostra uma concordância satisfatória com os resultados apresentados na literatura. Twork, G.⁹ em seu trabalho obteve um erro global de $0,6 \pm 0,7$ mm e Ramakrishna, N. e colaboradores⁸ obteve um erro global menor que 1,6 mm com média de $0,7 \pm 0,3$ mm.

5. Conclusões

Através dos testes realizados pode-se avaliar a exatidão e precisão do sistema Exactrac 6D® Brainlab, instalado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, para tratamentos de radiocirurgia estereotáxica utilizando máscara termoplástica.

Os resultados encontrados em cada um dos testes propostos, bem como o erro máximo global de 0,8 mm, apresentam concordância com os referenciados na literatura.

Deste modo, conclui-se que o sistema Exactrac 6D® Brainlab apresenta alta exatidão na localização do volume alvo, proporcionando aos tratamentos de SRS com máscara estereotáxica uma precisão de ordem submilimétrica.

Agradecimentos

Agradecimentos ao Ministério da Saúde (SGTES) e ao Ministério da Educação (SESu) pelo apoio financeiro concedido durante o período de residência.

Referências

1. SCHELL, M.C. et al. Stereotactic Radiosurgery: AAPM Report No 54. Radiation Therapy Committee Report of Task Group 42, USA, June 1995.
2. <http://www.businesswire.com/news/home/2013072300%206184/en/Brainlab-Princess-Alexandra-Hospital-Brisbane-Chooses-Exactrac%C2%AE>. Acessado em 14/02/2016.
3. Spadea, Maria Francesca et al.. *Intra-fraction setup variability: IR optical localization vs. X-ray imaging in a hypofractionated patient population. Radiation Oncology*, 2011 **6**:38.
4. *ICRU Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 51)*. IAEA. 1999.
5. Exactrac Versão 6.0. Manual de Usuário Clínico. Revisão 1.3.
6. Oliveira, C.T. , Nakandakari, M.V.N. , Sales, C.P. , Cunha, A.P.V. , Sereno, M., Rodrigues, L.N. Análise qualitativa e quantitativa do sistema de infravermelho do Exactrac X-Ray 6D no posicionamento de pacientes. Congresso Brasileiro de Física Médica 2014, Goiânia, Brasil.
7. <http://www.ifi.unicamp.br/~brito/graferr.pdf>. Acessado em 15/02/2016.
8. Naren Ramakrishna, Florin Rosca, Scott Friesen, Evrim Tezcanli, Piotr Zygmanski, Fred Hacker. *A clinical comparison of patient setup and intra-fraction motion using frame-based*

radiosurgery versus a frameless image-guided radiosurgery system for intracranial lesions. Department of Radiation Oncology, Brigham and Women's Hospital and Dana Farber Cancer Institute, Boston, MA, USA.

9. Gregory Twork. *Validation of the Spatial Accuracy of the Exactrac® Adaptive Gating System*. Department of Medical Physics McGill University, Montreal, QC August 2011.

Contato:

Carlos Eduardo Bravin Maistro
carloveduardo.bravinmaistro@gmail.com