

# Os colimadores independentes são suficientes para conformar e combinar campos adjacentes?

## Independent collimators are sufficient to conform and combine adjacent fields?

Enock de A. Andrade Neto<sup>1</sup>, Geraldo Santos Neto<sup>2</sup>, Marcelo C. Sant'Anna<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Serviço de Radioterapia, Sociedade Beneficente de Senhoras Hospital Sírio Libanês, São Paulo, Brasil

<sup>2</sup>Serviço de Radioterapia, Grupo COI, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>3</sup>Serviço de Radioterapia, RADCLIN Centro de Oncologia, Volta Redonda, Brasil

### Resumo

Considere um tratamento radioterápico no qual o tumor está localizado na região de cabeça e pescoço. Normalmente, utiliza-se na rotina hospitalar a técnica isocêntrica combinada com três campos semi-abertos e tangentes entre si. Como esses campos devem ser colimados? Mostraremos que a combinação de colimadores independentes e multi-folhas resulta em uma entrega homogênea na região que esse três campos são adjacente. Além disso, recomendamos um setup que minimiza a heterogeneidade para aceleradores que não possuem colimadores multi-folhas

**Palavras-chave:** radioterapia; tumor de cabeça e pescoço; combinação de campos semi-abertos.

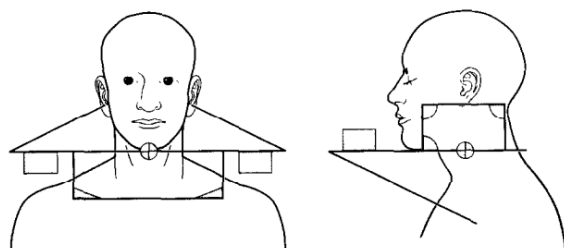
### Abstract

Consider a radiotherapeutic treatment in which the tumor is located in the region of head and neck. In general, isocentric technique combined with three tangents half-beam fields are used. How these fields must be collimated? We show that the combination of independent collimators and multi-leaf results in a uniform dose in the region which these fields touch each other. Moreover, we recommend a setup that minimizes the heterogeneity for LINAC's that doesn't possess a multi-leaf collimator

**Keywords:** radiotherapy; head and neck tumor; half-beam fields combination.

### 1. Introdução

A importância do planejamento de neoplasias malignas de cabeça e pescoço (CP) é oriunda da necessidade de atingir doses uniformes no volume alvo localizado ao redor de estruturas normais, que podem produzir morbidade aguda e a longo prazo. Há um consenso entre os estudiosos do assunto<sup>1,2,3,4</sup> que se deve usar três campos semi-abertos: dois opostos laterais na região superior, e um antero-posterior, tangenciando os dois primeiros campos e direcionado para a parte inferior do pescoço (ver Fig. 1). Esse tipo de planejamento visa, principalmente, proteger as cordas vocais, a medula espinhal e os vasos linfáticos<sup>2,3</sup>.



**Figura 1.** Esquema de planejamento amplamente usado para casos de CP<sup>1</sup>. Essa figura indica a localização dos campos semi-abertos laterais e anterior.

Para obter os feixes semi-abertos que o planejamento de CP recomenda, pode-se colimar através de três dispositivos: bloco, colimadores

independentes (CI) e multi-folhas. Destas opções, o segundo é o mais indicado para criar os campos semi-abertos, devido à sua praticidade e pouca transmissão de fótons primários através dele<sup>5</sup>.

Apesar de ser uma técnica aparentemente simples, a combinação dos campos na região de contato (matchline) é um desafio. Um erro no posicionamento dos campos pode levar a uma sobredose, que aumenta o risco de complicações em tecidos sadios, ou subdose, que pode resultar em uma probabilidade maior de recidiva<sup>6,7</sup>.

*Abdel-Hakim et al.*<sup>8</sup> apresentam vários fatores que levam à inhomogeneidade de dose na região de matchline. Entre elas, destacamos:

1) Exatidão dos CI: o tratamento de CP necessita de que este dispositivo esteja bem calibrado para garantir que os campos superiores e inferior não se afastem ou sobreponham na região de adjacência. A Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) recomenda que devem ser calibrados com uma precisão de pelo menos 1 mm<sup>9</sup>. Entretanto, essa tolerância gera inhomogeneidades de até 40% no local que os campos se encontram<sup>3,6,10</sup>. Com o objetivo de minimizar esse problema, alguns trabalhos<sup>6,7,10</sup> propõem métodos de calibração que melhoram a distribuição de dose no contato dos campos.

