

Verificação das Etapas de Registro e Delineamento em Planejamentos de Radiocirurgia Estereotática

Verification of Registration and Delineation Steps in Stereotactic Radiosurgery Plans

Ana Paula V. Cunha¹, Laura Furnari¹, Caroline Z. S. Emiliozzi¹, Caroline C. Sampaio^{1,2}, Carlos. E.B. Maistro^{1,2}, Marcus V. S. P. Rodrigues^{1,2}, Victor A. B. Ribeiro^{1,2}

¹Instituto de Radiologia, InRad – Setor de Radioterapia, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

²Instituto de Câncer do Estado de São Paulo, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

Resumo

Alguns requisitos mínimos no processo da garantia da qualidade são necessários para a realização de tratamentos especiais, como a radiocirurgia estereotática (RC). Dentre alguns pontos de atenção, é possível citar: dosimetria de campos pequenos; validação do sistema de planejamento computadorizado (SPC); avaliação dos sistemas de IGRT; treinamento das equipes envolvidas; testes de ponta a ponta; definição dos controles da qualidade periódicos, entre outros. O objetivo desse trabalho, portanto, foi verificar as etapas de aquisição de imagens, registro e delineamento de estruturas em um planejamento de radiocirurgia, trazendo maior segurança ao processo. Foram adquiridas e inseridas no SPC iPlan as seguintes imagens do objeto simulador StereoPHAN da Sun Nuclear: de tomografia computadorizada, de ressonância magnética nuclear e imagens planares obtidas em um equipamento destinado a exames de angiografia. As imagens foram inspecionadas visualmente e quantitativamente, através de métricas, como o erro do registro-alvo (TRE), a avaliação das dimensões das cavidades internas do objeto simulador e as variações entre as bordas dos volumes delineados nas diferentes séries de imagens. Os resultados mostraram-se satisfatórios para a análise do TRE, sendo menor que o tamanho de um voxel no processo de fusão, a sobreposição do delineamento das esferas, não apresentou diferença nas bordas maior que 1 mm, porém os volumes calculados mostraram-se superiores para as esferas menores quando delineadas utilizando as imagens planares. Este fato está relacionado com o baixo contraste das imagens planares obtidas, fazendo com que o delineamento fosse um pouco maior que o esperado. Conclui-se, portanto, que o SPC utilizado apresenta-se íntegro e adequado para os processos testados em RC e o objeto simulador StereoPHAN contribuiu para uma verificação independente, mesmo a instituição já tendo controles estabelecidos de controle da qualidade para a prática de RC.

Palavras-chave: radiocirurgia estereotática; registro de imagens; delineamento; StereoPHAN; controle da qualidade.

Abstract

Some requirements in the quality assurance process are necessary to perform special treatments, such as stereotaxic cranial radiosurgery (CR). Among some points of attention, it is possible to mention small-field dosimetry; validation of the planning system; assessment of IGRT systems; teams training, end-to-end test; periodic quality controls definition and others. The goals of this work were to verify the steps of image acquisition, registration and delineation of structures in a radiosurgery plan, bringing greater security to the process. Using Sun Nuclear's StereoPHAN phantom, computed tomography, magnetic resonance imaging and planar images obtained from a angiography device were acquired from the phantom and imported into the treatment planning system (SPC) iPlan. The images were visually and quantitatively inspected, using metrics such as the Target Registration Error (TRE), internal cavities dimensions evaluation and variations between the edges of the volumes delineated between the different series of images. The results were satisfactory for the analysis of the TRE, being smaller than the size of one voxel in the fusion process, the superposition of the delineation of the spheres, did not present a difference in the edges greater than 1 mm, but the calculated volumes were superior to the smaller spheres when delineated using the planar images. This fact is related to the low contrast of the planar images obtained, causing the delineation to be slightly larger than expected. It is concluded, therefore, that the SPC used is adequate for the processes tested in CR and the StereoPHAN phantom contributed to an independent verification, even though the institution already has established quality controls for the practice of CR.

Keywords: stereotaxic radiosurgery; image registration; delineation; StereoPHAN; quality control.

