

Verificação dosimétrica em VMAT para próstata com câmaras de ionização de volumes diferentes

Daniela P Groppo^{1,2}, Ernani Anderson¹, Guilherme A Pavan¹, Linda V E Caldas²

¹Clínicas Oncológicas Integradas, Grupo COI/RJ, Rio de Janeiro, Brasil; ²Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Comissão Nacional de Energia Nuclear, IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil.

E-mail: danielagrosso@grupocoi.com; ernanianderson@grupocoi.com; lcaldas@ipen.br

Resumo: A técnica de arcos volumétricos modulados é uma das mais modernas na radioterapia. Os adventos desta modalidade na entrega de dose podem contribuir também com erros durante a execução do tratamento, por isso são realizados diversos tipos de controle de qualidade. A avaliação individual da dose entregue ao paciente faz parte do controle de qualidade e é exigido por normas vigentes. O objetivo deste trabalho foi avaliar o emprego de câmaras de ionização de volumes diferentes para a dosimetria de tratamentos VMAT para neoplasias de próstata. Foram avaliadas três câmaras de ionização e todas apresentaram resultados satisfatórios.

Palavras-chave: radioterapia, VMAT, controle de qualidade, câmara de ionização.

Abstract: The volumetric modulated arc therapy is one of the most modern radiotherapy techniques. The advents of this modality in the dose delivery can also contribute to errors during the execution of the treatment, therefore various types of quality control are carried out. The individual assessment of dose delivered to the patient is also an important quality control test and required by the current regulations. The objective of this study was to evaluate the use of different volume ionization chambers for dosimetry of VMAT treatments for prostate cancer. Three ionization chambers were evaluated and all of them showed satisfactory results.

Keywords: radiotherapy, VMAT, quality control, ionization chamber.

1. INTRODUÇÃO

A radioterapia evoluiu ao longo dos anos e trouxe mudanças tecnológicas que permitiram a redução da dose recebida pelos tecidos saudáveis, diminuindo a toxicidade nos pacientes que são tratados pela técnica de arcos volumétricos modulados (*Volumetric Modulated Arc Therapy - VMAT*) (OTTO, 2008; IAEA, 2008).

O VMAT tem sido amplamente empregado nos serviços de radioterapia do Brasil e do mundo. A técnica é uma extensão da radioterapia de intensidade modulada (*Intensity Modulated Radiotherapy Treatment - IMRT*).

A técnica de arcos volumétricos modulados exige um controle de qualidade ainda mais rigoroso, por se tratar de uma técnica que utiliza variações da taxa de dose e da velocidade de

rotação do gantry, além dos movimentos das lâminas durante a rotação. Este fato contribui com incertezas adicionais na entrega de dose, que devem ser investigadas (O'DANIEL *et al.*, 2010).

O controle de qualidade específico por paciente, nos casos de IMRT/VMAT, é mandatório para a verificação da dose entregue pelo acelerador ao paciente, visto a complexidade do processo envolvido nesta técnica de tratamento radioterápico, desde a otimização realizada no sistema de planejamento à entrega da dose no acelerador (MYNAMPATI *et al.*, 2012). Este procedimento consiste na transferência do plano de tratamento do paciente para um objeto simulador e posterior medição realizada no equipamento de teleterapia com este objeto e câmaras de ionização. Estas, por sua vez, são consideradas o padrão ouro por causa de sua precisão, eficácia e facilidade de uso. A realização da verificação deve ser realizada antes do início do tratamento para detectar possíveis erros na entrega da dose. Além da medição realizada com câmaras de ionização, a utilização de detectores planares também é recomendada para verificação da distribuição de doses.

O presente trabalho visa comparar a dose obtida com três câmaras de ionização de volumes distintos ($0,6 \text{ cm}^3$; $0,125 \text{ cm}^3$ e $0,016 \text{ cm}^3$) para planejamentos de VMAT em neoplasias de próstata e validá-las como um sistema dosimétrico para esta finalidade.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado com 10 planejamentos de neoplasias de próstata, com prescrições de dose de 78 Gy em 39 aplicações, em um serviço de Radioterapia. Foram selecionados planejamentos realizados com energia de 10 MV de fótons e dose diária de 2 Gy, todos os planejamentos foram aprovados por um médico radio-oncologista, respeitando os limites de dose nos órgãos de risco conforme o protocolo da instituição.

