

Comparação entre técnica 3D convencional, *field-in-field* e compensação eletrônica para planejamento de manto

Comparison between 3D conventional techniques, field-in-field and electronic tissue compensation for mantle fields planning

Láís P. Martins, Leonardo P. Silva, Cássia Trindade, Paulo L. Garcia, Maíra R. Santos e Delano V. S. Batista

Instituto Nacional de Câncer (INCA) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

Resumo

O tratamento com radioterapia externa de linfoma de Hodgkin na região acima do diafragma, requer um campo de radiação grande e com proteções de laringe, cabeça de úmero e pulmões. Esse formato do campo e sua grande extensão, que abrange diferentes DAPs, dificulta a entrega de dose homogênea. Técnicas como *field-in-field* e compensação eletrônica podem ser utilizadas para homogeneizar a dose e compensar a obliquidade do tecido. Três tipos de planejamento foram realizados para um paciente diagnosticado com Linfoma de Hodgkin do tipo esclerose nodular: um plano com dois campos, AP-PA (Plano AP), outro com quatro campos *field-in-field* (Plano FF), e o terceiro com dois campos e compensação eletrônica (Plano CE). Foram observados melhores gradiente, cobertura do PTV e distribuição de dose para o Plano CE, além da vantagem de este não necessitar da confecção dos blocos de proteção, enquanto os Planos AP e FF apresentam dosimetria mais simples e menos UM. Em relação à uniformidade da entrega da dose, o Plano AP apresentou áreas quentes na região do pescoço, o Plano FF apresentou áreas quentes na região dos ombros, e o Plano CE se mostrou mais uniforme sem áreas quentes. A compensação eletrônica é uma ferramenta útil para campos extensos e modelados como o campo de manto, mas deve-se levar em consideração a alta UM e a dosimetria mais complexa.

Palavras-chave: radioterapia, *field-in-field*, compensação eletrônica, manto.

Abstract

External radiotherapy treatment for Hodgkin's lymphoma over diaphragm region requires large radiation fields with protections applied to larynx, humerus head and lungs. The size and shape of the field, which covers different depths, make it difficult to distribute a homogeneous dose. Techniques such as field-in-field and electronic tissue compensation may be used to make dose homogeneous and compensate the obliquity from the tissue. Three types of planning were performed for diagnose of nodular sclerosis Hodgkin's lymphoma: one plan with two fields, AP-PA (AP plan), another with four fields field-in-field (FF plan), and a third one with two fields and electronic tissue compensation (ETC plan). Results showed better gradient, cover of PTV and dose distribution for the ETC plan, besides the advantage from this technique of doesn't require protection blocks. In the meanwhile, AP and FF plans require simpler dosimetry and fewer MU. Related to the uniformity of dose distribution, AP plan showed hot areas in the neck region, FF plan showed hot areas in the shoulder region and ETC plan showed most uniform distribution without hot areas. The electronic tissue compensation is a useful tool for large and shaped fields as the mantle field, however higher MU and complex dosimetry should be taken in account.

Keywords: radiotherapy, field-in-field, electronic tissue compensator, mantle field.

Introdução

Linfomas são neoplasias malignas que surgem no sistema linfático, mais comumente nos linfonodos, mas que podem aparecer também em algum órgão do corpo onde linfócitos estão presentes (linfomas extranodais). Os linfomas são divididos em dois principais grupos, os linfomas

de Hodgkin (HL) e os linfomas *non-Hodgkin* (NHL). O primeiro grupo se divide em duas categorias, *Lymphocyte-predominant Hodgkin's lymphomas* (LPHL) e o clássico HL. Em geral, os linfomas estão entre as malignidades mais radiosensíveis e, por isso, a radiação ionizante é uma modalidade altamente efetiva para o tratamento de HL e NHL¹.

A maioria dos pacientes com LPHL é potencialmente curável com radioterapia exclusiva, enquanto a modalidade de terapia combinada é o padrão para a maioria dos pacientes com o clássico HL¹.

Quando a doença está contida na área acima do diafragma (linfonodos cervical, supraclavicular, infraclavicular, axilar, mediastinal e hilar), pode-se utilizar dois campos extensos e modelados, geralmente com blocos de proteção, sendo um anterior e um posterior, que se estendem da borda da mandíbula até o nível de inserção do diafragma. Esse tipo de campo é chamado manto².

