

MR-ONLY como imagem de referência na verificação do posicionamento em Radioterapia

MR-ONLY as a reference image in verifying positioning in Radiotherapy

João Marques¹, Marco Caetano², Joep Stroom³, Carlo Greco³

1 Msc, Centro Clínico Champalimaud, Portugal

2 Msc, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Portugal

3 PhD, Centro Clínico Champalimaud, Portugal

Resumo:

Introdução: Os sistemas de planeamento utilizam a informação das densidades eletrónicas, necessárias para o cálculo de dose provenientes da TC. Uma tendência recente é o uso da RM como única modalidade, usando as imagens de RM para criar uma TC sintética. Um fluxo de trabalho no qual todas as etapas pré-tratamento são realizadas na RM é favorável. O objetivo do estudo é validar a técnica *MR-Only* como imagem de referência na verificação do posicionamento em Radioterapia.

Materiais e Métodos: Foram incluídos 13 doentes com tumor cerebral e 15 doentes com tumor retal, seguidos no Serviço de Radioterapia do Centro Clínico Champalimaud, de outubro de 2019 a junho de 2020. Com base no registo automático de 80 CBCT comparou-se os desvios entre as imagens da TC de planeamento e da TC sintética (*MR-Only*).

Resultados: No registo das imagens do reto, a variação que se obteve foi inferior a 1,4mm longitudinal, 1mm lateral e vertical. A variação nas translações foi de $-0,2\pm 0,3$ mm lateral, $-0,3\pm 0,4$ mm vertical e de $-0,4\pm 0,7$ mm longitudinal. As rotações foram inferiores a $0,4^\circ$, sendo a variação verificada $0,0\pm 0,2^\circ$ pitch, $0,0\pm 0,1^\circ$ yaw e de $0,0\pm 0,1^\circ$ roll. No cérebro foi inferior a 1,3mm longitudinal, a 0,6mm vertical e a 0,4mm lateral. A variação verificada foi de $-0,2\pm 0,2$ mm lateral, $-0,3\pm 0,2$ mm vertical e de $-0,4\pm 0,5$ mm longitudinal. Nas rotações, obteve-se uma rotação máxima de $0,3^\circ$, sendo a variação verificada $-0,2\pm 0,1^\circ$ pitch, $0,1\pm 0,1^\circ$ yaw e de $0,0\pm 0,1^\circ$ roll.

Abstract:

Introduction: The planning systems use the information of the electronic densities, needed for the calculation of the dose from the CT. A recent trend is the use of MR as the only modality, using the MR image to create a synthetic CT. A workflow in which all pre-treatment steps are performed at the MR is favorable. The objective of this study is to validate the MR-Only technique as the reference image in the verification of positioning in Radiotherapy.

Materials and Methods: 13 patients with brain tumor and 15 patients with rectal tumor followed at the Radiotherapy unit of the Champalimaud Clinical Center, from October 2019 to June 2020, were included. Based on the automatic registration of 80 CBCT, the deviations between images of planning CT and synthetic CT (*MR-Only*) were compared.

Results: In the registration of the images in the rectum, the variation that was obtained was less than 1,4mm longitudinal, 1mm laterally and vertically. The variation verified in the translations was $-0,2\pm 0,3$ mm lateral, $-0,3\pm 0,4$ mm vertical and $-0,4\pm 0,7$ mm longitudinal. Regarding rotations were lower than $0,4^\circ$, with the variation verified $0,0\pm 0,2^\circ$ pitch, $0,0\pm 0,1^\circ$ yaw and $0,0\pm 0,1^\circ$ roll. In the brain it was less than 1,3mm longitudinally, 0,6mm vertically and 0,4mm laterally. The variation found was $-0,2\pm 0,2$ mm lateral, $-0,3\pm 0,2$ mm vertical and $-0,4\pm 0,5$ mm longitudinal. In the rotations, a maximum rotation of $0,3^\circ$ was obtained, being the variation verified $-0,2\pm 0,1^\circ$ pitch, $0,1\pm 0,1^\circ$ yaw and of $0,0\pm 0,1^\circ$ roll.

Conclusion: The registration of the synthetic CT image with the CBCT verification image was validated. The minimum deviations found in the results between the planning CT and the synthetic CT of the MRI suggest that the use of the MR-Only technique as a reference image is justified.

Keywords: Radiotherapy, Registration, MR-Only, Synthetic CT.

Conclusão: Foi validado o registo da imagem da TC sintética com a imagem de verificação CBCT. Os desvios encontrados nos registos entre a TC de planeamento e a TC sintética da RM sugerem que é justificado o uso da técnica *MR-Only* como imagem de referência.

Palavras-chave: Radioterapia, Registo, MR-Only, TC sintética.

Introdução:

Atualmente em Radioterapia, utiliza-se a informação da Tomografia Computorizada (TC) para o planeamento dosimétrico porque caracteriza quantitativamente as propriedades físicas do tecido heterogéneo e assim fornece a informação das densidades eletrónicas (atenuação da radiação ionizante nos tecidos), importantes para o cálculo de dose.¹

Uma tendência recente é o uso da ressonância magnética (RM) como a única modalidade para a Radioterapia, denominada de *MR-Only*. Um fluxo de trabalho no qual todas as etapas pré-tratamento são realizadas na RM é favorável do ponto de vista logístico (tempo/ocupação de equipamento) para a instituição e para o doente. Existe ainda a eliminação da radiação utilizada pela TC de planeamento e da necessidade de registo entre imagens de RM e imagens de TC de planeamento realizada em separado, o que minimiza o risco de erro sistemático devido a possíveis incorreções no registo.^{1,2 e 3} A utilização da técnica *MR-Only* como imagem de referência no posicionamento em Radioterapia, requer uma adaptação e criação de um fluxo com *MR-Only*. A utilização de acessórios de imobilização compatíveis com a RM, sequências de RM específicas para delimitação do volume alvo e órgãos de risco, e por último, a criação de uma TC sintética que será usada no planeamento dosimétrico e no tratamento.¹

Existe um número de desafios para a implementação da técnica *MR-Only* e estão presentes desde o planeamento até à administração do tratamento em Radioterapia. Mas o avanço tecnológico e estudos científicos realizados potencia para o sucesso na conversão. Ao contrário da TC, não existe uma simples conversão da intensidade do sinal de RM em valores de densidade eletrónica, para um cálculo de dose preciso. Vários métodos foram propostos para criar a TC sintética, a partir de imagens de RM para substituir a TC no planeamento do tratamento em Radioterapia.^{1,2 e 3}

Para validação da TC sintética gerada é necessário verificar dosimetricamente se existe uma equivalência dos planos calculados numa TC e numa TC sintética.² A delimitação do contorno externo e dos volumes ósseos são idênticos entre ambas as TC.⁴ As sobreposições de resultados suportam a utilização de um fluxo de trabalho *MR-Only*.²

Contudo para uma validação final é necessário avaliar na unidade de tratamento, se a imagem gerada é viável, uma vez que a precisão do tratamento depende do correto registo entre a imagem de referência com a imagem adquirida no dia do tratamento.⁵ Seria por isso, importante analisar a viabilidade de imagens de referência baseadas na RM para IGRT com técnicas avançadas, como o registo automático entre as imagens de planeamento e as imagens de localização de *cone beam computed tomograph* (CBCT).⁶

Embora os resultados sejam promissores, antes do uso clínico de um completo fluxo de trabalho *MR-Only*, o método de gerar a TC sintética ainda precisa de ser testado exaustivamente, nomeadamente quanto à precisão na verificação do posicionamento no tratamento.⁷

O objetivo deste estudo foi validar a técnica de *MR-Only* como imagem de referência na verificação do posicionamento em Radioterapia, utilizando a TC sintética adquiridas durante o planeamento, com a imagem de verificação CBCT.

