

# Avaliação dosimétrica de erros de posicionamento para implementação da técnica de neuroeixo com arcoterapia volumétrica modulada (VMAT)

## Dosimetric Evaluation of Setup Errors for Clinical Implementation of Volumetric Modulated Arc Therapy Technique for Craniospinal Irradiation

Henrique C. Büll<sup>1</sup>, Mário Ribeiro Neto<sup>2</sup>, Carlos Eduardo B. Maistro<sup>2</sup>, Hélio Yoriyaz<sup>3</sup>,  
Caroline C. Sampaio<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Medicina FMUSP, Universidade de São Paulo, São Paulo, BR

<sup>2</sup>Departamento de Radiologia e Oncologia, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, BR

<sup>3</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, BR

### Resumo

Este trabalho avaliou retrospectivamente correções de imagens planares de pacientes já submetidos a tratamentos de neuroeixo, a fim de quantificar a magnitude dos erros de posicionamento e aplicá-los em diferentes técnicas de radioterapia em arco modulada volumetricamente (VMAT) para definir a que possui o menor impacto dosimétrico considerando estes erros, para implementação na prática clínica, que é objetivo deste estudo. Ao todo 219 imagens planares de 15 pacientes foram selecionadas para avaliação estatística de erros de posicionamento. Para os planejamentos, quatro pacientes pediátricos já tratados com técnica 3D conformacional foram selecionados. Para cada um, cinco planos de tratamento VMAT foram otimizados em duas técnicas: sobreposição com 3 cm, 6 cm e 9 cm de junção e gradiente com 6 cm e 9 cm e foram avaliados pelos índices:  $V_{100\%}$ ,  $V_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{2\%}$ , número de conformidade (CN) e índice de heterogeneidade (HI). Em cada plano, foram inseridos erros de posicionamento com a magnitude encontrada na análise retrospectiva das imagens, bem como avaliar a diferença na distribuição de dose quando considerado a mesa de tratamento. As imagens demonstraram deslocamentos médios entre 1 e 5 mm e em alguns casos chegando à 15 mm. Em relação à qualidade dos planejamentos, todos obtiveram resultados coerentes baseados nas métricas avaliadas sem diferenças significativas. Porém, a técnica de gradiente (9 cm de junção) reduziu o impacto dosimétrico em comparação às outras técnicas quando submetida aos erros de posicionamento. Por fim, ao considerar a mesa de tratamento nos planejamentos, foi encontrada uma redução de 10% no  $V_{100\%}$ . Os resultados mostraram que para implementação da técnica VMAT para neuroeixo recomenda-se realizar imagem de posicionamento diária para minimizar erros de posicionamento com magnitudes maiores que a média encontrada de 3 mm no sentido longitudinal, pois estes têm impacto significativo na distribuição de dose nos planejamentos modulados.

**Palavras-chave:** física médica; radioterapia; irradiação de neuroeixo; arcoterapia modulada volumetricamente.

### Abstract

Retrospectively, there were evaluated corrections of planar images of patients already submitted to craniospinal irradiation (CSI) treatments, in order to quantify setup errors magnitude and simulate them in different volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans to define the one with the lowest dosimetric impact for implementation in clinical practice. 219 planar images of 15 patients previously treated were selected for statistical evaluation of positional errors. For VMAT plans, four pediatric patients who completed treatment with 3D conformational technique were selected and five VMAT plans were optimized in two different techniques: "overlap" with 3 cm, 6 cm and 9 cm of junction and "gradient" with 6 cm and 9 cm. The plans were evaluated by  $V_{100\%}$ ,  $V_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{2\%}$ , conformity number (CN) and heterogeneity index (HI). In each, setup errors with the magnitude found from the retrospective analysis were used to shift the isocenter in the longitudinal direction, in order to assess the dosimetric impact the errors, as well as to evaluated the difference in dose distribution when considering the treatment couch. The analysis of the images showed average displacements between 1 and 5 mm and in some cases reaching a maximum of 15 mm. Regarding the quality of the plans, all obtained consistent results based on the metrics without significant differences between them. However, the smooth gradient technique (9 cm of junction) obtained a lower dosimetric impact when compared to others when subjected to positional errors. Finally, when considering the treatment couch in the planning, a reduction of 10% was found in the  $V_{100\%}$ . For the implementation of the VMAT for CSI, it's recommended daily positioning image to minimize setup errors with magnitudes greater than the average of 3 mm, as these have a significant impact on the dose distribution in the modulated plans.

**Keywords:** medical physics; radiation oncology; craniospinal irradiation; volumetric modulated artherapy.

### 1. Introdução

A irradiação de neuroeixo (CSI, do inglês, *cranialspinal irradiation*) é considerada uma técnica de alta complexidade, tendo em vista a extensão da área a ser irradiada, que inclui inúmeros órgãos em risco (OAR), e o volume clínico alvo (CTV) consiste em todo sistema nervoso central, possuindo tamanho que excede às dimensões máximas dos tamanhos de

campo dos aceleradores lineares convencionais de quarenta centímetros.