Uma grande dificuldade do tratamento de manto é o fato de que, como o campo utilizado é extenso, ele abrange uma região do corpo que possui vários valores de distância antero-posterior (DAP) diferentes (Figura 1), o que faz com que a distribuição de dose fique com uma grande inhomogeneidade. Como solução, técnicas como *field-in-field* e compensação eletrônica podem ser aplicadas.

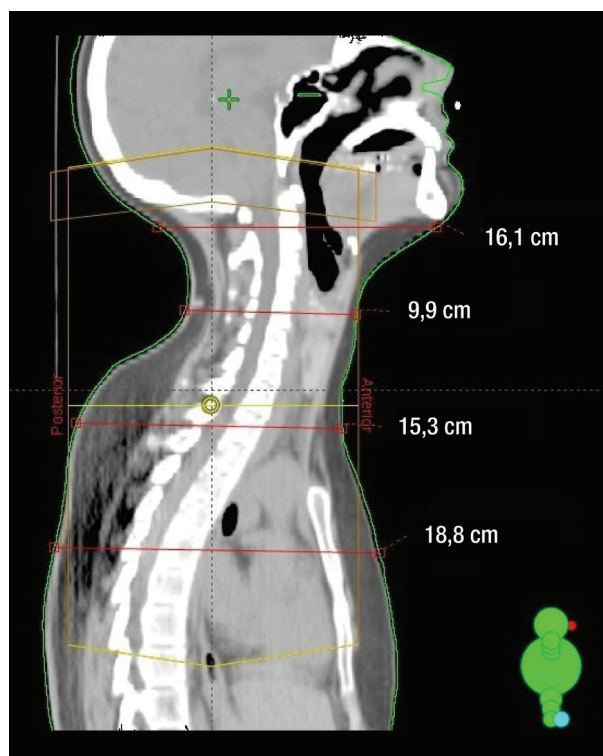


Figura 1. Corte sagital mostrando as diferentes distâncias antero-posteriores contidas no campo de manto.

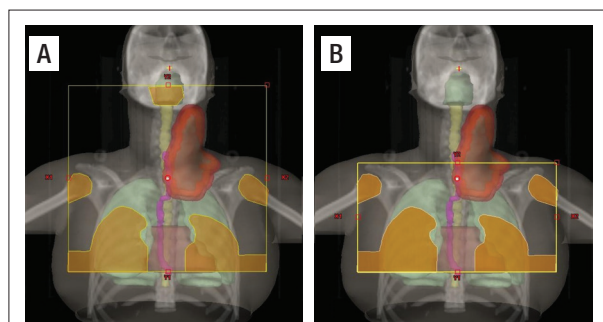


Figura 2. A) Campo anterior com proteções e volume alvo de planejamento. B) Campo *field-in-field* anterior, colimado para entregar dose apenas no volume com maior distância antero-posterior.

A técnica *field-in-field* apresenta grandes melhoras no que tange a homogeneidade de entrega da dose, acrescentando campos menores dentro de um campo principal. Esses subcampos são colimados nas regiões com excesso de dose, acompanhando o contorno da curva de isodose, e parte do peso do campo principal é distribuído aos subcampos, melhorando a uniformidade e o gradiente³. Neste trabalho, o novo campo foi criado colimando a região do pescoço, já que esta era a região com maior dose, devido ao menor DAP (Figura 2).

Existe também um acessório, chamado filtro compensador, que corrige essas diferenças de DAP. Mapeiam-se as distâncias na pele do paciente e pequenos blocos de chumbo são confeccionados com espessuras variadas que compensarão a ausência de tecido. Quanto menor o DAP, maior a espessura de chumbo necessária. Os blocos, então, são fixados numa bandeja e transmitirão mais ou menos feixe, de acordo com as espessuras do chumbo. Porém, esse método não é amplamente utilizado, pois demanda muito tempo da oficina do serviço, o que dificulta sua utilização na rotina clínica. A compensação eletrônica é um *software* que veio para automatizar esse processo⁵, avaliando as diferenças de DAP e corrigindo-as com o colimador multilâminas (MLC), onde as regiões de menor DAP ficam mais tempo fechadas.

O campo de manto é um dos que menos utilizam MLC, pois a orientação espacial das lâminas no modo estático não consegue seguir o contorno das proteções do campo. Porém, com as lâminas no modo dinâmico, é possível reproduzir o formato do campo de manto, enquanto a fluência é controlada simultaneamente pela compensação eletrônica⁴.