Materiais e Métodos:

Desenho do estudo e caracterização da amostra

Foi utilizado um modelo de pesquisa quantitativo. Pretendeu-se um estudo observacional descritivo, não existindo qualquer intervenção ou manipulação das variáveis por parte do investigador principal.

O estudo pressupõe uma amostragem não-probabilística através do processo de amostragem por conveniência. Na amostra do estudo foram incluídos 13 doentes com tumor cerebral e 15 doentes com tumor retal, num total de 28 doentes seguidos no Serviço de Radioterapia do Centro Clínico Champalimaud, de outubro de 2019 a junho de 2020.

Este recrutamento foi realizado desde que os doentes cumprissem os critérios de elegibilidade e que aceitassem participar no estudo. Utilizaram-se os seguintes critérios de inclusão: doentes com idade superior ou igual a 18 anos, que realizaram uma TC e uma RM aquando do planeamento em Radioterapia, com capacidade de compreensão, expressão escrita e capacidade de fornecer consentimento informado. Como critérios de exclusão: a incapacidade do doente na realização da TC e da RM por completo, doente que apresente vontade própria em abandonar o estudo, doente que possua próteses metálicas na zona de aquisição de imagem e que possua um défice de compreensão ou de produção fonológica, incapaz de manifestar compreensão do consentimento informado.

A todos os doentes foi pedido que comparecessem no Serviço de imagiologia antes da hora definida para o seu planeamento, para realizarem uma consulta/reunião com o investigador principal, onde era apresentado o estudo ao doente ou representante legal e a um acompanhante (caso existisse) e quais os seus objetivos.

Os doentes que aceitaram participar no estudo assinaram o consentimento informado, criado para o efeito. Foi obtida previamente a aprovação da Comissão de Ética da Fundação Champalimaud.

A variável em estudo consiste nos desvios observados no registo rígido automático entre as imagens de CBCT, e as imagens de TC de planeamento e com as imagens da TC sintética adquiridas durante o planeamento.

Aquisição das imagens

Os doentes começaram por ser posicionados na posição de tratamento, tanto na TC como na RM. Todos os doentes com tumor cerebral usaram uma máscara de imobilização da Q-fix® (*Assure™ open view split U-frame*) e um apoio cervical (*moldcare® cushion 20x35cm*) colocado sobre um suporte (*Silverman Q2 Head Support*). Dos 15 doentes de reto, 14 foram posicionados em decúbito ventral sobre o apoio *SofTouch™ Elite Bellyboard*, o doente restante, por não tolerar o posicionamento ventral, foi posicionado em decúbito dorsal com o *Combifix™*. Todos estes suportes são considerados seguros e compatíveis com a RM, pois não contém metal, nem são feitos com fibra de carbono.

O planeamento iniciou-se com a aquisição de imagens de TC de planeamento no equipamento Philips® *Brilliance CT Big Bore Oncology*, com a função *DoseRight*. Esta função sugere automaticamente o valor de mAs de cada doente baseado num programa automático que usa uma sobreposição para atingir um nível constante de ruído de imagem. O resultado é uma economia geral da dose administrada ao doente.

A RM de planeamento é adquirida num equipamento Philips® 1,5T *Ingenia* adaptado com a configuração oncológica RM-RT. São utilizados protocolos de aquisição próprios para o fluxo de trabalho de Radioterapia, mesa plana com possibilidade de indexação de acessórios, lasers externos, bobines e suportes dedicados. Para além da aquisição das sequências de planeamento para delimitação de estruturas foi adquirida uma sequência adicional, denominada de *MRCAT* que permite a criação de uma TC sintética e consequentemente a realização da técnica *MR-only*.

Para a criação da TC sintética baseada na RM, uma radiofrequência cartesiana tridimensional (3D) FFE de duplo eco foi adquirida em menos de 5 minutos, com os seguintes parâmetros: *FOV 552 x 552 x 300 mm³*, *TE 1.2/2.5 ms*, *TR*

3.9ms, *Flip angle* 10°, Codificação frequência $284 \times 281 \times 120$, Matriz aquisição $1.05 \times 1.05 \times 2.5 \text{ mm}^3$, largura de banda 1083 Hz/px.

Foi realizada uma reconstrução de Dixon, obtendo-se imagens 3D em fase, gordura e água (fig.1). As imagens em fase e em água são usadas como entrada para o cálculo de máscara corporal. É utilizado um modelo de osso pélvico com base nas imagens em água para determinar a posição inicial. O resultado é movido para a imagem em fase, sendo adicionado o modelo de estrutura do corpo. Por fim, é feita a adaptação para o contorno final do corpo e é gerada a máscara corporal. As imagens em água e em gordura são usadas para a classificação dos tecidos moles (músculo e tecido gordo) em cada voxel dentro da máscara corporal. A inicialização da segmentação óssea é semelhante à adaptação do contorno corporal. Ajuste fino do modelo ósseo com imagem em fase, devido à distinção do osso e da gordura. A máscara óssea da segmentação óssea é assim gerada. Dentro da máscara óssea gerada, os voxels com intensidade do sinal em fase abaixo do limite são classificados como osso compacto. Para cada classe de tecido é atribuído um valor de Hounsfield. Estes valores têm uma escala dinâmica, correspondendo com as unidades de Hounsfield da TC original.

Este algoritmo automático de pós processamento permite-nos a criação da TC sintética a partir das imagens adquiridas na RM.