A técnica de radioterapia convencional de CSI é realizada com dois campos laterais na região crânio-cervical e um ou dois campos adjacentes na coluna dependendo de sua extensão, como descrito por Van Dyk (1) e colaboradores. A região de encontro dos campos do crânio e da coluna é crítica, pois existe

risco de sub dosar ou sobre dosar esta região sendo necessário manter um espaço de segurança entre os campos (do inglês, *gap*) quando esta técnica é realizada de maneira conformacional para não haver sobreposição dos campos se um eventual erro de posicionamento ocorrer. O posicionamento do paciente, inicialmente, era realizado em prona para melhor visualização da luz de campo na coluna. Porém, para diminuir o desconforto do paciente e facilitar o acesso das vias aéreas em casos de anestesia, foi demonstrado a viabilidade do tratamento ser feito em posição supino (2,3,4).

Com o desenvolvimento das técnicas de radioterapia de intensidade moduladas (IMRT) e radioterapia em arco modulada volumetricamente (VMAT), as múltiplas entradas de campo e variação da fluência conseguem entregar a dose com uma conformação superior ao volume alvo, reduzindo doses em tecidos adjacentes (5). Além disso, o espaço deixado entre os campos na técnica conformacional é substituído por uma região de sobreposição entre os arcos, chamada de região de junção, para conseguir uniformização da dose e obter melhor a cobertura. Portanto, a implementação de técnicas moduladas em tratamentos de neuroeixo é de grande interesse, tendo em vista que está associada a uma menor taxa de complicações e toxicidade e melhor cobertura do volume alvo.

A dificuldade encontrada em técnica modulada de tratamento de neuroeixo continua sendo a junção de campos, pois a extensão do volume alvo de planejamento, PTV, não permite o uso de um único isocentro e erros de posicionamento permanecem direcionados aos problemas na entrega de dose para sobre ou sub dosagem, pois sem existência de um espaço entre os campos, pequenos erros de posicionamento podem levar a impactos dosimétricos significativos.

Assim, considerando os diferentes modelos de planejamento para a junção de campos encontrados na literatura (6,7,8,9,10,11) e seus respectivos impactos dosimétricos de erros de posicionamento em cada técnica, o objetivo do presente trabalho é estudar de forma retrospectiva a magnitude de erros de posicionamentos diários de CSI, avaliar a qualidade de planejamento de dois modelos de técnicas VMAT e os impactos dosimétricos de erros de posicionamento. Dessa forma, o trabalho visa encontrar a técnica que apresenta qualidade de planejamento e menor impacto dosimétrico para ser implementada na prática clínica.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1 Seleção de pacientes para estudo retrospectivo de análise de imagens

Foram selecionadas 219 imagens planares de verificação do posicionamento de quinze pacientes (adultos e pediátricos) que trataram neuroeixo com técnica 3D conformacional em decúbito dorsal no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina, HC-FMUSP, para avaliação da magnitude de erros de posicionamento retrospectivamente. Essas imagens foram realizadas

com feixe de fótons de 6MV utilizando portal vision (Varian, Palo Alto, EUA) versão 13.6 seguindo os protocolos de IGRT (do inglês, *Image Guided Radiation Therapy*) institucional atuais que são: portais anterior e lateral direito do isocentro do crânio e portal de campo posterior das colunas torácica e lombar, nos três primeiros dias para excluir os erros sistemáticos e depois repetido a cada cinco dias para controle de acordo com o protocolo e-NaL (do inglês, *extended no action level*)(12).

As imagens de verificação de posicionamento foram copiadas para um paciente teste criado no sistema de gerenciamento Mosaic v2.64 (Elekta, IMPAC Medical System, Sunnyvale, Califórnia, U.S.A), o qual permitiu o médico experiente fazer as fusões com as imagens de referência do planejamento do paciente, DRR's (do inglês, *digitally reconstructed radiograph*) de planejamento, gerando um relatório completo para análise estatística.

Para a análise retrospectiva dos erros de posicionamento da coluna, os pacientes foram separados de acordo com o número de isocentros desse sítio: 47 imagens de pacientes com isocentro único, 35 imagens de coluna torácica e 37 de coluna lombar, com objetivo de avaliar se número de isocentros na coluna impacta em erros de posicionamento. A diferença entre os números de cada sítio deve-se à realização do número de portais necessário para cada correção. Para análise das imagens do isocentro do crânio, cujo acessório de imobilização utilizado é a máscara termoplástica longa com precisão de 3 mm, permitindo uma menor movimentação, todos os 100 portais foram analisados juntos, considerando que o número de campos na coluna não influenciaria no posicionamento deste isocentro, uma vez que os acessórios de imobilização destas duas regiões são distintos, possibilitando essa diferenciação na análise das imagens. As avaliações desses dados foram feitas através da média, desvio padrão e o máximo valor de deslocamento encontrado.

### 2.2 Seleção de Pacientes e Alvo de tratamento

As imagens tomográficas de quatro pacientes pediátricos escolhidos randomicamente e previamente tratados com a técnica 3D conformacional foram selecionadas para o planejamento das técnicas de VMAT. As imagens de tomografia computadorizada (CT) foram adquiridas com espessura de corte de 2,5 mm em um simulador GE BrightSpeed 12 bits (General Electric Company, Massachusetts, EUA). Todos os pacientes imobilizados em posição supino com máscaras termoplásticas longas com precisão de 3 mm, apoio de cabeça e com os braços ao longo do corpo.

O volume alvo de planejamento (PTV) foi gerado a partir de uma margem simétrica de 5 mm de todo CTV, que engloba cérebro e medula espinhal. Para avaliação do DVH (histograma dose-volume), foi criado um PTV de avaliação, que consiste no volume do PTV com uma margem negativa de 5 mm da pele. Como cada paciente recebeu uma prescrição diferente para seu tratamento prévio, este projeto

normalizou as prescrições de dose para 36 Gy no PTV em 20 frações, apenas para efeitos de comparação. O único OAR avaliado neste trabalho foi o cristalino.