1. Introdução

A radiocirurgia (RC) e a radioterapia estereotática fracionada (REF) cranianas são técnicas de tratamento que entregam altas doses de radiação distribuídas entre 1 e 5 frações¹. Em geral, são utilizadas coordenadas estereotáticas para a localização do tumor, e o tratamento torna-se ainda mais seguro e preciso com a associação do sistema de localização e de imobilização adequados na

realização de imagens (IGRT) para verificação e monitoramento do posicionamento do paciente e/ou do tumor.

O Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InRad-HCFMUSP) iniciou essa técnica de tratamento em 2008, e, nos dez primeiros anos, tratou mais de 1200 pacientes. As lesões tratadas, podem ser divididas entre os casos benignos, como as MAV (malformação arteriovenosa), e as malignas, como as

metástases cerebrais. Em nossa instituição, os casos malignos correspondem a, aproximadamente, 56% dos tratamentos. Dentre os malignos, as metástases correspondem a 34% da casuística e dentre os benignos as MAVs, correspondem a 9%.

Nos anos entre 2008 e 2015, essa técnica de tratamento utilizava o sistema *frame* para imobilização nos tratamentos em dose única e, a partir de 2015, passou a utilizar máscaras termoplásticas em associação ao sistema de imagem Exactrac da Brainlab (Munique, Alemanha). Desde o início desta prática, utiliza-se o sistema de coordenadas estereotáxicas da Brainlab.

Com a evolução da técnica de RC, atribuída à atualização dos sistemas de localização e imagem, e do SPC, e sendo essa uma prática frequente em nossa instituição, tem-se uma preocupação com os controles da qualidade específicos desta técnica. Ou seja, alguns documentos nacionais e internacionais têm sido elaborados com o objetivo em estabelecer requisitos mínimos para a realização de procedimentos de RC. Dentre eles está o *Guideline 9.a*². Já os documentos *Guideline 8.a*³, TG-142⁴ e Furnari e colaboradores⁵, trazem recomendações de tolerâncias mais restritivas para os testes relacionados ao acelerador linear, diferenciando os equipamentos que realizam esses tratamentos especiais dos demais.

Dentre os testes e alguns cuidados sugeridos, tem-se: dosimetria de campos pequenos; efetividade do acessório de imobilização; atenuação do feixe e superficialização da dose; validação do SPC; avaliação dos sistemas de IGRT quanto à qualidade da imagem e correspondência ao isocentro do acelerador; treinamento das equipes envolvidas; testes de ponta a ponta e *dry-run*; definição dos controles da qualidade periódicos para as técnicas especiais, entre outros⁵.

Sendo assim, o objetivo desse trabalho foi verificar uma das etapas do processo de planejamento da radiocirurgia, trazendo maior segurança ao processo. Utilizando o objeto simulador StereoPHAN da Sun Nuclear (Melbourne, Estados Unidos), foram realizadas avaliações na etapa de aquisição e registro de imagens, bem como no delineamento.

2. Materiais e Métodos

O SPC, utilizado para os planejamentos de radiocirurgia em nossa instituição é o iPlan, versão 4.1.2 para o iPlan RT Image e 4.5.5 para iPlan RT Dose, da Brainlab. E, portanto, esse mesmo programa foi utilizado neste trabalho.

Buscando verificar o processo de importação e registro de imagens e de delineamento nesse *software*, utilizou-se o objeto simulador StereoPHAN com o *insert* (ou estrutura de encaixe) de CT/RM, que apresenta em seu interior 3 esferas de tamanhos distintos preenchidas com óleo mineral, e, a depender do tipo de imagem realizada, o segundo *insert* escolhido foi o gerador de sinal de ressonância magnética ou o espaçador universal.

O primeiro *insert* tem como objetivo verificar a acurácia tanto no processo de registro das diferentes

modalidades de imagens bem como em distorções das cavidades internas, através das variações nos tons de cinza das imagens adquiridas. Já o segundo *insert* pode ser selecionado entre dois modelos, sendo um deles destinado ao auxílio da geração de sinal se utilizado na ressonância magnética ou um modelo homogêneo, conhecido como espaçador universal, apenas para preencher o objeto simulador.

O objeto simulador StereoPHAN está apresentado na Figura 1, já a Figura 2, traz uma ilustração das estruturas de encaixe utilizadas nesse trabalho.