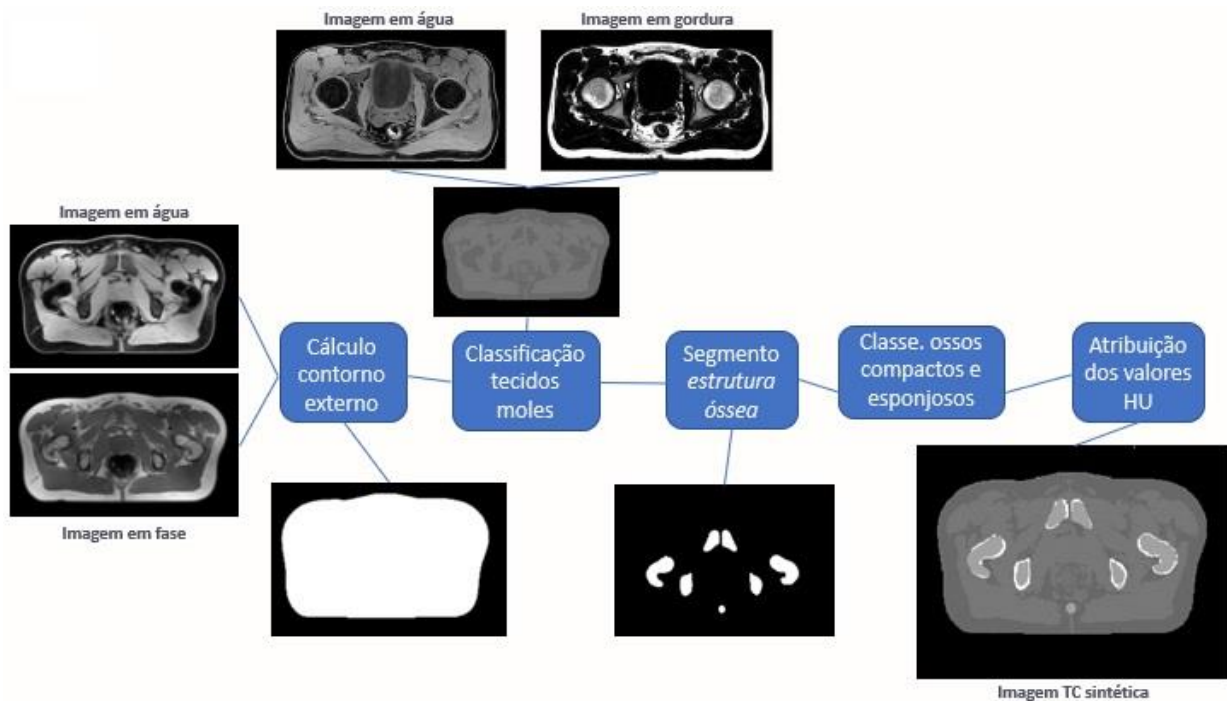


Figura 1 Visão geral do algoritmo para obtenção da TC sintética

Após a criação da TC sintética e aquisição de todas as imagens de planeamento necessárias, a delimitação das estruturas (volume-alvo e órgãos em risco) foi efetuada pelo médico Radioncologista nas imagens de RM e TC. Foi realizado um planeamento dosimétrico na TC de planeamento original e na TC sintética. Ambos os planos foram verificados e analisados, seguindo o controlo de qualidade e a aprovação. Seguiu-se a realização do tratamento, baseado nas imagens de TC planeamento original, com imagem *online* de CBCT de verificação diária para todas as sessões de tratamento.

O CBCT foi adquirido antes de cada tratamento de forma a verificar a posição correta do doente e dos volumes-alvo. O modo de aquisição do CBCT varia consoante a localização anatómica a estudar. Para doentes cerebrais foi utilizado o protocolo de cabeça. Enquanto que para doentes com tumores retais foi utilizado o protocolo pélvico.

Método de registo de imagens

O registo das imagens foi realizado no sistema *Velocity[™]* da Varian® versão 4.0.

Antes do registo das imagens, foi definida uma *clipbox* na região de interesse. Nos doentes com tumores cerebrais a *clipbox* foi ajustada à calote craniana em todas as direções. Já nos doentes com tumores de reto a *clipbox* definida tinha como limite crânio-caudal, o limite superior do sacro e o limite inferior da sínfise púbica; na orientação ântero-posterior o limite anterior da sínfise púbica e o limite posterior do sacro; e os limites laterais, o limite externo das cabeças dos fémures.

As modalidades de imagens foram sobrepostas manualmente e foi aplicada a funcionalidade de registo automático (fig. 2). Em primeiro lugar, fez-se o registo automático semi-rígido (registo baseado nos ossos, mas que tem em conta também os tecidos moles) das imagens da TC de planeamento e da TC sintética com um CBCT inicial do tratamento, com um CBCT a meio do tratamento e com o último CBCT. Caso o doente apenas fizesse uma sessão o registo seria apenas nesse momento. As imagens de CBCT foram definidas como imagens primárias (imagens alvo nas quais vão ser registadas as outras imagens), a TC de planeamento e a TC sintética foram definidas como imagens secundárias. Este procedimento foi realizado para ambas as estruturas em estudo. Com base nos resultados do registo anterior, foi feito o reajuste da origem das imagens de TC de planeamento e da TC sintética pois as coordenadas (linha e coluna) de ambas as imagens não coincidiam. Este reajuste consiste em reamostragem das TC no sistema de coordenadas (origem) do CBCT, de forma a ter a TC de planeamento e a TC sintética com a mesma origem. Por fim, estas imagens foram sobrepostas, com base no registo feito com o CBCT e realizou-se o registo automático das imagens de TC de planeamento reamostrada com a TC sintética reamostrada (exemplo fig.3 e 4).

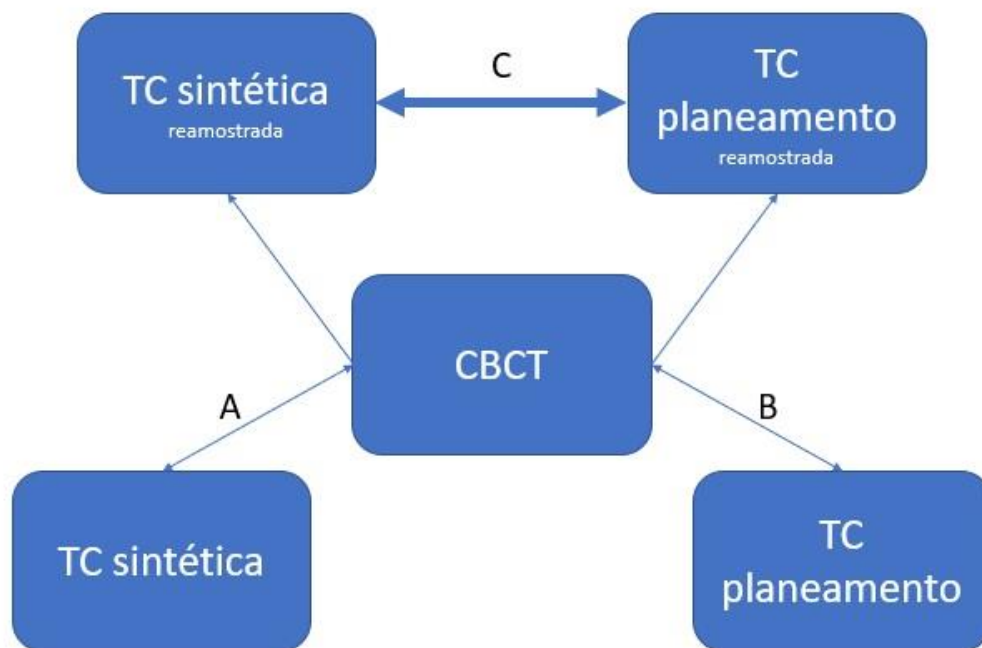


Figura 2 Método de obtenção dos dados relativos aos desvios entre a TC sintética e a TC planeamento. Primeiro, TC sintética registada com CBCT (A) e TCplaneamento registada com CBCT (B). O resultado destes registos permite criar uma TC sintética reamostrada e uma TC planeamento reamostrada. Por fim, é realizado o registo entre as duas imagens reamostradas, que indica os erros entre elas (C).