### 2.3 Planejamento de Tratamento

Os planos de tratamento com técnica VMAT foram realizados no sistema de planejamento (TPS) Eclipse v13.6 e otimizados com Photon Optimizer v13.6 para o acelerador linear VARIAN Clinac 2100CD, com colimador multilâminas Millennium 120MLC (120 lâminas com resolução no isocentro de 5 mm para os 20 cm centrais e 10 mm o restante do tamanho de campo máximo do colimador) e com feixe de fótons com energia de 6 MV.

Todos os casos foram planejados em dois isocentros. Para o PTV superior (crânio e coluna cervical), foram utilizados dois arcos completos (181° - 179° sentido horário e 179° - 181° anti-horário) e isocentro definido na base do crânio, pois demonstraram conseguir melhor cobertura do alvo, principalmente da placa cribiforme, e proteção dos cristalinos. No PTV inferior (coluna tóraco-lombar), também foram utilizados dois arcos, porém sem irradiação da porção anterior do paciente, ou seja, os arcos irradiam apenas entre 180° e 270° e entre 90° e 180°. Em todos os casos, os colimadores foram angulados em 15° no primeiro arco e 345° no segundo. O tamanho de campo no eixo X foi mantido fixo em 15 cm (segundo a orientação do fabricante para modulação adequada no sentido do colimador multilâminas) e em Y fixados para criar a região de junção.

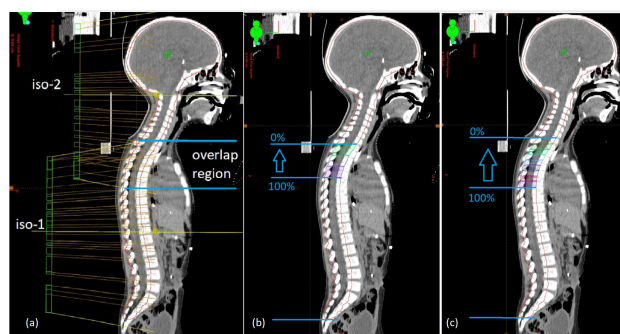
Para cada um dos pacientes foram avaliadas duas técnicas de planejamento VMAT para tratamentos de neuroeixo, chamadas de sobreposição e gradiente. Como o tamanho da junção dos arcos pode influenciar no impacto dosimétrico para erros de posicionamento, foram testados diferentes tamanhos de junção para mesma técnica. Assim, este trabalho avaliou a técnica de sobreposição baseada no trabalho de Chen e colaboradores (10) para três tamanhos de junção (3 cm, 6 cm e 9 cm) e a técnica de gradiente para dois tamanhos de junção (6 cm e 9 cm). Esta última é subdividida pelo tipo de gradiente, ou seja, para 6 cm o gradiente tem um formato de escada, baseado no trabalho de Mayers e colaboradores (7), sendo chamada de gradiente escada e a junção de 9 cm, possui um gradiente suave e quase linear, como descrito por Strojnik e colaboradores (8), sendo chamada de gradiente rampa linear.

Na técnica de sobreposição, os arcos de cada isocentro são dispostos de forma a sobreporem na região de junção e são otimizados todos ao mesmo tempo e no mesmo plano. Dessa forma, o otimizador encontra a melhor solução para a fluência na região de junção. Essa disposição está demonstrada na figura 1a.

Para a técnica de gradiente, cada isocentro é otimizado separadamente em planos diferentes e depois somados. No caso de junção de 6 cm, para conseguir a distribuição de dose desejada na região

de interesse, o PTV é dividido em três anéis iguais, os quais escalonam a dose em passos descendentes de 1/3 em cada anel, simulando uma escada. Assim, o primeiro plano cria três degraus de níveis de dose, permitindo que o segundo plano utilize o primeiro como base para completar a dose de prescrição na região da sobreposição. Como o tamanho da junção foi definido como 6 cm, cada anel tem 2 cm de espessura longitudinal, conforme demonstrado na figura 1b.

A rampa linear, é uma variação da técnica descrita acima, o que difere é uma região de junção de 9 cm. Dessa forma, são criados 9 anéis para gerar um gradiente suave (quase linear) de dose, como ilustrado na figura 1c.



**Figura 1.** Ilustração das técnicas de planejamento VMAT para CSI. (a) Arranjo de campos da técnica *sobreposição* com 9 cm de junção. (b) Anéis de 2 cm otimização para a técnica de gradiente escada. (c) Anéis de 1 cm.

As métricas de avaliação e comparação dos planejamentos em relação à cobertura do PTV incluem  $V_{100\%}$ ,  $V_{95\%}$  (sendo  $V_{100\%}$  o volume que recebe 100% da dose de prescrição e  $V_{95\%}$  o volume que recebe 95%),  $D_{98\%}$ ,  $D_{2\%}$  (onde  $D_{2\%}$  e  $D_{98\%}$  a dose absorvida próxima ao máximo e próxima ao mínimo que cobre 2% e 98% do volume respectivamente), número de conformidade (CN) (13) e índice de heterogeneidade (HI) (14). O CN é dado pela equação (1):

$$CN = V_{100\%}^2 / (V_{PTV} V_{pres}) \quad (1)$$

sendo  $V_{pres}$  o volume da isodose de prescrição,  $V_{PTV}$  é o volume do PTV. A heterogeneidade de dose do plano é avaliada pelo HI, o qual pode ser obtido pela equação abaixo:

$$HI = (D_{2\%} - D_{98\%}) / D_{50\%} \quad (2)$$

sendo  $D_{50\%}$  a dose absorvida em 50% do volume (14).