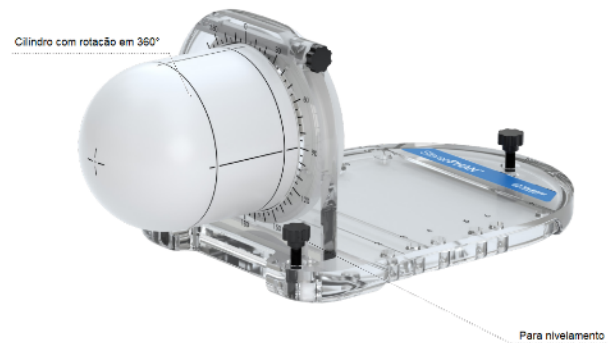


Figura 1 – Objeto simulador StereoPHAN.

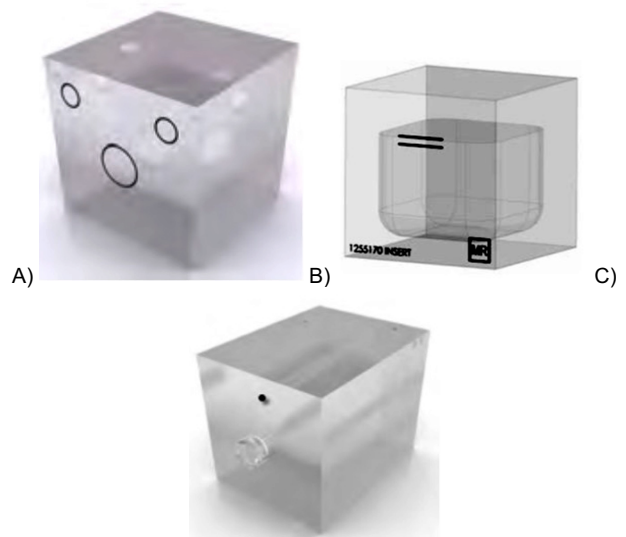


Figura 2 – Modelos das estruturas de encaixe utilizadas neste trabalho. Sendo A) CT/RM- *insert* com 3 cavidades preenchidas com óleo mineral; B) *insert* para auxiliar a gerar o sinal para as imagens de ressonância magnética e C) *insert* homogêneo, conhecido como espaçador universal.

Para simular o tratamento de RC, foi confeccionada uma máscara termoplástica do objeto simulador, conforme apresentado na Figura 3. A seguir foram realizadas as imagens de tomografia computadorizada, TC, com cortes de 1 mm, de ressonância magnética, RM, sequência volumétrica de 1 mm³ ponderada em T1 e imagens planares, anterior e lateral, de angiografia.

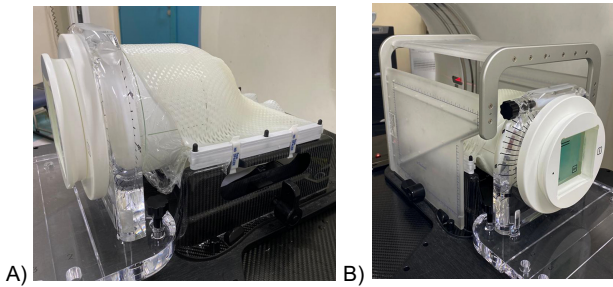


Figura 3 – A) Confeção de máscara termoplástica no objeto simulador StereoPHAN e B) exemplo de aquisição de imagem de tomografia computadorizada.

De posse de todas as imagens, estas foram importadas no SPC, e foi feito o registro rígido entre as imagens de TC e de RM. E, para que fosse possível utilizar os pares de imagens planares, a caixa estereotática, conforme foi apresentado na Figura 3 (B), foi localizada no SPC tanto para as imagens de TC quanto para as planares e, assim, os delineamentos realizados nas imagens do angiógrafo eram visualizados através de suas projeções na imagem de TC, uma vez que ambas as imagens apresentavam o mesmo espaço estereotático comum.

Apenas as imagens de RM não utilizaram a caixa de estereotaxia, devido à incompatibilidade desse *hardware* com o equipamento de ressonância.

3. Resultados

Com o objetivo em avaliar o desempenho do SPC, desde o processo de transferência e registro de imagens até o delineamento, os resultados foram divididos entre o processo de fusão/registo de imagens e de delineamento das cavidades já previamente conhecidas do *insert* do objeto simulador.