Figura 3 Registo imagem cerebral da TC de planeamento com a TC sintética

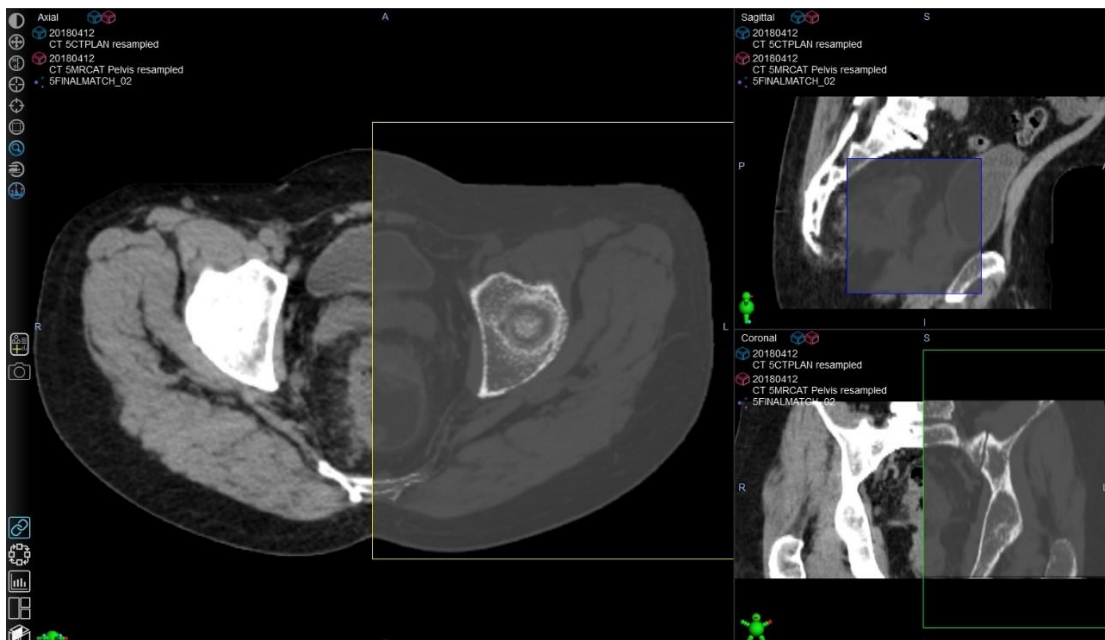


Figura 4 Registo imagem retal da TC de planeamento com a TC sintética

Após verificação visual, obtiveram-se os valores dos registos. O método utilizado foi a solução encontrada para a obtenção de resultados, tendo em conta as ferramentas de registo disponíveis na clínica.

Dos registos obtiveram-se valores translacionais (t_x , t_y , t_z) e rotacionais (θ_x , θ_y , θ_z). Os desvios obtidos foram analisados e as diferenças entre ambas as imagens foram observadas visualmente. De forma, a validar o registo entre as imagens e diminuir o erro provocado pelo método, foi também calculada a média dos 3 desvios obtidos em cada doente.

Ferramenta de análise de dados

Os resultados pertinentes obtidos para as variáveis do estudo foram registados numa base de dados e processados pelo *software Excel - Microsoft Office Professional Plus 2016* versão 18.2005.1191.0, sendo efetuada análise estatística dos mesmos no programa *SPSS® para Windows*, versão 26.0.

A caracterização e descrição da amostra foram efetuadas através dos quartis (1º, mediana e 3º), do valor máximo e mínimo, da média e do desvio-padrão. Para testar se as medianas dos dados são estatisticamente diferentes de 0, utilizou-se o teste não paramétrico de Wilcoxon. Para comparar os desvios entre a estrutura rígida cabeça e não rígida reto, foi realizado a comparação estatística do valor absoluto dos desvios obtidos entre a TC de planeamento e a TC sintética, sendo utilizado o teste estatístico não paramétrico U de Mann-Whitney. Em todos os casos foi considerado um nível de significância de 5%.

Resultados:**Retto**

Neste estudo foram analisados 80 registos de imagens entre a TC planeamento reamostrada e TC sintética reamostrada, sendo que 45 foram feitos na estrutura não rígida do reto. Obtiveram-se assim os desvios translacionais e rotacionais.

Dos 45 registos efetuados em doentes com tumor do reto verificaram-se os seguintes resultados apresentados na tabela 1:

Tabela 1 Análise descritiva dos resultados obtidos nos doentes com tumor do reto

Análise	Translação (mm)			Rotação (°)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Mínimo	-0,96	-0,97	-1,36	-0,36	-0,30	-0,28
1º Quartil	-0,44	-0,53	-0,94	-0,10	-0,09	-0,04
Mediana	-0,21	-0,29	-0,36	0,01	-0,02	0
3º Quartil	0,11	0,20	0,11	0,09	0,05	0,06
Máximo	0,48	0,49	1,16	0,23	0,37	0,28
Média	-0,18	-0,30	-0,39	-0,02	-0,02	0,01
Desvio-Padrão	0,33	0,36	0,65	0,15	0,13	0,10

As variações translacionais observadas no eixo X, sentido lateral (-0,96mm a 0,48mm) e no eixo Y, sentido vertical (-0,97mm a 0,59mm), foram de menor, quando comparadas com as variações no eixo Z, sentido longitudinal (-1,36mm a 1,16mm). Estatisticamente a mediana dos desvios translacionais em X, Y e Z é diferente de 0, com *p-value* de 0,001, < 0,001 e 0,001, respetivamente (gráfico 1). Apesar de ser estatisticamente diferente de 0, a mediana dos valores obtidos é relativamente baixa e próxima de zero, sendo aceitável clinicamente.