Além desses parâmetros, na região de junção, foi criada uma estrutura chamada de  $PTV_{junção}$ , definido como o volume do PTV na região de junção, e avaliado  $V_{100\%}$ ,  $V_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{2\%}$  dentro desse volume e em cada caso foi verificado se o ponto de máximo estava dentro da junção ou fora. Em relação aos OARs, foi analisada dose máxima no cristalino.

## 2.4 Simulação de Erros de Posicionamento

Os impactos dosimétricos provocados pelos erros de posicionamento na direção longitudinal foram simulados recalculando com as unidades monitoras fixas dos planos otimizados para todas as frações do tratamento, porém com deslocamentos dos isocentros, os quais foram realizados de duas formas: sendo na primeira, as posições do isocentro foram movidas em sentidos opostos na direção longitudinal, ou seja, o isocentro do crânio deslocado 3 mm superior, enquanto que o da coluna foi movimentado 3 mm inferior; na segunda análise, o isocentro do crânio foi movido no sentido inferior e o campo da coluna em sentido superior. O mesmo procedimento foi realizado para deslocamentos de  $\pm 10$  mm e  $\pm 15$  mm. Tais valores foram utilizados devido ao resultado obtido da análise retrospectiva das imagens de portais do tratamento conformacional finalizado de quinze pacientes (Tabela 1).

O trabalho avaliou apenas erros na direção longitudinal, pois estudos, tais como, Wang K e colaboradores (9) demonstram que variações no posicionamento do isocentro nesta direção tem maior impacto dosimétrico que nas outras direções, sendo que incertezas de posicionamento de até 10 mm nos sentidos lateral e vertical não apresentam aumento de dose máxima significativa indicando que o gradiente de dose nesses sentidos é pequeno.

## 2.5 Influência da atenuação da mesa

Um dos quatro pacientes planejados com VMAT teve seus planos recalculados com mesma otimização após a inclusão da mesa Exact IGRT couch no Eclipse, a fim de avaliar as diferenças na distribuição de dose na cobertura do alvo ( $V_{100\%}$ ,  $V_{95\%}$ ) e nos pontos frios ( $D_{98\%}$ ) e dose próxima ao máximo ( $D_{2\%}$ ).

Essas métricas foram avaliadas em dois volumes diferentes. O primeiro foi o PTV e o segundo, o PTV<sub>coluna</sub>, o qual representa o volume de PTV apenas da parte da coluna, sendo criado para avaliar essa região que é a que sofre maior influência da atenuação da mesa devido à disposição dos arcos.

## 3. Resultados

### 3.1 Erros de posicionamento retrospectivos

O estudo retrospectivo das imagens planares de pacientes que trataram neuroeixo na instituição demonstraram os seguintes erros de posicionamento, apresentados na Tabela 1. As correções longitudinais tiveram média de 1 mm no isocentro do crânio, 2 mm na coluna com apenas um isocentro, 3 mm na coluna torácica e 5 mm na coluna lombar. Para esses isocentros, também tiveram correções com média de 2 mm lateralmente para o crânio e coluna torácica e

4 mm para a coluna com apenas um isocentro e coluna lombar. Nota-se que a maior correção no sentido longitudinal foi para o isocentro da coluna lombar.

As variações em relação à média foram elevadas como demonstrado pelo desvio padrão de cada variável que possuem mesma ordem de grandeza do valor da média. Em relação aos maiores erros encontrados, a terceira coluna da Tabela 1 apresenta análises excepcionais com correções de 14 a 16 mm. Atenta-se ao fato de que as imagens avaliadas não extinguem a correção, ou seja, imagens pré e pós-correção foram analisadas sem distinção.

**Tabela 1:** Análise estatística de correções de posicionamento de portais MV.

		Média (mm)	Máximo (mm) <sup>a</sup>
Isocentro	Longitudinal	1 ± 2	10
	Cranial	Lateral	2 ± 2
		Vertical	1 ± 2
Coluna com um Isocentro	Longitudinal	2 ± 2	7
	Lateral	4 ± 4	16
Coluna Superior	Longitudinal	3 ± 3	9
	Lateral	2 ± 3	13
Coluna Inferior	Longitudinal	5 ± 4	14
	Lateral	4 ± 4	16

<sup>a</sup> Maior deslocamento encontrado

Fonte: O Autor (2023).

### 3.2 Qualidade do Planejamento

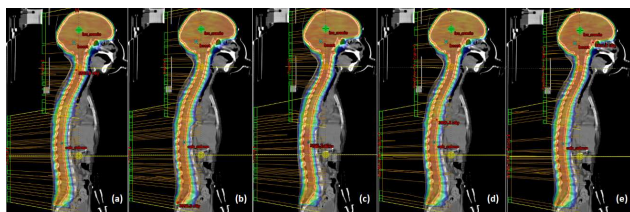
Todos os planejamentos independentemente da técnica utilizada atingiram os objetivos os quais foram: o volume que recebe 100% da dose de prescrição ( $V_{100\%}$ ) igual ou superior a 90% ou  $V_{95\%} > 95\%$  como avaliação de cobertura, dose máxima pontual  $D_{max} < 115\%$  ou dose próxima ao máximo  $D_{2\%} < 107\%$  e respeitando o limite de dose do cristalino de 10 Gy, com exceção dos casos em que havia CTV em intersecção com a órbita, por isso a dose limite no cristalino não pode ser respeitada. As médias dos parâmetros de qualidade de plano para cada técnica e tamanho de junção estão demonstrados na Tabela 2.