É válido ressaltar que as imagens podem ser tridimensionais, como TC e RM, ou bidimensionais, como as imagens planares de angiografia. Sendo assim, imagens 3D possibilitam variações translacionais e rotacionais em seus registros, já as imagens 2D são limitadas a transformações translacionais, rotação em um único plano e, em geral, limitadas a registros rígidos^{5,6}.

Com relação ao processo de registro de imagens, como o sistema iPlan não possibilita uma avaliação quantitativa desta etapa, foi realizada uma análise análoga ao erro do registro-alvo, TRE (do inglês, *Target Registration Error*), conforme descrito no TG-132⁶. Ou seja, um contorno de pequeno volume no centro da maior esfera do *insert* foi delineado e, após a fusão, o volume resultante nas imagens de TC foi sobreposto ao delineamento nas imagens de RM e a diferença entre eles foi avaliada. É válido ressaltar que o objeto simulador utilizado apresenta uma esfera de alumínio de 1 mm de diâmetro e foi essa estrutura que guiou o primeiro delineamento.

A maior distância entre as bordas dos contornos foi de 0,7 mm, não excedendo o tamanho do *voxel* de nenhuma das séries e, portanto, o resultado foi

considerado satisfatório, segundo análise do TG-132⁶.

Nas figuras 4 e 5 estão apresentadas as imagens referentes a realização do registro das séries tridimensionais, TC e RM, e os contornos dos volumes pequenos, respectivamente.

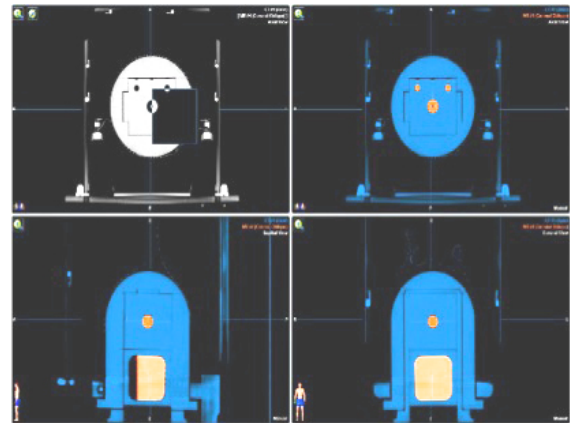


Figura 4 – Registro de imagens entre TC e RM. Em azul, tem-se a série 3D de TC e em laranja de a de RM.

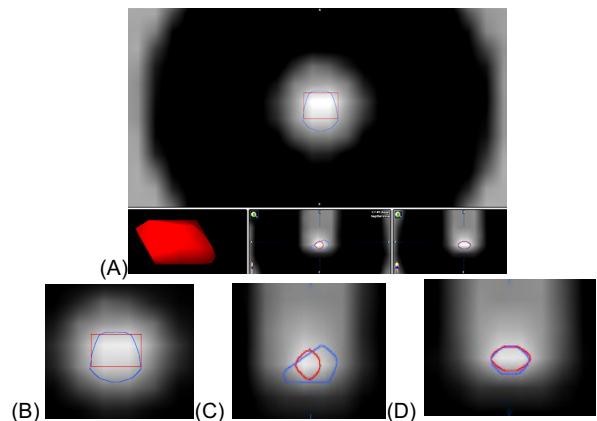


Figura 5 – Análise análoga ao TRE (erro do registro-alvo) para o registro de imagens, em que uma estrutura de volume pequeno foi delineada nas duas séries comparativas tridimensionais, TC (em vermelho) e RM (em azul). A esfera de alumínio delineada apresenta 1 mm de diâmetro. A) apresenta uma visão geral da cavidade central preenchida com óleo mineral com a esfera de alumínio e em B), C) e D) tem-se uma visão ampliada dos cortes axial, sagital e coronal para a esfera de alumínio, respectivamente. E a maior distância medida entre as bordas da esfera delineada não ultrapassou 0,7 mm.

Com relação à integridade dos dados, durante a realização de cada um dos tipos de imagens, bem como à transferência e utilização no SPC, foram coletados alguns dados quantitativos da dimensão do *insert* e das cavidades preenchidas de óleo mineral. As cavidades do *insert* CT/RM apresentam valores reais em milímetros, conforme apresentados na figura 6.