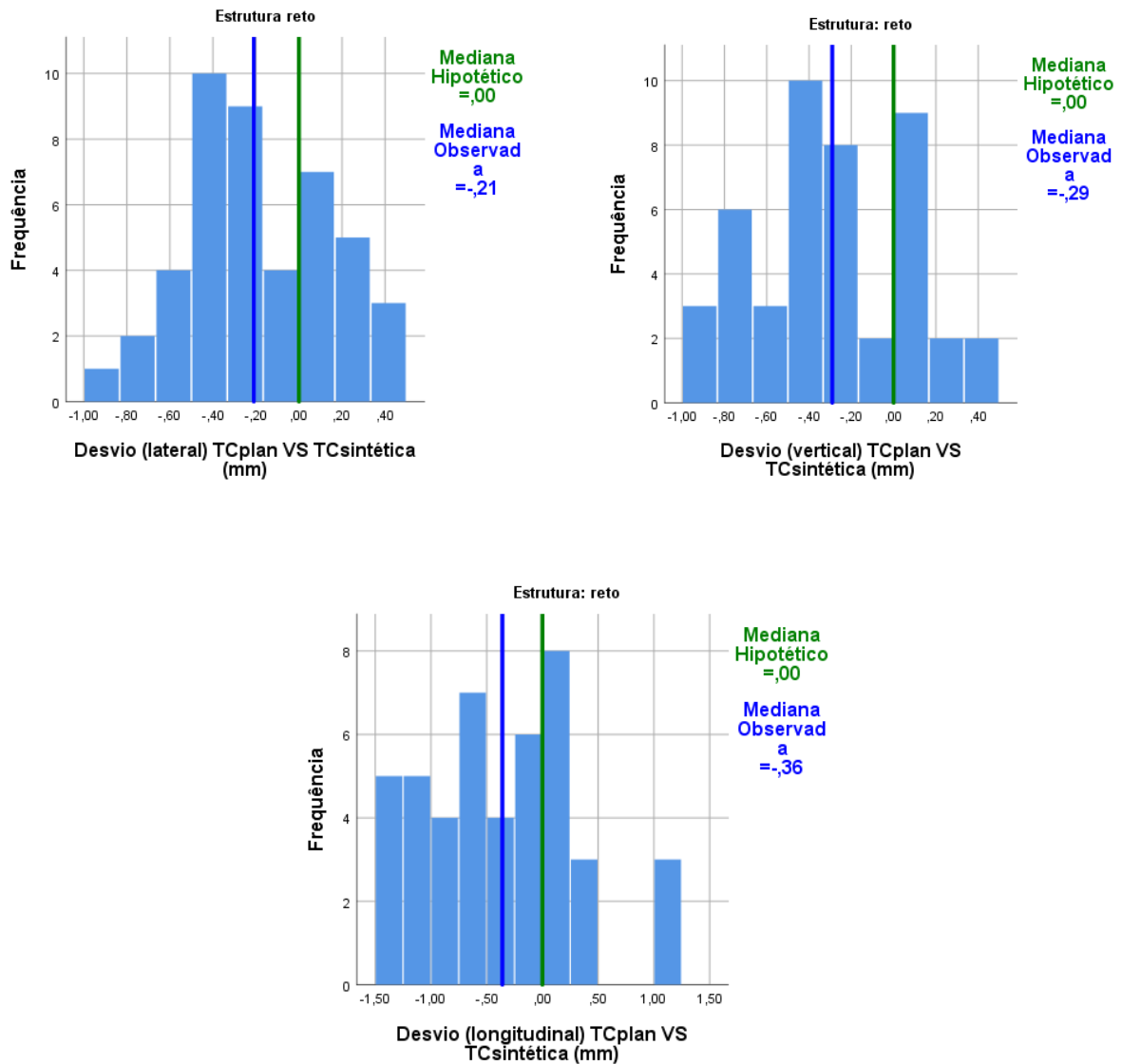


Gráfico 1 Frequência e mediana dos desvios translacionais obtidos, no reto (X, Y, Z). X= sentido lateral, Y= sentido longitudinal e Z= sentido vertical.

Para todos os sentidos rotacionais, verifica-se uma média e uma mediana aproximadamente de 0° e um desvio padrão de 0,15°, 0,13° e 0,10° respetivamente. Não há evidências suficientes para concluir que a mediana da população é significativamente diferente de 0, com *p-value* de 0,843, 0,148 e 0,616, respetivamente (gráfico 2).

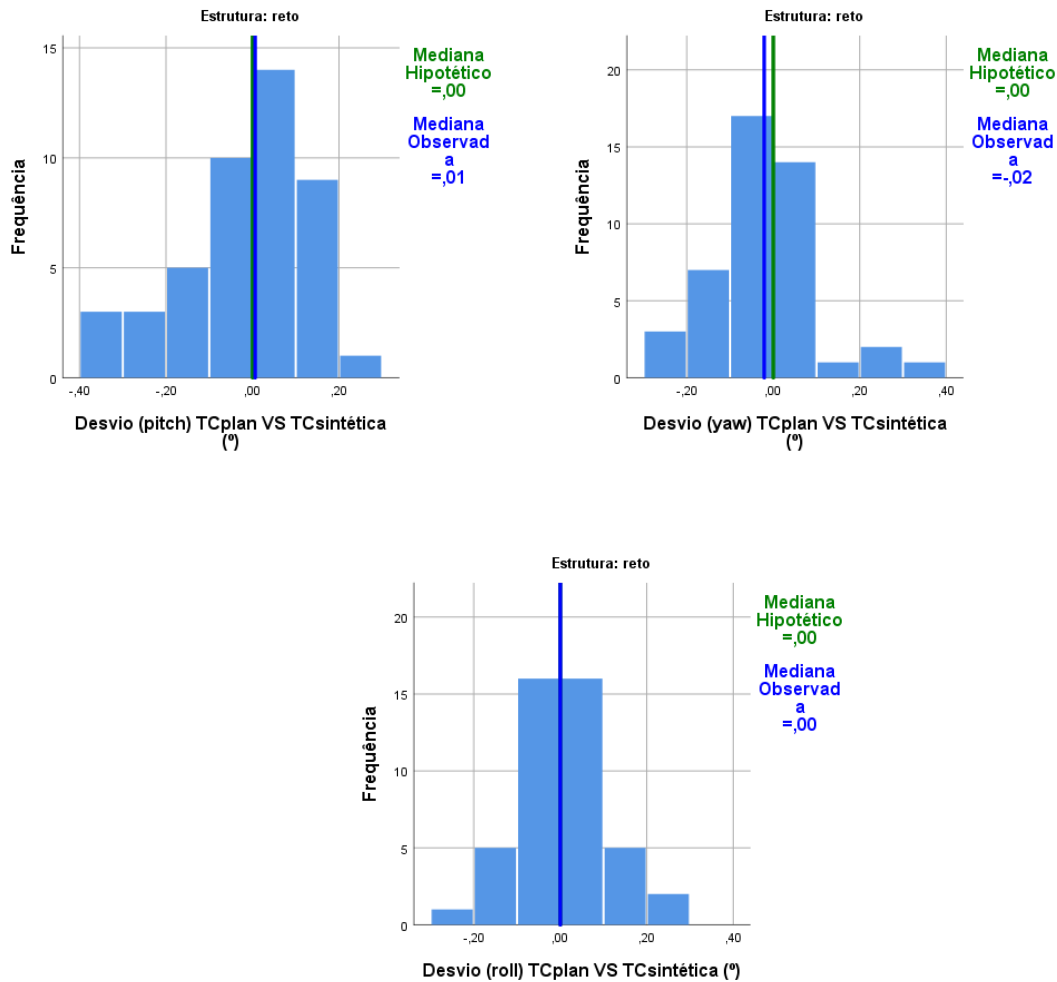


Gráfico 2. Frequência e mediana dos desvios rotacionais obtidos, no reto (X, Y, Z). X= pitch, Y= yaw e Z= roll

Os resultados obtidos na estrutura não rígida do reto indicam que a diferença entre o registo das imagens da TC de planeamento e da TC sintética é mínima, sendo sempre inferior a 1,36mm na translação longitudinal e a 1mm nas restantes translações. A variação verificada foi de $-0,18 \pm 0,33$ mm lateral, $-0,30 \pm 0,36$ mm vertical e de $-0,39 \pm 0,65$ mm longitudinal. Nas rotações, obteve-se uma rotação máxima de $0,37^\circ$, sendo a variação verificada $-0,02 \pm 0,15^\circ$ pitch, $-0,02 \pm 0,13^\circ$ yaw e de $0,01 \pm 0,10^\circ$ roll.

É de verificar que todas as médias e medianas translacionais deram negativo, indicando uma tendência que pode ter sido provocada pelo método ou algoritmo de registo utilizado.