Material e Métodos

O paciente selecionado para este estudo foi diagnosticado, no Instituto Nacional de Câncer (INCA), com Linfoma de Hodgkin do tipo esclerose nodular. Por meio de uma tomografia computadorizada (CT) de pescoço, foi identificada uma volumosa massa de contornos bocelados com densidade de partes moles, medindo 11x4,1x2,7 cm³ nos maiores eixos, na região cervical esquerda, havendo perda do plano de clivagem do complexo jugulo-carotídeo esquerdo, e desvio da traqueia para a direita. Posteriormente, foi realizada uma cintilografia de corpo inteiro, com gálio, e houve uma hipercaptação intensa do radiofármaco na projeção da cadeia ganglionar cervical anterior à esquerda. A radioterapia externa foi a modalidade de tratamento escolhida, sendo, nesse caso, necessária a utilização do campo de manto. A dose prescrita foi de 25,2 Gy em 14 frações.

Foram realizados três diferentes planejamentos 3D: o primeiro com dois campos, sendo um anterior e um posterior (que nomearemos aqui de Plano AP); o segundo com quatro campos, sendo dois anteriores e dois posteriores, utilizando a técnica *field-in-field* (Plano FF); e o terceiro com dois campos, sendo um anterior e um posterior, utilizando compensação eletrônica (Plano CE).

Os planos de tratamento foram desenvolvidos com base em uma imagem de CT com cortes de 3 mm de espessura e resolução de 1,32x1,32 mm², e calculados usando o Sistema

de Planejamento Eclipse, versão 8.6 (Varian Medical System), com a utilização das lâminas 120MLC para o Plano CE.

No Plano AP, os campos anterior e posterior foram criados com dimensões de 32 cm na horizontal (eixo x) e 30 cm na vertical (eixo y), com abertura simétrica do colimador. Para o campo anterior, foi usada uma energia de 6 MV, enquanto para o campo posterior foi usada uma energia de 15 MV para aumentar a profundidade de penetração da radiação. Os pesos dos campos também foram alterados, ficando o peso do anterior em 0,46, e o do posterior em 0,54.

No Plano FF, os campos principais mantiveram as dimensões dos campos do Plano AP (32x30 cm²), enquanto os campos secundários cobriram apenas a parte inferior do campo principal, com o semieixo superior y_2 reduzido de 15 para 2,6 cm, colimando a região do pescoço, conforme mostra a Figura 2. A energia utilizada foi de 6 MV e os pesos foram 0,46 para os campos principais e 0,04 para os secundários.

Para o Plano CE, os campos mantiveram as dimensões dos campos do Plano AP e a energia de 6 MV em ambos. Foi inserido o MLC120 e ativado o software de compensação eletrônica, solicitando uma profundidade de penetração de 50% para cada campo. Devido ao tamanho do campo, os carros tiveram que ser deslocados durante a movimentação das lâminas (que não se deslocam mais que 14 cm) e, por isso, o campo principal foi dividido em três subcampos⁵ (Figura 3). Não foi possível utilizar os blocos de proteção dos órgãos, pois o equipamento não permitiu o uso de bandeja juntamente com o MLC em movimento⁶, assim, uma solução foi programar o cálculo de compensação eletrônica, exigindo que aquelas regiões que deveriam ser protegidas recebessem uma fluência de fótons igual a zero. Dessa forma, durante a movimentação das lâminas, estas se mantiveram fechadas nos intervalos onde foi solicitada fluência nula.

Os três planos foram desenvolvidos e comparados levando-se em conta os valores de gradiente, dose máxima, cobertura do volume alvo de planejamento (PTV), número de campos e unidade monitor (UM).

Resultados

Todas as curvas de prescrição foram escolhidas a partir de um mesmo parâmetro, a cobertura do PTV, tendo

sido escolhida aquela que cobria 95% dele. As doses de prescrição, dose máxima e gradiente estão apresentadas na Tabela 1.

Nota-se que o Plano CE apresentou um menor gradiente em relação aos outros planos.

A dose máxima dos três campos foi encontrada fora do PTV, sendo a do Plano AP no pescoço, à direita do eixo central, a do Plano FF no ombro esquerdo, e a do Plano CE na região posterior do pescoço, bem próximo à margem do PTV, como mostra a Figura 4. Para verificar o comportamento da dose dentro do PTV, as doses máxima, mínima e média são mostradas na Tabela 2.

Outro parâmetro a ser analisado é a quantidade de campos e a unidade monitor de cada um deles, e esses valores estão apresentados na Tabela 3.

Para o Plano CE foi necessária uma unidade monitor muito maior para cada campo do que para os outros planos. Isso acontece devido ao fato de que, na compensação eletrônica, subcampos são criados como pontos de controle para a entrega de dose e, no caso do Plano CE, 434 subcampos foram necessários.