2) Localização aleatória dos CI: por mais calibrados que estejam, o posicionamento flutua em torno de um valor médio diariamente<sup>8,11</sup>. Entretanto, espera-se que seja depositada uma dose uniforme ao final do tratamento, já que a provável sobredose de um dia compensa a eventual subdose de outro.

Dividimos este trabalho em três partes: (1) analisar qualitativamente a dose na região de adjacência em relação àquela depositada fora desse local, (2) simular um tratamento de CP, utilizando como sistema de colimação os CI e CI emparelhados com multi-folhas, e (3) avaliar qual método é mais eficaz em reduzir a inhomogeneidade na região de matchline.

**2. Materiais e Métodos**

Usamos um acelerador linear da Varian modelo Clinac 2100C configurado na energia de 6 MV, localizado no setor de radioterapia da Fundação Pio XII. Para a execução do experimento, utilizamos fantasmas de água sólida e lucite, filme radiocrômico EBT3, scanner Epson Expression 10000XL, eletrômetro CDX modelo 2000B, câmara de ionização Exradin modelo A12, e os softwares Matlab 2012b, ImageJ e Origin.

Primeiramente, levantamos uma curva de calibração. Essa etapa é necessária para estimar a dose depositada nos filmes. A Fig. 2 apresenta de forma esquemática a metodologia que utilizamos.

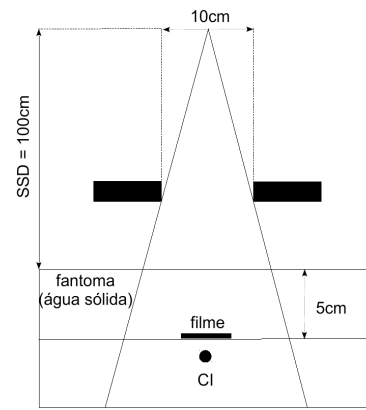
Após levantar a curva de calibração, avaliamos a dose depositada na região de de matchline de dois campos semi abertos. A Fig. 3 detalha nosso procedimento.

Finalmente, simulamos o tratamento de CP. Reproduzimos as posições de gantry e colimadores que são usadas normalmente na rotina hospitar e irradiamos o fantoma com feixes AP e LE. A Tabela 1 apresenta as configurações que utilizamos. As colimações na região de matchline foram feitas de duas maneiras: com CI (setup 3) e CI emparelhado com multi-folhas (setup 4). A Fig. 4 ilustra a posição deste último setup. Através da curva de calibração que encontramos, estimamos a dose no matchline.

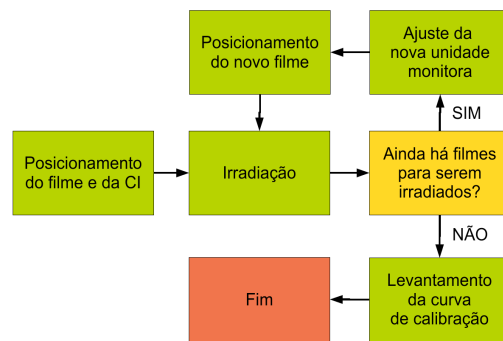
**3. Resultados**

A Fig. 5 apresenta a curva de calibração que relaciona a dose depositada no filme com a intensidade média de tom de cinza do filme após a irradiação. Entre as várias classes de funções que podiam ser escolhidas para realizar o ajuste, escolhemos a do tipo  $y=A+Be^{x/c}$ . De fato, essa escolha foi boa, pois encontramos  $R^2 \approx 0,999$ . Desse modo, no intervalo de dados que coletamos, relacionamos o tom de cinza do filme  $I$  com a dose  $D$  da seguinte forma:

$$D = -66 + 4200\exp(-I/35) \tag{1}$$

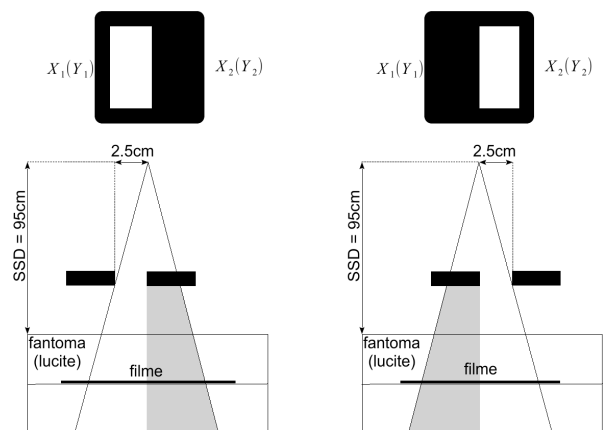


a)



b)