Cérebro

Os resultados observados através da estrutura rígida de cérebro foram obtidos ao logo de 35 registos efetuados. Os desvios obtidos foram translacionais e rotacionais.

Dos 35 registos efetuados em doentes com tumor cerebral verificaram-se os seguintes resultados na tabela 2:

Tabela 2 Análise descritiva dos resultados obtidos nos doentes com tumor no cérebro

Análise	Translação (mm)			Rotação (°)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Parâmetro						
Mínimo	-0,38	-0,60	-1,21	-0,28	-0,08	-0,09
1° Quartil	-0,29	-0,37	-0,91	-0,23	0,06	-0,02
Mediana	-0,09	-0,26	-0,11	-0,19	0,12	0,01
3° Quartil	-0,05	-0,12	0	-0,09	0,17	0,07
Máximo	0,15	0,20	0,21	0,16	0,29	0,31
Média	-0,15	-0,25	-0,41	-0,15	0,11	0,03
Desvio-Padrão	0,15	0,16	0,48	0,11	0,07	0,08

A amplitude da variação translacional entre as duas imagens é maior ao longo do eixo do Z, no sentido longitudinal (-1,21mm a 0,21mm), do que nos restantes eixos X, sentido lateral (-0,38mm a 0,15mm) e Y, sentido vertical (-0,60mm a 0,20mm). Estatisticamente a mediana dos desvios translacionais em X, Y e Z é diferente de 0, com *p-value* <0,001 para todos os eixos (gráfico 3). Apesar de ser estatisticamente diferente de 0, a mediana dos valores obtidos é relativamente baixa e próxima de zero, sendo aceitável clinicamente.

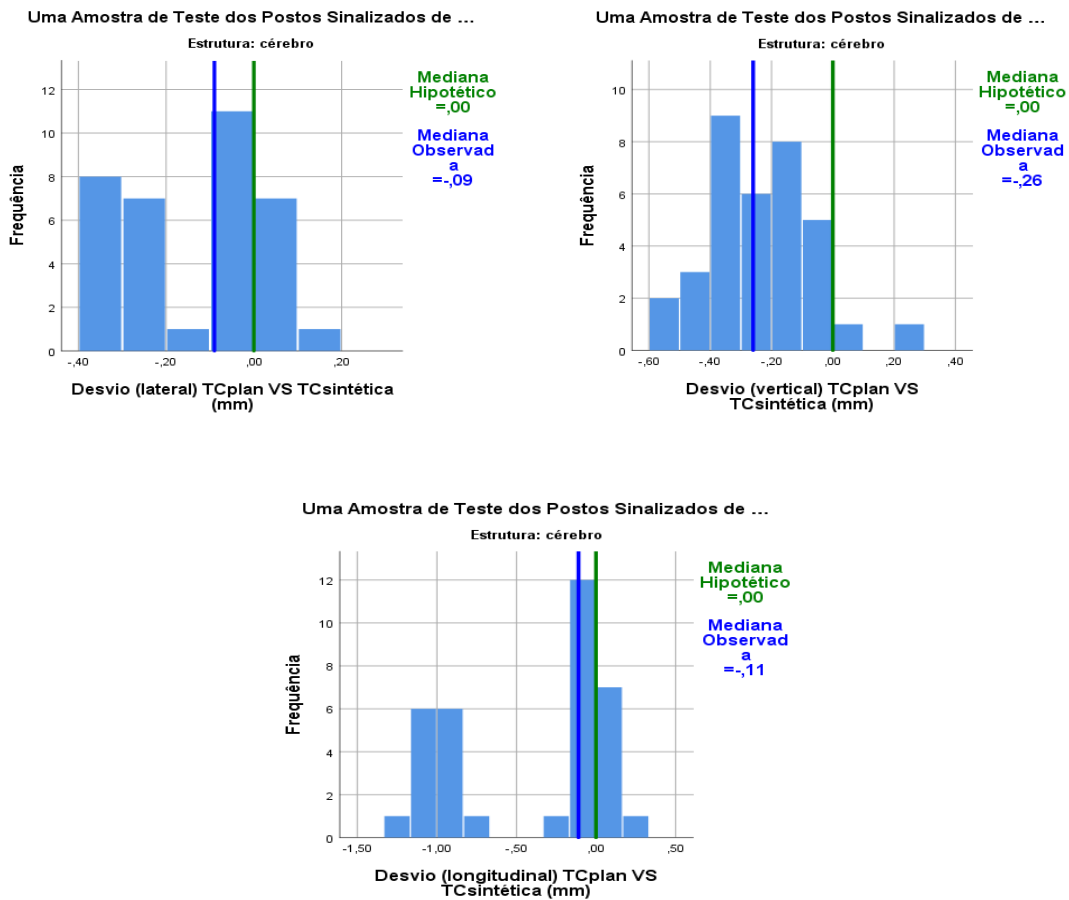


Gráfico 3 Frequência e mediana dos desvios translacionais obtidos, no cérebro (X, Y, Z). X= sentido lateral, Y= sentido longitudinal e Z= sentido vertical.

Quanto à amplitude rotacional todos os eixos não apresentam uma grande variação. No eixo X (-0,28° a 0,16°), no eixo Y (-0,08° a 0,29°) e no eixo Z (-0,09° a 0,31°). Estatisticamente a mediana dos desvios rotacionais em X e Y é diferente de 0, com $p\text{-value} < 0,001$. Em Z, não há evidência para concluir que a mediana da população é significativamente diferente de 0, com $p\text{-value} 0,096$ (gráfico 4).