**Tabela 2:** Resultado das métricas de avaliação de planejamento para cada técnica e tamanho de junção. Valores em porcentagem (%).

Tamanho da Sobreposição	Técnica de Sobreposição			Técnica de Gradiente	
	3 cm	6 cm	9 cm	6cm	9cm
PTV					
V <sub>100%</sub>	95,4 ± 1,4	94,0 ± 2,1	95,0 ± 1,7	93,2 ± 2,6	94,0 ± 2,1
V <sub>95%</sub>	98,8 ± 1,4	99,3 ± 0,3	99,3 ± 0,9	98,9 ± 1,0	99,0 ± 0,9
D <sub>98%</sub>	98,6 ± 0,9	97,8 ± 1,0	97,9 ± 2,1	97,0 ± 2,1	96,5 ± 1,9
D <sub>2%</sub>	106,7 ± 0,4	106,6 ± 0,6	106,6 ± 0,1	106,8 ± 0,3	105,0 ± 4,4
D <sub>max</sub>	111,8 ± 1,3	111,8 ± 1,0	111,1 ± 1,4	112,1 ± 1,0	111,9 ± 1,4
CN	0,906 ± 0,012	0,893 ± 0,018	0,901 ± 0,020	0,891 ± 0,026	0,897 ± 0,021
HI	0,079 ± 0,010	0,085 ± 0,011	0,083 ± 0,020	0,095 ± 0,021	0,082 ± 0,046
PTV <sub>junção</sub>					
V <sub>100%</sub>	78,7 ± 6,0	87,6 ± 12,7	91,5 ± 7,4	84,6 ± 7,8	91,8 ± 11,0
V <sub>95%</sub>	99,9 ± 0,3	99,9 ± 0,1	100,0 ± 0,0	99,8 ± 0,2	100,0 ± 0,0
D <sub>98%</sub>	98,0 ± 0,7	98,9 ± 1,5	99,3 ± 1,0	98,0 ± 0,8	99,4 ± 1,0
D <sub>2%</sub>	104,4 ± 0,2	105,2 ± 1,1	106,0 ± 1,3	104,9 ± 1,3	105,8 ± 0,8

Fonte: O Autor (2023).

Observa-se que na maioria dos casos o V<sub>95%</sub> ficou próximo a 99%, o V<sub>100%</sub> entre 93% e 95%, D<sub>98%</sub> maior que 97% e a heterogeneidade (HI) com valor médio 0,085 ± 0,022. Comparando a conformidade dos planos, não houve diferenças relevantes, ou seja, CN aproximadamente 0,900 para todos os casos. Algumas diferenças aparecem na região de junção cervical, já que o V<sub>100%</sub> do PTV<sub>junção</sub> variou de 79% a 92% entre as técnicas, porém V<sub>95%</sub> manteve-se maior que 99% e D<sub>98%</sub> em 98%. A dose média nos cristalinos foi de 14,1 Gy, considerando que um dos pacientes possuía acometimento da órbita, necessitando aumentar a dose na região posterior dos olhos, elevando assim a média de dose nos cristalinos. Desconsiderando este caso, a média de dose nos cristalinos foi de 11,4 Gy, ainda acima dos 10 Gy, limite aceitável para este órgão considerado na instituição. A distribuição de dose dos cinco planos pode ser visualizada para um dos pacientes na figura 2.



**Figura 2:** Distribuição de dose representativa em colorwash entre 50-110% dos planos de um paciente: (a) sobreposição 3 cm, (b) sobreposição 6 cm, (c) sobreposição 9 cm, (d) gradiente escada e (e) gradiente rampa linear.

### 3.3 Simulação dos erros de posicionamento

A Tabela 3 traz os resultados para erros de posicionamento de ±3 mm, ± 10 mm e ±15 mm na direção longitudinal avaliando a distribuição de dose no PTV, considerando os piores desfechos quando esses erros ocorrem simultaneamente nos dois isocentros.

Nota-se que, os pontos de doses mais altas variaram consideravelmente, chegando a 30% para “overlap” com junção de 3 cm e para ambas as junções da técnica gradiente e a perda de cobertura em V<sub>95%</sub> variou em torno dos valores de 99%, 93% e 88% para os deslocamentos -3 mm, -10 mm e -15 mm, respectivamente, enquanto para os valores positivos dos erros, foi de 97%, 90% e 85% respectivamente.

As métricas V<sub>95%</sub> e D<sub>2%</sub> não variaram significativamente entre as técnicas para mesmo erro de posicionamento em relação ao tamanho da junção, quando avaliado o PTV. Porém, ao analisar o PTV junção, na tabela 4, o tamanho da junção influencia diretamente nos pontos de maior dose (D<sub>2%</sub>) e menor (D<sub>98%</sub>) neste volume. A junção de 3 cm teve pontos de maior dose, sendo D<sub>2%</sub>>20% (-3 mm), D<sub>2%</sub>>47% (-10 mm), D<sub>2%</sub>> 63% (-15 mm) e os de menores, D<sub>98%</sub><82% (+3 mm), D<sub>98%</sub><53% (+10 mm), D<sub>98%</sub>< 37% (+15 mm). Pode-se notar na tabela que, aumentando a junção, existe uma redução nesses pontos de dose extremos.