**Figura 2.** (a) Esquemática e o (b) procedimento que utilizamos para levantar a curva de calibração dos filmes. Inserimos o filme no interior do fantoma de água sólida e, logo abaixo, colocamos uma câmara de ionização. Cada filme foi posteriormente scaneado e, com o auxílio do ImageJ, determinamos a intensidade média do nível de cinza de cada filme irradiado. Através do software Origin, utilizamos o método dos mínimos quadrados para relacionar a dose depositada no filme em função da intensidade média do pixel por uma curva exponencial, pois os dados que coletamos assemelhavam-se à essa classe de função.

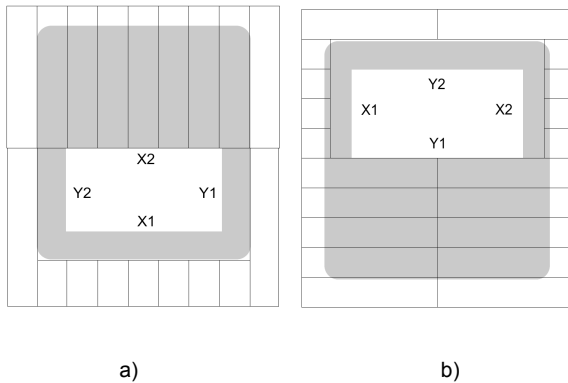


**Figura 3.** Combinação de dois campos semi-abertos. Inserimos o filme em seu interior a 5cm de profundidade em relação à superfície superior e perpendicular ao eixo central do feixe de radiação. Utilizamos os setups 1 e 2 da Tabela 1 para colimar os feixes com os jaws X e Y, respectivamente.

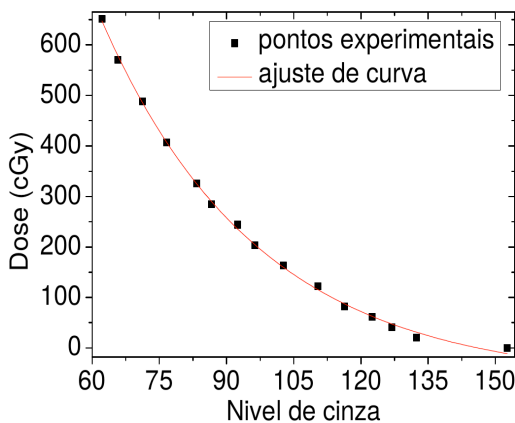


**Tabela 1.** Configurações dos campos utilizados para a combinação de campos semi-abertos (setups 1 e 2) e simulação do tratamento de CP (setups 3 e 4). Esses parâmetros geram, especialmente, visões semelhantes às apresentadas pelas Figs. 1 e 3. Escolhemos 235 MU como unidade monitora com o objetivo de depositar aproximadamente 200 cGy de dose no eixo central a 5 cm de profundidade de um campo 5 x 5 cm<sup>2</sup> no plano dos CI's. Os valores que possuem asterisco indicam que o colimador multi-folhas estavam emparelhados aos CI's. (ver Fig. 4). O setup 5 é uma configuração que sugerimos para aceleradores que não possuem colimadores multi-folhas. Esse assunto é abordado em detalhes na seção 4.