Avaliando, também, o comportamento das curvas de isodose, foi possível verificar que no Plano AP há uma área quente na região do pescoço, pois nesse plano não há nenhuma ferramenta para a correção da diferença de DAP (Figura 4A). No Plano FF, a região mais quente é vista nos ombros (Figura 4B), já no o Plano CE, a distribuição da dose ficou mais uniforme, não havendo áreas quentes (Figura 4C).

Discussão e Conclusões

Avaliando a Tabela 1, vê-se que o Plano CE apresentou um menor gradiente, seguido do Plano FF e, por último, o Plano AP, com maior gradiente de dose.

Tabela 1. Dose máxima, curva de prescrição e gradiente encontrados nos diferentes planos.

Plano	Dmáx (%)	Curva de prescrição (%)	Gradiente (%)
AP	107,2	95	13
FF	104,4	93	11
CE	106,7	97	10

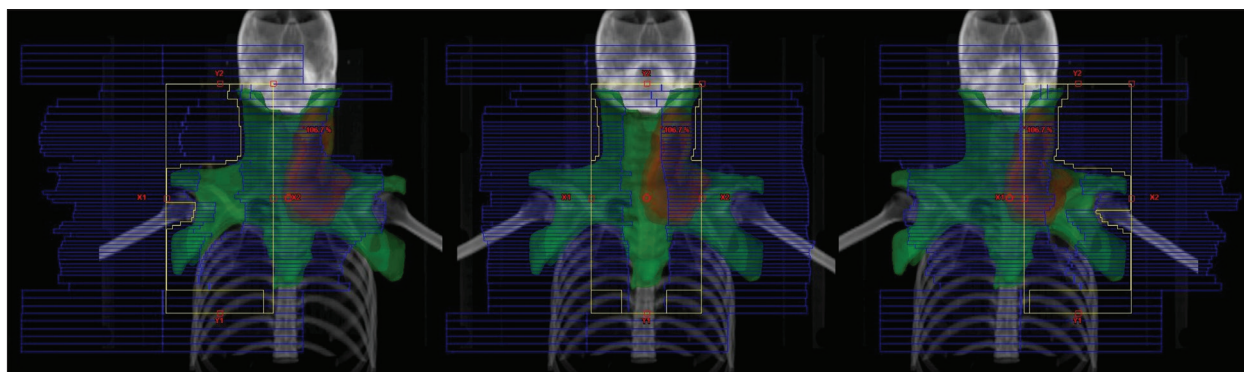


Figura 3. Três subcampos criados para a movimentação dos carros das lâminas devido ao extenso campo de manto.

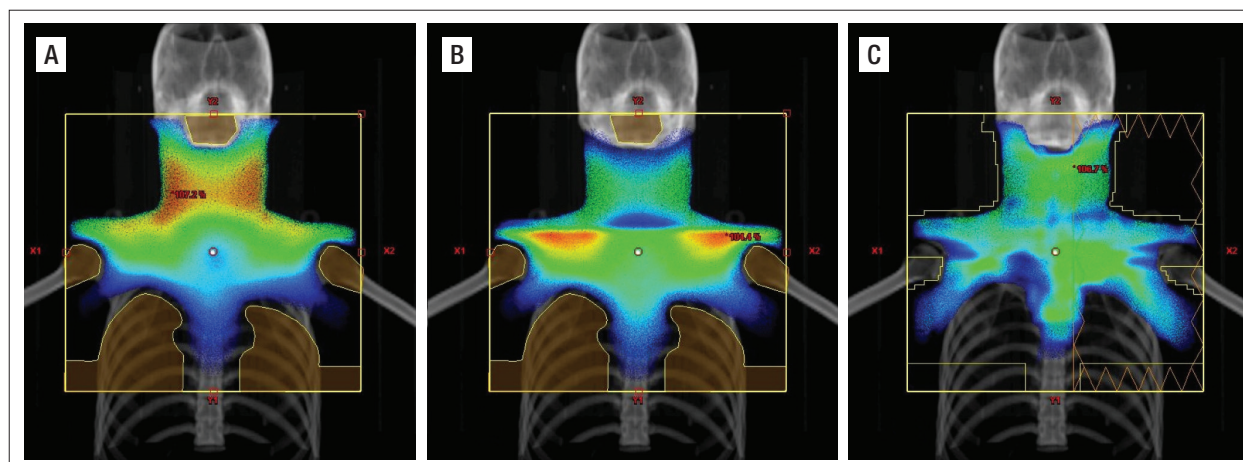


Figura 4. Curvas de isodose partindo da curva de prescrição de cada planejamento. A) Plano AP, com regiões quentes no pescoço. B) Plano FF, com regiões quentes nos ombros, tendo sido possível esfriar o pescoço. C) Plano CE, com uma entrega mais uniforme de dose, com dose máxima apenas pontual, sem regiões quentes.