Esse mesmo padrão aparece na técnica gradiente com junção do tipo escada de 6 cm que demonstrou resultados semelhantes a sobreposição com junção de 3 cm com pontos de maior dose, sendo D<sub>2%</sub>>21% (-3 mm), D<sub>2%</sub>>46% (-10 mm), D<sub>2%</sub>> 61% (-15 mm) e menor dose, D<sub>98%</sub><82% (+3 mm), D<sub>98%</sub><56% (+10 mm), D<sub>98%</sub>< 42% (+15 mm). Para a técnica de

gradiente com junção de 9 cm, houve uma redução significativa nas diferenças de doses quando comparado às outras técnicas e tamanho de junção, principalmente diminuindo ponto de maior dose entre 5-8%, 15-20% e 25-30% para erros de -3 mm, -10 mm e -15 mm, respectivamente.

Por fim, analisado o impacto dosimétrico no cristalino devido aos erros de posicionamento, não houve diferença significativa em relação ao tipo de técnica ou tamanho de junção. Porém, erros que deslocam o isocentro para inferior do paciente aumentam significativamente a dose recebida nesse órgão, como esperado, já que existe PTV na região superior aos olhos. A dose neste órgão foi em média de 14,6 ± 6,4 Gy, 29,2 ± 4,1 Gy e 34,0 ± 3,2 Gy para erros de 3 mm, 10 mm e 15 mm, respectivamente, enquanto deslocamentos para superior tiveram menor influência.

**3.4 Impacto dosimétrico da atenuação da mesa**

Todos os cinco planos de um paciente foram recalculados com a mesa de tratamento padrão do TPS. Os resultados obtidos para cada métrica em

relação ao PTV foram:  $V_{100\%} = 86,7 \pm 2,6\%$ ,  $V_{95\%} = 99,3 \pm 0,3\%$ ,  $D_{98\%} = 96,6 \pm 1,1\%$  e  $D_{2\%} = 105,5 \pm 0,6\%$ . Em comparação com o plano original, as médias de cada métrica foram:  $V_{100\%} = 94,3 \pm 2,0\%$ ,  $V_{95\%} = 99,1 \pm 0,9\%$ ,  $D_{98\%} = 97,6 \pm 1,6\%$  e  $D_{2\%} = 106,3 \pm 0,6\%$ .

Considerando apenas a região do PTV da coluna, os resultados foram  $V_{100\%} = 73,3 \pm 5,8\%$ ,  $V_{95\%} = 99,5 \pm 0,2\%$ . Não houve diferenças em relação ao tipo de técnica.

Pode-se observar uma redução considerável nos valores de  $V_{100\%}$  nos volumes. Já  $V_{95\%}$ , se manteve semelhante quando comparado com os resultados sem a mesa e como esperado, a região mais afetada pela mesa é a coluna. Sem considerar a mesa, o  $V_{100\%}$  do PTV<sub>coluna</sub> foi de  $95,2 \pm 2,2\%$  e  $V_{95\%}$  de  $99,9 \pm 0,0\%$ . Comparando com os resultados, nota-se uma redução em torno de 20% em dose de prescrição, porém, para o  $V_{95\%}$  não houve alteração significativa, sendo esta menor que 0,5%.

**Tabela 3:** Resultado das médias das métricas de cobertura e pontos quente de todos os pacientes para cada técnica e cada tamanho de junção após inserir erros de posicionamento. Valores em porcentagem (%).

Tamanho da Sobreposição		Técnica de Sobreposição			Técnica de Gradiente	
		3 cm	6 cm	9 cm	6cm	9cm
PTV	Erro					
$V_{95\%}$	+3 mm	97,3 ± 0,3	97,5 ± 0,5	97,3 ± 0,8	96,8 ± 0,9	96,9 ± 1,1
$D_{2\%}$	+3 mm	107,9 ± 0,4	106,5 ± 0,5	106,5 ± 0,2	106,7 ± 0,2	107,1 ± 0,3
$V_{95\%}$	-3 mm	99,2 ± 0,7	99,2 ± 0,7	98,8 ± 0,8	98,5 ± 1,4	98,6 ± 1,2
$D_{2\%}$	-3 mm	107,9 ± 0,5	108,0 ± 0,4	108,0 ± 0,3	108,1 ± 0,7	108,5 ± 0,5
$V_{95\%}$	+10 mm	90,8 ± 0,7	90,8 ± 0,7	89,8 ± 0,5	90,1 ± 0,4	89,3 ± 0,9
$D_{2\%}$	+10 mm	106,7 ± 0,4	106,6 ± 0,2	106,5 ± 0,4	106,7 ± 0,2	107,1 ± 0,4
$V_{95\%}$	-10 mm	93,2 ± 2,1	93,4 ± 1,7	93,6 ± 0,6	92,8 ± 1,6	92,9 ± 1,4
$D_{2\%}$	-10 mm	118,6 ± 5,3	116,8 ± 1,0	117,2 ± 2,5	119,7 ± 5,0	121,4 ± 1,2
$V_{95\%}$	+15 mm	85,8 ± 1,0	84,8 ± 1,2	84,3 ± 0,5	85,0 ± 0,5	84,3 ± 0,8
$D_{2\%}$	+15 mm	106,8 ± 0,4	106,8 ± 0,2	105,9 ± 1,9	106,9 ± 0,3	107,3 ± 0,5
$V_{95\%}$	-15 mm	88,1 ± 2,3	88,3 ± 2,1	88,7 ± 0,6	87,6 ± 1,8	87,9 ± 1,4
$D_{2\%}$	-15 mm	127,8 ± 6,8	122,4 ± 3,1	122,2 ± 3,0	128,8 ± 5,9	129,8 ± 1,2

Fonte: O Autor (2023).