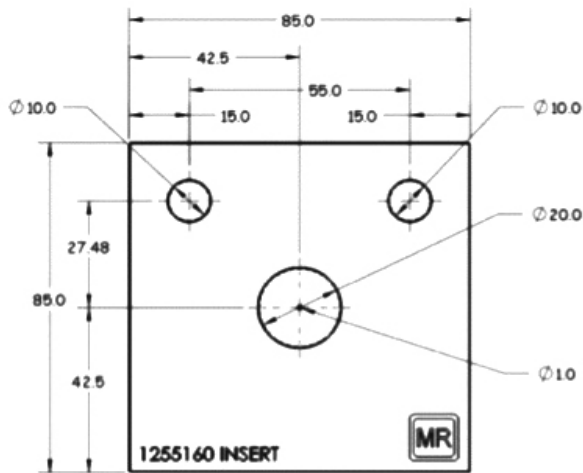


Figura 6 – Tamanho real do *insert*, em milímetros, utilizado para análise dos exames de TC, RM e angiografia.

Avaliando cada uma das séries de imagens adquiridas, tem-se os respectivos resultados apresentados nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Tamanho dos lados do *insert* em cada uma das séries de imagens.

| Série de imagem | Distâncias medidas no <i>insert</i> TC/RM em cm – axial | | |
|-----------------|--|--------------|---------------|
| | Lado transversal | Lado coronal | Entre esferas |
| TC | 8,45 | 8,42 | 5,47 |
| RM | - | - | 5,42 |

Fonte: O autor (2022).

Tabela 2 - Tamanho das cavidades do *insert* em cada uma das séries de imagens.

| Série de imagem | Volume das esferas em cm ³ | | |
|------------------|---------------------------------------|----------|----------------|
| | Esfera D | Esfera E | Esfera Central |
| TC | 0,483 | 0,492 | 3,896 |
| RM | 0,422 | 0,445 | 3,970 |
| Imagens planares | 0,552 | 0,645 | 3,457 |

Fonte: O autor (2022).

Apenas como ressalva, na Tabela 1, alguns dados não foram coletados, devido a série de RM ou de imagens planares não serem compatíveis com a análise. Como é possível notar nas figuras 7 e 8.

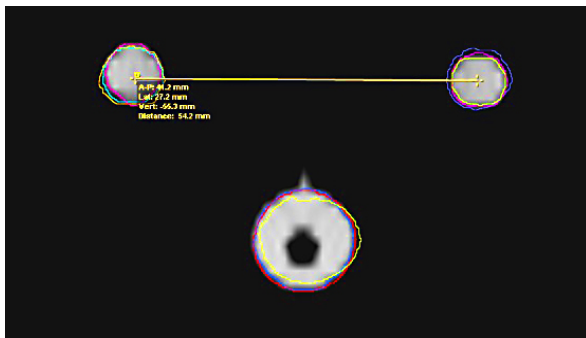
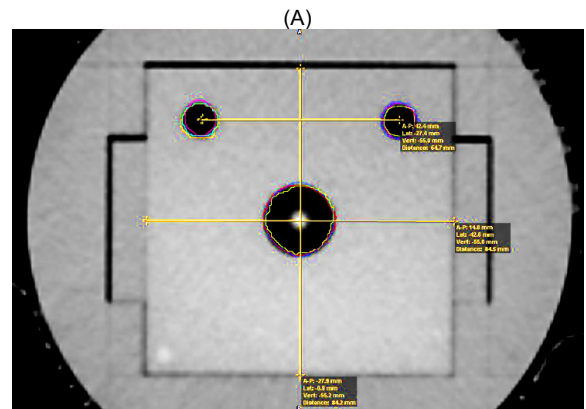
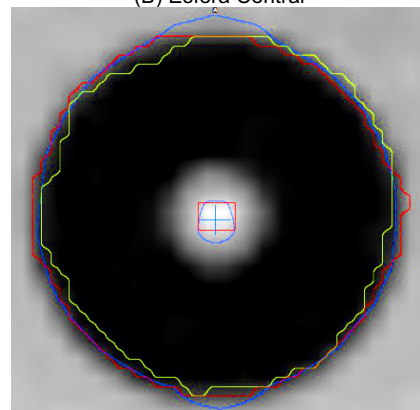


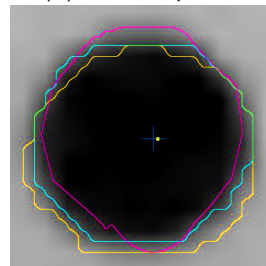
Figura 7 – Visualização do *insert* para a série de RM. E a distância medida entre as esferas (linha amarela) apresenta-se na Tabela 1.