Setup	Campo	Gantry (°)	Colimador (°)	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	SSD (cm)	UM
1	1	0	0	0	2.5	2.5	2.5	95	235
	2	0	0	2.5	0	2.5	2.5	95	235
2	1	0	0	2.5	2.5	0	2.5	95	235
	2	0	0	2.5	2.5	2.5	0	95	235
3	AP	0	90	5	0	2.5	2.5	95	235
	LE	90	0	2.5	2.5	0	5	95	235
4	AP	0	90	5	0*	2.5	2.5	95	235
	LE	90	0	2.5	2.5	0*	5	95	235
5	AP	0	0	5	0	2.5	2.5	95	235
	LE	90	0	0	5	2.5	2.5	95	235

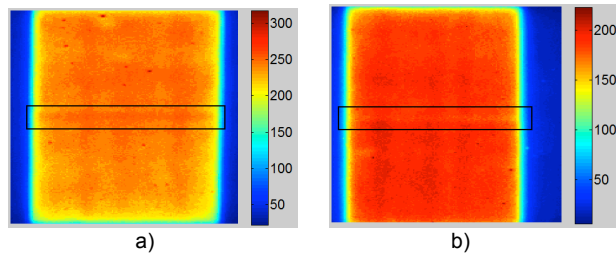


**Figura 4.** Ilustração do posicionamento do colimador multi-folhas referente aos campos (a) AP e (b) LE do setup 4 da Tabela 1. As colimações no eixo central foram realizadas emparelhando-se os dois tipos de colimadores.



**Figura 5.** Curva de calibração que levantamos que relaciona a dose depositada nos filmes e o tom de cinza após a digitalização. Essa curva será nossa base para o seguimento do trabalho.

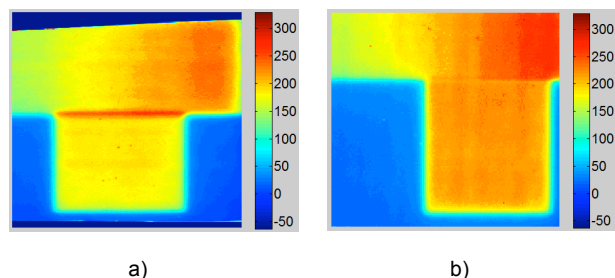
Após encontrar a relação entre a dose e o valor de pixel, analisamos a heterogeneidade na região de matchline, quando dois campos semi-abertos são combinados. Os campos das Figs. 6a e 6b foram colimados, respectivamente, com os CI's X e Y, (ver seção 2).



**Figura 6.** Distribuição de dose, em cGy, oriunda da combinação de dois campos semi-abertos. Os feixes de radiação foram colimados pelos jaws (a)X e (b) Y. A região no interior do retângulo preto mostra o local que os campos eram adjacentes.

Os perfis mostraram que a dose média depositada na região de contato é próxima à dose entregue fora desse local. A análise no Matlab mostrou que a inhomogeneidade foi, em módulo, aproximadamente 3% e 4% para os CI's X e Y, respectivamente. Portanto, há indícios de que utilizar os CI's X1 e X2 ou Y1 e Y2 é uma alternativa viável na busca de dose uniforme no matchline.

Por fim, avaliamos a distribuição da dose da simulação de um tratamento de CP. Colimamos os feixes somente com CI e CI combinado com multi-folhas (ver Fig. 7).



**Figura 7.** Distribuição de dose, em cGy, da simulação do tratamento de CP. Obtivemos esses resultados utilizando os setups (a) 3 e (b) 4 da Tabela 1.

Notamos que colimar o feixe somente com os CI's não é uma boa estratégia, pois observamos elevada sobredose na região de adjacência. A análise do filme revelou que a dose na região de

contato foi cerca de 40% maior em relação à depositada pelo campo AP. Por outro lado, encontramos resultados melhores quando adicionamos o multi-folhas, pois houve uma subdose de aproximadamente 3% em relação ao feixe inferior. Há indícios de que o colimador multi-folhas bloqueia o feixe ainda mais, de forma que a dose fique bem mais uniforme.

#### 4. Discussão

Mostramos na seção anterior quatro setup's baseados em alguns métodos de colimação. Entretanto, há uma questão aparentemente contraditória. Uma vez que mostramos na Fig. 6 que a inhomogeneidade foi baixa, porque o mesmo não ocorreu na distribuição de dose apresentada na Fig. 7a, a resposta está no número de parâmetros envolvidos. No primeiro caso, variamos somente dois parâmetros (CI's X1 e X2 ou Y1 e Y2), enquanto no segundo, seis parâmetros foram alterados (além dos quatro CI's, incluem-se os ângulos de gantry e colimador). Desse modo, concluímos que o aumento do número de parâmetros necessários para combinar campos dificulta a entrega de dose homogênea na região de matchline. Portanto, recomendamos duas configurações de campo que minimizam o problema: utilizar o setup 5, pois somente três parâmetros são alterados de um campo para outro e dispensa o uso do colimador multi-folhas, ou o setup 4, pois, apesar de usar 6 parâmetros de mudança de campo, o colimador multi-folhas emparelhado surge como uma maneira de reduzir eventuais efeitos adversos e auxilia na proteção de órgãos de riscos.