**Tabela 4:** Resultado da média de pontos quentes ( $D_{2\%}$ ) e pontos frios ( $D_{98\%}$ ) na região de junção para cada técnica e cada tamanho de junção após inserir erros de posicionamento. Valores em porcentagem (%).

Tamanho da Sobreposição		Técnica de Sobreposição						Técnica de Gradiente			
		3 cm		6 cm		9 cm		6cm		9cm	
$PTV_{junção}$	Erro										
$D_{98\%}$	+3 mm	82,4	± 1,3	87,5	± 1,1	86,5	± 0,9	82,3	± 2,3	92,5	± 3,1
$D_{2\%}$	+3 mm	99,2	± 2,0	105,0	± 2,3	105,4	± 3,4	103,2	± 3,0	103,6	± 4,0
$D_{98\%}$	-3 mm	102,4	± 2,8	99,2	± 1,2	99,7	± 4,3	100,3	± 1,4	102,7	± 2,5
$D_{2\%}$	-3 mm	120,2	± 1,4	117,0	± 1,8	117,4	± 1,9	120,8	± 3,1	112,2	± 1,3
$D_{98\%}$	+10 mm	53,5	± 6,5	63,9	± 4,6	63,8	± 2,7	56,3	± 6,2	76,3	± 4,9
$D_{2\%}$	+10 mm	84,1	± 4,6	100,9	± 5,8	102,8	± 7,7	92,6	± 5,1	93,2	± 4,7
$D_{98\%}$	-10 mm	115,4	± 5,3	101,7	± 3,4	101,3	± 8,0	109,7	± 4,4	109,5	± 4,2
$D_{2\%}$	-10 mm	147,9	± 6,1	139,6	± 7,6	139,1	± 5,0	145,9	± 7,7	124,8	± 6,1
$D_{98\%}$	+15 mm	37,4	± 6,2	52,3	± 7,5	52,3	± 2,8	41,9	± 6,2	62,6	± 2,4
$D_{2\%}$	+15 mm	65,6	± 6,8	90,1	± 3,4	100,6	± 7,3	81,0	± 5,0	86,2	± 7,4
$D_{98\%}$	-15 mm	126,9	± 5,7	104,5	± 3,4	100,4	± 6,4	116,6	± 3,3	111,2	± 7,7
$D_{2\%}$	-15 mm	163,6	± 6,8	150,4	± 9,8	151,3	± 5,9	160,8	± 8,1	134,2	± 8,2

Fonte: O Autor (2023).

#### 4. Discussão

Realizando um estudo retrospectivo de imagens de portais de paciente que trataram neuroeixo com técnica 3D conformacional, foi demonstrado que o posicionamento diário em geral apresenta desvios entre 1 e 5 mm, podendo alcançar 15 mm, o que ressalta uma atenção maior ao protocolo de imagens e acessórios de posicionamento antes da implementação da técnica modulada na prática clínica.

Dentre as técnicas de planejamento moduladas realizadas neste estudo, ambas as técnicas possuem qualidade semelhante do plano quando não existe erros de posicionamento como demonstrado na tabela 2, mas observou-se que o tamanho da junção associada ao modelo de planejamento impacta diretamente na variação dosimétrica se houver erro de posicionamento, com diferenças relevantes no aparecimento de doses altas como  $D_{2\%} > 20\%$  e pontos de subdosagem do PTV.

A técnica de gradiente suave, formando uma distribuição de dose quase linear na região da junção com tamanho em torno de 9 cm, apresentou o menor impacto dosimétrico para erros de posicionamento em tratamentos de CSI com VMAT.

Com resultado similar a estes estudos (6,7,8,9,10,11), este trabalho demonstrou que a técnica de sobreposição é mais influenciada por erros de posicionamento, de tal forma que erros de 3 mm podem, em alguns casos, chegar, a 20% acima da dose de prescrição na junção dos arcos, lembrando que os valores encontrados são para erros de posicionamento em todas as frações do tratamento. Da mesma forma, a técnica gradiente escada com 6 cm de junção também apresentou grande impacto dosimétrico com magnitude semelhante à

sobreposição de 3 cm de junção. Um resultado diferente para essa técnica de gradiente foi encontrado no estudo de Myers e colaboradores [8], em que o gradiente de dose criado por quatro anéis, ou seja do tipo escada, com junção maior que 3,5 cm diminui significativamente diferenças dosimétricas em erros de posicionamento.