(B) Esfera Central



(C) Esfera esquerda



(D) Esfera Direita

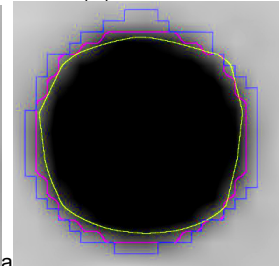


Figura 8 – Visualização do *insert* para a série de TC (A). Os valores medidos referentes ao tamanho do *insert*, das cavidades e a distância entre elas (linhas amarelas em A) apresentam-se nas Tabelas 1 e 2. E em B), C) e D), tem-se uma visão ampliada do delineamento das esferas do *insert* em cada uma das séries de imagens e projetadas nas imagens de TC, sendo B) para a esfera central, vermelho refere-se ao contorno na TC, azul ao contorno na RM e verde ao da angiografia; (C) para a esfera esquerda, rosa refere-se ao contorno na TC, verde ao contorno na RM e em lilás ao da angiografia; e (D) para a esfera direita, azul claro refere-se ao contorno da TC, rosa ao da RM e amarelo ao da angiografia.

Nas figuras 7 e 8, acima, é possível também notar a sobreposição dos delineamentos das cavidades do *insert* utilizado neste estudo (B a D). Com relação aos volumes, verifica-se uma boa concordância entre eles, com maior distância entre as bordas das esferas de 1 mm. Ou seja, a diferença entre eles não supera entre 1 ou 2 *voxels*, conforme recomendado no TG-132⁶.

É válido ressaltar que o nível de contraste das imagens planares de angiografia era menor se comparado ao exame de TC, e isso pode ter levado a um delineamento um pouco maior pela dificuldade em definir as bordas das cavidades, conforme é

observado nos resultados da Tabela 2 para as esferas de menor dimensão. Já para a esfera de maior dimensão, o resultado foi o oposto, apresentando um volume menor, e tal fato relaciona-se tanto à magnificação da imagem, quanto aos problemas na definição da borda da esfera pelo baixo contraste. A sobreposição dos delineamentos das cavidades nas imagens planares pode ser visualizado na figura 9.

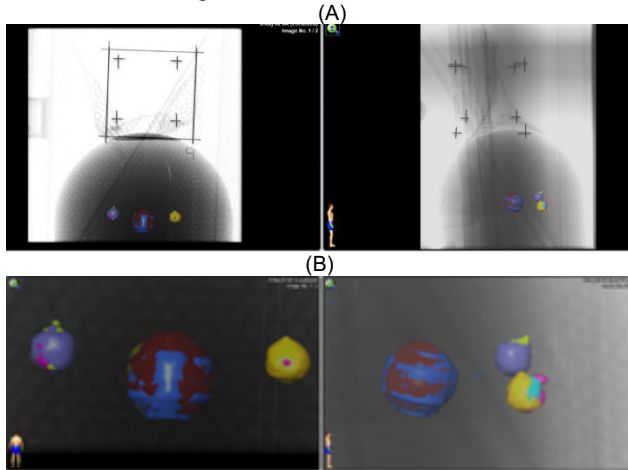


Figura 9 –A) Visualização do delineamento das 3 cavidades realizadas nas imagens de TC, RM e sobrepostas nas imagens planares de angiografia. Em (B), tem-se uma imagem ampliada dos delineamentos sobrepostos, sendo para a esfera central, vermelho refere-se ao contorno na TC, azul ao contorno na RM e verde ao da angiografia; para a esfera esquerda, rosa refere-se ao contorno na TC, verde ao da RM e lilás ao da angiografia; e para a esfera direita, azul claro refere-se ao contorno da TC, rosa ao da RM e amarelo ao da angiografia.

4. Discussão

A prática da RC envolve diversos tipos de dados de imagens. Esses dados são utilizados em todas as etapas do processo, desde a simulação à entrega da dose ao paciente.

Controles constantes com relação à transferência e orientação dos dados, propagação de contornos, acurácia do registro rígido e avaliações quantitativas são exemplos de testes que contribuem para garantia da qualidade dos tratamentos.