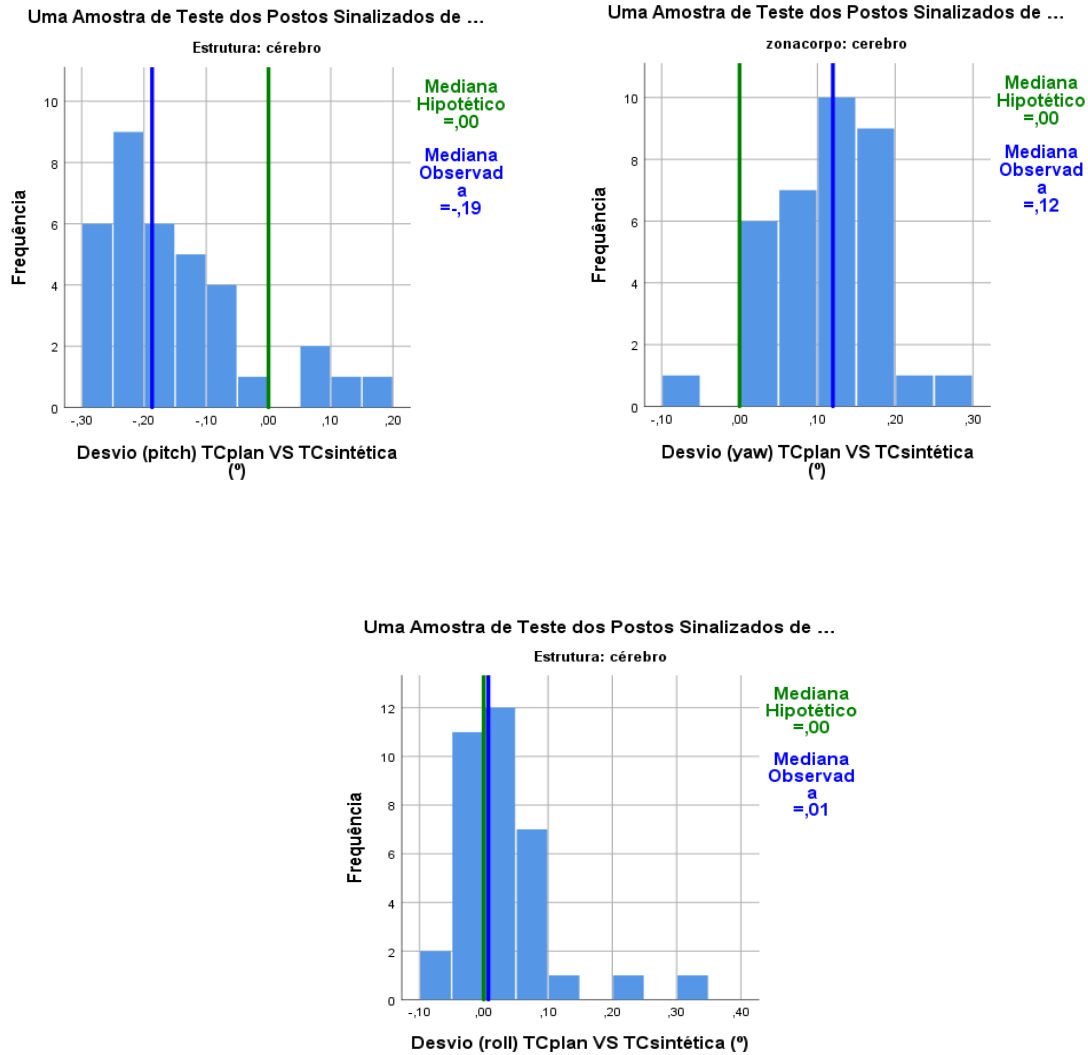


Gráfico 4. Frequência e mediana dos desvios rotacionais obtidos, no cérebro (X, Y, Z). X= pitch, Y= yaw e Z= roll

Os resultados obtidos na estrutura rígida do cérebro indicam que a diferença entre o registo das imagens da TC de planeamento com a TC sintética é mínima, sendo sempre inferior a 1,21mm na translação longitudinal, a 0,6mm na translação vertical e a 0,38 mm na translação lateral. A variação verificada foi de $-0,15 \pm 0,15$ mm lateral, $-0,25 \pm 0,16$ mm vertical e de $-0,41 \pm 0,48$ mm longitudinal. Nas rotações, obteve-se uma rotação máxima de 0, 31°, sendo a variação verificada $-0,15 \pm 0,11^\circ$ pitch, $0,11 \pm 0,07^\circ$ yaw e de $0,03 \pm 0,08^\circ$ roll. Tal como no reto, é de verificar que todas as médias e medianas translacionais deram negativo, indicando uma tendência que pode ter sido provocada pelo método ou algoritmo de registo utilizado.

Diferença entre o reto e cérebro

Como esperado, através das medidas de tendência central e de dispersão, verificou-se que a variação dos desvios em estruturas rígidas como a cabeça são menores do que em estruturas não rígidas, como a pélvis para desvios translacionais (gráfico 5 e 6). Verificou-se que na variação translacional dos desvios em X, (*p-value* <0,001) e em Z (*p-value* 0,016) existe uma diferença significativa entre as distribuições, sendo os desvios obtidos no reto de uma forma geral superiores aos desvios obtidos no cérebro. Enquanto que na variação translacional dos desvios em Y (*p-value* 0,054), não existe evidência suficiente para concluir que a diferença entre as medianas da população é estatisticamente significativa.

Relativamente à variação rotacional dos desvios em X (*p-value* 0,001) existe na população uma diferença significativa nas distribuições, sendo os desvios obtidos no cérebro geralmente superiores aos desvios obtidos no reto. Contudo na variação rotacional em Y (*p-value* 0,051) e em Z (*p-value* 0,059), não existe evidência suficiente para concluir que a diferença entre as medianas da população é estatisticamente significativa.

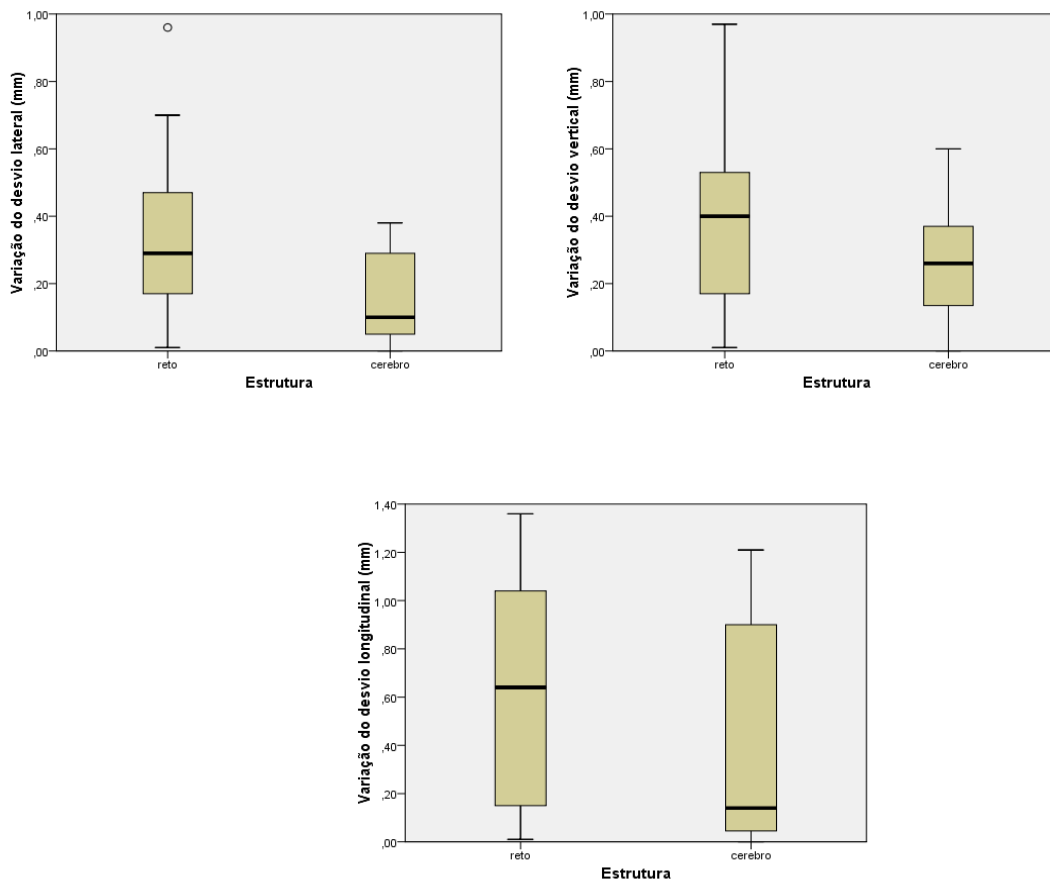


Gráfico 0 Variação e mediana dos desvios translacionais (X, Y, Z), para ambas as estruturas. X= sentido lateral, Y= sentido longitudinal e Z= sentido vertical. ° = outlier