Por outro lado, uma técnica de gradiente suave (junção de 9 cm) reduz consideravelmente o impacto dosimétrico na região de junção tanto em relação a  $D_{98\%}$  quanto  $D_{2\%}$ , com variações de 7% e 6% em relação ao plano original respectivamente, considerando  $\pm 3$  mm de erro de posicionamento para todas as frações do tratamento. Resultado semelhante foi encontrado por Strojnik e colaboradores (6), que mostrou que junção muito estreita pode resultar em  $\pm 30\%$  de variação de dose em  $\pm 5$  mm de erro de posicionamento, enquanto uma junção de aproximadamente 10 cm formando um gradiente linear de dose diminui essa variação para  $\pm 10\%$ .

A importância de considerar a mesa em tratamentos modulados é encontrada na literatura (15,16). Este trabalho estudou o impacto dosimétrico da atenuação da mesa simulada no sistema de planejamento para um caso, o qual demonstrou variações significativas da dose de prescrição de aproximadamente 10% a menos de cobertura no volume do PTV e como esperado, de até 20% na região da coluna. Porém o volume que recebe 95% da dose de prescrição não teve diferença significativa. Dessa forma, é válido realizar um estudo de atenuação com uma amostragem maior antes da implementação da técnica.

Esses resultados representam o impacto na distribuição de dose de prescrição  $V_{100\%}$  e  $V_{95\%}$  e não o fator de atenuação da mesa. A atenuação foi estudada por Li H e colaboradores (16) que verificou

a influência da mesa Exact IGRT em planejamentos de IMRT (*Intensity-Modulated Radiation Therapy*) e VMAT, demonstrando atenuação do feixe de até 4,1%.

## 5. Conclusões

Dentre as técnicas de planejamento de CSI estudadas neste trabalho, a de gradiente suave com junção em torno de 9 cm pode ser implementada com maior segurança considerando os erros de posicionamento médios encontrados e seguindo a recomendação de protocolos de imagens diários bem definidos.

## Referências

1. Van Dyk J, Jenkin RD, Leung PM, et al. Medulloblastoma: Treatment technique and radiation dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1977;2:993–1005.
2. Liu AK, Thornton D, Backus J, Dzingler W, Stoehr S, Newman F. Supine Craniospinal Irradiation Setup with Two Spine Fields. *Medical Dosimetry.* 2009;34(3):214–6.
3. Parker WA, Freeman CR. A simple technique for craniospinal radiotherapy in the supine position. *Radiotherapy and Oncology.* 2006;78(2):217–22.
4. Neelakandan V, Christy Ss, Mukherji A, Reddy Ks. Craniospinal irradiation by rapid Arc® technique in supine position: A dosimetric and clinical analysis. *J Curr Oncol.* 2018;1(1):16.
5. Studenski MT, Shen X, Yu Y, Xiao Y, Shi W, Biswas T, et al. Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation—A comparison with traditional techniques. *Medical Dosimetry.* 2013;38(1):48–54.
6. Strojnik A, Méndez I, Peterlin P. Reducing the dosimetric impact of positional errors in field junctions for craniospinal irradiation using VMAT. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy.* 2016;21(3):232–9.
7. Myers P, Stathakis S, Mavroidis P, Esquivel C, Papanikolaou N. Evaluation of localization errors for craniospinal axis irradiation delivery using volume modulated arc therapy and proposal of a technique to minimize such errors. *Radiotherapy and Oncology.* 2013;108(1):107–13.
8. Traneus E, Bizzocchi N, Fellin F, Rombi B, Farace P. Universal field matching in craniospinal irradiation by a background-dose gradient-optimized method. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(1):46–9.
9. Wang K, Meng H, Chen J, Zhang W, Feng Y. Plan quality and robustness in field junction region for craniospinal irradiation with VMAT. *Physica Medica* 2018;48:21–6.
10. Chen J, Chen C, Atwood TF, Gibbs IC, Soltys SG, Fasola C, et al. Volumetric modulated arc therapy planning method for supine craniospinal irradiation. *J Radiat Oncol.* 2012;(3):291–7.
11. Zhou Y, Ai Y, Han C, Zheng X, Yi J, Xie C, et al. Impact of setup errors on multi-isocenter volumetric modulated arc therapy for craniospinal irradiation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2020;21(11):115–23.
12. Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice [Internet]. IAEA; 2019 [cited 2021 Feb 20]. Available from: <https://www.iaea.org/publications/12264/introduction-of-image-guided-radiotherapy-into-clinical-practice>
13. Feuvret L, Noel G, Mazon JJ, Bey P. Conformity index: a review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:333–42.
14. ICRU Report 83, Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT). International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) 2022.
15. Li H, Lee AK, Johnson JL, Zhu RX, Kudchadker RJ. Characterization of dose impact on IMRT and VMAT from couch attenuation for two Varian couches. *J Appl Clin Med Phys.* 2011 Mar 2;12(3):3471. doi: 10.1120/jacmp.v12i3.3471. PMID: 21844859; PMCID: PMC5718645.
16. Zhang R, Gao Y, Bai W. Quantification and comparison of the dosimetric impact of two treatment couch models in VMAT. *J Appl Clin Med Phys.* 2018 Jan;19(1):10–16. doi:

10.1002/acm2.12206. Epub 2017 Nov 2. PMID: 29094802; PMCID: PMC5768035.

## Contato:

Henrique Carvalhinho Bull  
A Beneficência Portuguesa de São Paulo  
R. Maestro Cardim, 769 - Bela Vista, São Paulo - SP,  
01323-001  
Radioterapia 3º subsolo, Bloco 5.  
henrique.bull@oncoclinicas.com