Juntamente com essas configurações, recomendamos também a mudança de matchline. Ou seja, em cada seção do tratamento, há uma ligeira mudança na localização que o matchline é feito no paciente. Como apresentamos na seção 1, a posição dos CI's flutuam em torno de um valor médio. Dessa forma, a dose heterogênea que é entregue pela junção não é depositada somente em um local do paciente.

#### 5. Conclusões

Ao longo deste trabalho, abordamos o planejamento radioterápico de tumores de CP. Apresentamos a técnica mais utilizada em ambiente hospitalar para esse tipo de tratamento e mostramos que ele deve ser executado com precaução, pois é fácil entregar ao paciente uma distribuição de dose que não foi previamente planejada. A partir de simulações em um fantoma, concluímos que o uso exclusivo dos CI's para colimar o feixe não é uma boa alternativa. Há a necessidade do colimador multi-folhas para a entrega de dose mais homogênea no local que os campos coincidem. Por outro lado, o acelerador pode não possuir colimadores multi-folhas. Nesse caso, recomendamos o setup 5, que não necessita desse tipo de colimador.

#### Referências

1. Jason WS, John HS, Surj P. A method for delivering accurate and uniform radiation dosages to the head and neck with asymmetric collimators and a single isocenter. *International Journal of Radiation Oncology* 1995; 32; 809-13.
2. Nancy L, James M, Dev RP, Margie H. Choosing an intensity-modulated radiation therapy technique in the treatment of head-and-neck cancer. *International Journal of Radiation Oncology* 2007; 68; 1299-309.
3. Khaled AH, Tetsuo N, Michikatsu T, Shuji S, Harumi S. Dosimetric Assessment of the Field Abutment Region in Head and Neck Treatments Using a Multileaf Collimator. *Strahlentherapie und Onkologie* 2002; 5; 312-9.
4. Bouthaina D, Mohammad RS, Isaac R, San T, William HM, Adam SG, et al. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) of cancers of the head and neck: comparison of split-field and whole-field techniques. *International Journal of Radiation Oncology* 2005; 63; 1000-5.
5. Faiz MK. *The Physics of Radiation Therapy*. Filadélfia: Lippincott & Wilkins; 2003.
6. Khaled AH, Tetsuo N, Michikatsu T, Shuji S, Harumi S. Abutment region dosimetry for the monoisocentric three-beam split field technique in the head and neck region using asymmetrical collimators. *The British Journal of Radiology* 2002; 75: 428-34.
7. V. Hernandez, R. Abella, M. Lopez, M. Perez, M. Artigues, M. Arenas, et al. A method for accurate zero calibration of asymmetric jaws in single-isocenter half-beam techniques. *Medical Physics* 2013; 40(2): 021706-1 - 021706-6.
8. Khaled AH, Tetsuo N, Michikatsu T, Harumi S. Review of Monoisocentric Split-field technique for conventional and IMRT treatment in head and neck cancers: technical limitations and approaches for optimization. *Technology in Cancer Research & Treatment* 2005; 4; 107-13.
9. aapm.org. College Park: The American Association of Physicists in Medicine [acesso 10 Jun 2014]. Disponível em: [www.aapm.org/pubs/reports/RTP\\_142.pdf](http://www.aapm.org/pubs/reports/RTP_142.pdf).
10. E. Cenizo, S. García-Pareja, P. Galán, C. Bodineau, F. Caudepón, F. J. Casado. A jaw calibration method to provide a homogeneous dose distribution in the matching region when using a monoisocentric beam split technique. *Medical Physics* 2011; 38(5); 2374-81.
11. Margie AH, Gerald JK, Chandra B, Daniel F, Louis H, Steven L, et al. The effect of setup uncertainties on the treatment of nasopharynx cancer. *International Journal of Radiation Oncology* 1993; 27; 437-47.

#### Contato:

Enock de Almeida Andrade Neto  
Rua Dona Adma Jafet, 115 – CEP 01308-901 –  
Bairro Bela Vista – São Paulo – SP - Brasil  
[enock92@gmail.com](mailto:enock92@gmail.com)