Tabela 2. Doses máxima, mínima e média encontradas dentro do volume alvo de planejamento para os três planejamentos.

Plano	Dmáx no PTV (%)	Dmín no PTV (%)	Dmédia no PTV (%)
AP	106,9	81,1	101,8
FF	102,9	78,8	97,6
CE	105,8	84,6	102

PTV: volume alvo de planejamento.

Tabela 3. Número de campos e Unidade Monitora para cada plano.

Plano	Número de campos	Unidade Monitor
AP	Anterior	87
	Posterior	100
FF	Anterior	90
	Anterior_FF	8
	Posterior_FF	8
CE	Anterior	656
	Posterior	705

O fato de não ser necessária a confecção de blocos de proteção para o Plano CE é uma vantagem na rotina clínica, pois esse processo demanda um certo tempo. Todavia, um ponto negativo da compensação eletrônica é a necessidade de um fantoma específico para a dosimetria e aceite do tratamento que ainda é agravado pelo tamanho de campo dessa técnica, o que não é necessário para planejamentos com *field-in-field* e AP-PA.

As doses prescritas foram escolhidas como sendo aquelas que cobriam 95% do PTV, porém, além da cobertura do PTV, é importante ressaltar que, num tratamento de campo de manto, não só o PTV deve ser irradiado, mas também toda a região nodal. Na Figura 4 é possível notar que a cobertura dessa região nodal é equivalente para os três planejamentos, exceto pelos linfonodos axilares, que são melhor cobertos pelo Plano CE. Além disso, a distribuição de dose para este plano é bem mais uniforme que para os planos AP e FF.

Analisando agora os resultados mostrados na Tabela 3, o Plano CE aparece em desvantagem, pois utiliza uma UM muito alta para ambos os campos.

É notório que o Plano CE apresentou resultados mais satisfatórios no gradiente de dose, na cobertura, número de campos, na ausência de blocos de proteção e, principalmente, na distribuição de dose, enquanto os Planos FF e AP são mais viáveis no que tange a UM, dosimetria e aprovação do plano. Assim, a compensação eletrônica é uma ferramenta útil para campos extensos e modelados como o campo de manto, mas deve-se levar em consideração a alta UM e a dosimetria mais complexa.

O uso da técnica *field-in-field* também apresentou bons resultados, e esta seria uma boa ferramenta para o tratamento, caso não se considere a opção da compensação eletrônica pelas dificuldades supracitadas. Um campo anterior e um posterior, sem correção de DAP, como é o caso do Plano AP, não é a solução mais indicada para o tratamento, devido à sobredosagem na região do pescoço e à pior distribuição de dose.

Referências

- Khan FM, Gerbi BJ, editors. Treatment planning in radiation oncology. 3ª ed. Philadelphia: Williams & Wilkins; 2012.
- Prosnitz LR, Brizel DM, Light KL. Radioation techniques for the treatment of Hodgkin's disease with combined modality therapy or radiation alone. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 1997;39(4):885-95.
- Cella L, Liuzzi R, Magliulo M, Conson M, Camera L, Salvatore M, et al. Radiotherapy of large target volumes in Hodgkin's lymphoma: normal tissue sparing capability of forward IMRT versus conventional techniques. Radiation Oncology. 2010;5:33.
- Davis QG, Paulino AC, Miller R, Ting JY. Mantle fields in the era of dynamic multileaf collimation: field shaping and electronic tissue compensation. Medical Dosimetry. 2006;31(3):179-83.
- MacDonalds S, Bernard S, Balogh A, Spencer D, Sawchuk S. Electronic compensation using multileaf collimation for involved field radiation to the neck and mediastinum in non-Hodgkin's lymphoma and Hodgkin's lymphoma. Medical Dosimetry 2005;30(2):59-64.
- Kinhikar RA, Sharma PK, Patkar S, Tambe CM, Deshpande DD. Electronic tissue compensation achieved with both dynamic and static multileaf collimator in eclipse treatment planning system for Clinac 6 EX and 2100 CD Varian linear accelerators: Feasibility and dosimetric study. Journal of Medical Physics. 2007;32(2):56-9.