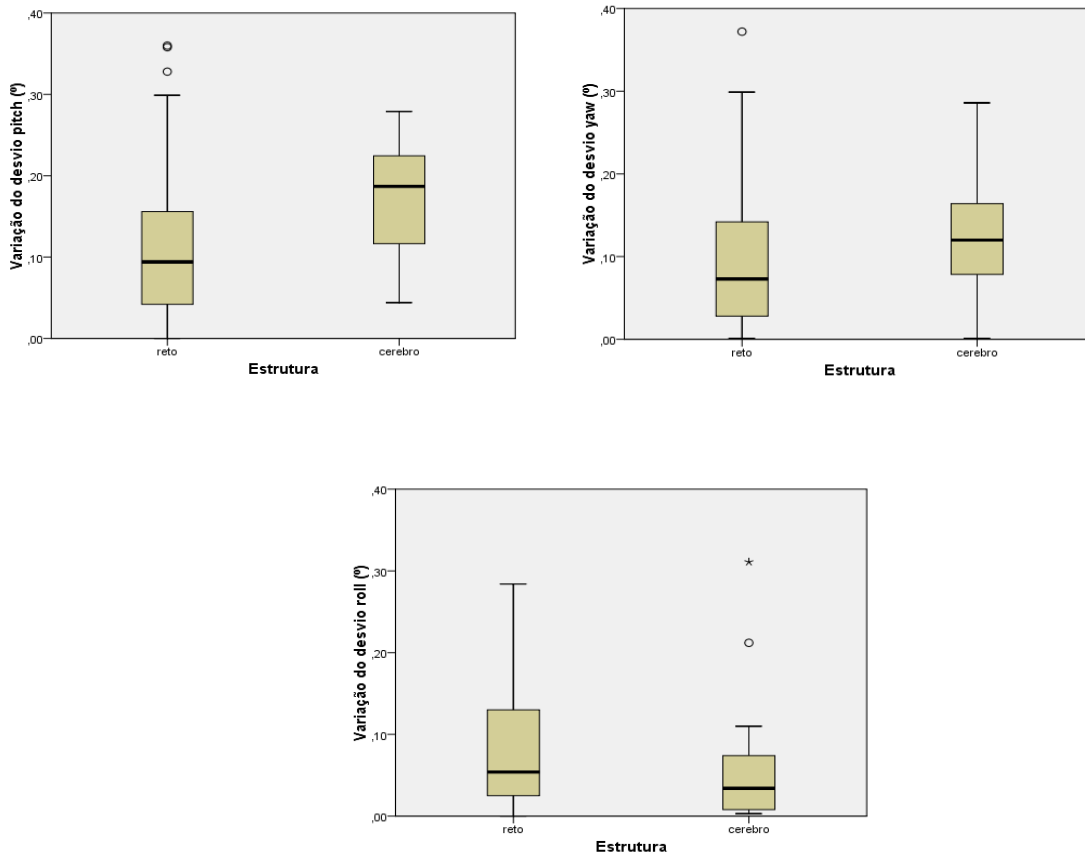


Gráfico 6 Variação e mediana dos desvios rotacionais (X, Y, Z), para ambas as estruturas. X= pitch, Y= yaw e Z= rol.

° = outlier e * = outlier extremo

Conclusão:

A TC sintética gerada, teve precisão comparável à TC de planeamento usada como referência do doente, para o posicionamento com o CBCT adquirido pré-tratamento em estruturas rígidas (cérebro) e não rígidas (reto). A TC sintética poderia potencialmente substituir a TC de planeamento num fluxo de trabalho com a técnica *MR-Only*, evitando-se assim as incertezas sistemáticas introduzidas pelo registo da RM com a TC de planeamento, que afetam todo o tratamento, mas que poderiam potencialmente ser evitadas com o fluxo de trabalho baseado apenas na RM.

Foi validado e demonstrado, que do ponto de vista da incerteza no registo espacial das imagens da TC sintética com a imagem de verificação pré-tratamento CBCT, o fluxo de trabalho com a técnica *MR-Only*, com recurso aos métodos e equipamentos usados, poderá ser implementada com segurança na prática clínica. A TC sintética gerada fornece precisão clínica aceitável para o posicionamento de doentes para tratamento de Radioterapia do reto e do cérebro e permite a eliminação da dose de radiação no doente provocada pela aquisição da TC de planeamento.

A aplicação da técnica *MR-Only* para imagem guiada e verificação da posição dos doentes durante o tratamento demonstrou ser uma alternativa viável à prática comum usada em Radioterapia.

Referências:

1. Chandarana, H., Wang, H., Tijssen, R. H. N., Das, I. J. Emerging Role of MRI in Radiation Therapy. *J. Magn. Reson. Imaging* [internet]. 2018 [cited 2019 May 31]; 48:1468–1478. Available from: <https://doi.org/10.1002/jmri.26271>.
2. Wang, H., Du, K., Qu, J., Chandarana, H., Das, I. J. Dosimetric evaluation of magnetic resonance- generated synthetic CT for radiation treatment of rectal cancer. *Plos One* [internet]. 2018 [cited 2019 May 31]; 13(1):1–15. Available from: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190883>.
3. Tan, J., Joon, D. L., Fitt, G., Wada, M., Joon, M. L., Khoo, V, et al. The utility of multimodality imaging with CT and MRI in defining rectal tumour volumes for radiotherapy treatment planning: a pilot study. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology* [internet]. 2010 [cited 2019 May 31]; 54, 562–568. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1754-9485.2010.02212.x>.
4. Stanescu, T., Hans-sonke, J., Stavrev, P., Fallone, B. G. 3T MR-based treatment planning for radiotherapy of brain lesions. *Radiol Oncol* [internet]. 2006 [cited 2019 May 9]; 40(2), 125–132. Available from: <https://www.radioloncol.com/index.php/ro/article/view/1269/1028>.
5. Liu, F., Yadav, P., Baschnagel, A. M., Mcmillan, A. B. MR - based treatment planning in radiation therapy using a deep learning approach. *J Appl Clin Med Phys* [internet]. 2019 [cited 2019 May 31]; 20:3: 105–114. Available from: <https://doi.org/10.1002/acm2.12554>.
6. Korhonen, J., Kapanen, M., Sonke, J., Wee, L., Salli, E., Tenhunen, M., et al. Feasibility of MRI-based reference images for image-guided radiotherapy of the pelvis with either cone-beam computed tomography or planar localization images. *Acta Oncologica*, 2015; 54: 889–895 [internet]. 2015 [cited 2020 May 29]; 54: 889–895. Available from: <https://doi.org/10.3109/0284186X.2014.958197>.
7. Tyagi, N., Fontenla, S., Zelefsky, M., Chong-ton, M., Ostergren, K., Hunt, M., et al. Clinical workflow for MR-only simulation and planning in prostate. *Radiation Oncology* [internet]. 2017 [cited 2019 May 31]; 119: 1–12. Available from: <https://doi.org/10.1186/s13014-017-0854-4>.

Recebido / Received: 24/06/2022

Aceite / Accept: 10/07/2022