Utilizando o SteroPHAN, um objeto simulador destinado a inspeções de sistemas de imagens em tratamentos de RC estereotáxica, foi possível analisar uma das etapas do processo de planejamento desta técnica de tratamento. Realizando aquisições de diferentes séries de imagens que representam nossa prática diária, como a utilização na rotina clínica de TC, RM e imagens planares, a análise trouxe maior segurança ao processo de registro.

Com relação às avaliações quantitativas, o desvio relacionado ao registro apresentou-se menor que 1 mm ou 1 voxel/ entre os tipos de imagens 3D utilizadas. Para a propagação dos contornos, apesar dos valores dos volumes das esferas terem apresentado maior diferença para as imagens planares, na avaliação da sobreposição corte a corte sobre uma imagem tridimensional, a diferença não foi maior que 1 mm ou 2 voxels, conforme

recomendações do TG-132⁶. Já para a diferença volumétrica apresentada, em casos reais de MAV, por exemplo, os exames de angiografia são realizados com contraste, melhorando a qualidade da imagem adquirida. E os delineamentos são sempre verificados entre as diferentes modalidades de imagens, o que traz maior segurança ao médico responsável pelo caso.

Além disso, é válido ressaltar que os desafios do registro de imagens estão cada vez mais presentes não apenas na etapa de planejamento, mas também durante o tratamento do paciente. Sendo assim, durante o planejamento, a imagem irá auxiliar na determinação do volume a ser tratado. Já um registro na etapa de entrega de dose ao paciente, deve ser executado em um curto espaço de tempo, e traz exatidão e precisão com relação ao posicionamento do paciente e/ou volume a ser tratado.

Sendo assim, testes de ponta a ponta são importantes para assegurar acurácia e consistência do processo de tratamento como um todo, conhecendo, portanto, a incerteza agregada não apenas ao processo de registro de imagem, mas a todos os passos envolvidos em um tratamento.

Neste trabalho, não foi possível concluir a realização de um teste ponta a ponta, pois o sistema de imagem utilizado na instituição para a localização dos pacientes de RC é o Exactrac, e, por se tratar de imagens planares de kV, não apresentou contraste suficiente para o *insert* CT/RM do objeto simulador SteroPhan.

5. Conclusões

O desenvolvimento deste trabalho possibilitou a avaliação independente do SPC iPlan nas etapas de registro e delineamento dos tratamentos de radiocirurgia. Ou seja, os resultados mostraram-se satisfatórios para a análise do TRE no processo de registro, sendo menor que o tamanho de um voxel/ no processo de fusão. Já a sobreposição do delineamento das esferas, não apresentou diferença nas bordas maior que 1 mm entre as séries de TC, RM ou imagens planares. Porém, os volumes calculados mostraram-se superiores para as esferas menores quando delineadas utilizando as imagens planares. Este fato está relacionado ao baixo contraste das imagens planares obtidas, fazendo com que o delineamento fosse um pouco maior que o esperado. Conclui-se, portanto, que o SPC utilizado apresenta-se íntegro e adequado para os processos testados em RC e o objeto simulador SteroPHAN contribuiu para uma verificação independente, mesmo a instituição já tendo procedimentos estabelecidos de controle da qualidade para a prática de RC.

Agradecimentos

Agradecemos à empresa *Sun Nuclear Corporation* pelo empréstimo do objeto simulador.

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. Halvorsen, P. H. et al. AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. J. Appl. Clin. Med. Phys., v. 18, n. 5, p. 10-21, 2017.
3. Smith, K. et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. J. Appl. Clin. Med. Phys., v. 18, n. 4, p. 23-39, 2017.
4. Klein, E. E. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med.Phys., v. 36, n. 9, set. 2009.
5. Furnari, L. e Colaboradores. Controle da qualidade em radioterapia. 2ª Ed. São Paulo, Brasil (2021).
6. American Association of Physicist in Medicine (AAPM). Radiation Therapy Committee Task Group 132 Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy. Med. Phys., v. 44, n. 7, 2017.

Contato:

Ana Paula Vollet Cunha

¹Instituto de Radiologia, InRad – Setor de Radioterapia, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

R. Dr. Ovídio Pires de Campos, 75 - Cerqueira César, São Paulo - SP, 05403-010

anapaulavollet@yahoo.com.br