O acelerador linear utilizado para a realização dos testes de controle de qualidade de dose foi o Trilogy, marca Varian, que produz feixes de fótons de 6 e 10 MV, além de feixes de elétrons de 4, 6, 9, 12, 15 e 18 MeV. O acelerador linear conta com um sistema de colimação de alta definição, constituído de 120 lâminas, sendo as centrais com 2,5 mm de espessura. Este sistema de colimação modula os feixes de radiação permitindo uma melhor conformação da dose nos volumes alvos irradiados.

Foram utilizadas três câmaras de ionização, para a verificação da dose, com volumes distintos para se avaliar qual sistema dosimétrico apresenta melhores resultados para o sítio anatômico estudado. As câmaras de ionização empregadas são cilíndricas, marca Physikalisch-Technische Werkstätten, PTW, com as seguintes características: câmara tipo Farmer (CC 0,6), modelo 30013, com $0,6 \text{ cm}^3$ de volume sensível, à prova d'água, com parede de acrílico grafitada e eletrodo central de alumínio; câmara Semiflex (CC 0,125), modelo 31010, com volume sensível de $0,125 \text{ cm}^3$ e a câmara Pinpoint 3D (CC 0,016), modelo 31016, com $0,016 \text{ cm}^3$ de volume sensível e eletrodo central de alumínio. Todas as câmaras foram conectadas por meio de um cabo coaxial ao eletrômetro PTW, modelo Unidos E.

Para a dosimetria específica utilizou-se um objeto simulador composto por placas de água sólida com dimensão $30 \times 30 \times 16 \text{ cm}^3$. As câmaras foram posicionadas centralmente em um orifício específico a sua geometria.

O conjunto simulador foi escaneado no tomógrafo da marca Siemens (Somatom Emotion), com espessura de corte de 2 mm. Foi adquirida uma série de imagens tomográficas para cada câmara de ionização inserida no objeto simulador. As imagens (figura 1) foram transferidas para o sistema de planejamento do tratamento (*Treatment Planning System* - TPS Eclipse (Varian, versão 11)). O volume sensível

de cada câmara de ionização foi delineado nas imagens tomográficas.

Foram criados planos de verificação no objeto simulador para cada um dos planejamentos selecionados. Determinou-se uma região de baixo gradiente de dose ($< 3\%$) dentro do volume alvo e neste ponto foi posicionado o detector e obtida a dose absorvida média (valor esperado).

O arranjo experimental está apresentado na figura 2.

As recomendações do Report TG 119 (EZZELL *et al*, 2009) preconizam o uso de câmaras de ionização com volumes sensíveis inferiores ao da câmara Farmer ($0,6 \text{ cm}^3$), portanto foram empregadas duas câmaras com volumes inferiores a $0,6 \text{ cm}^3$; uma de $0,125 \text{ cm}^3$ e outra de $0,016 \text{ cm}^3$, e a própria Farmer para fins comparativos. Outra recomendação para a dosimetria em feixes com intensidade modulada é a realização de medições preservando todos os parâmetros planejados como campos de radiação, posições do *gantry* e angulações do colimador; para isso, realizou-se as medições com os próprios planos de tratamentos dos pacientes. Para a conversão das leituras da câmara para dose absorvida (coeficiente de calibração) recomenda-se que o objeto simulador seja irradiado por campos paralelo-opostos ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) arranjados no isocentro, para corrigir os efeitos de fator rendimento diário do acelerador e diferenças devido ao uso do objeto simulador de água sólida. Os coeficientes de calibração das câmaras foram obtidos desta forma e posteriormente foi realizada a dosimetria dos planejamentos de estudo.

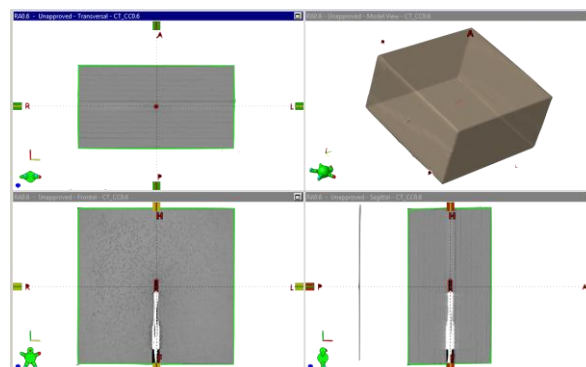


Figura 1. Tomografia do posicionamento da câmara de ionização Farmer ($0,6 \text{ cm}^3$) no simulador constituído de placas de água sólida.

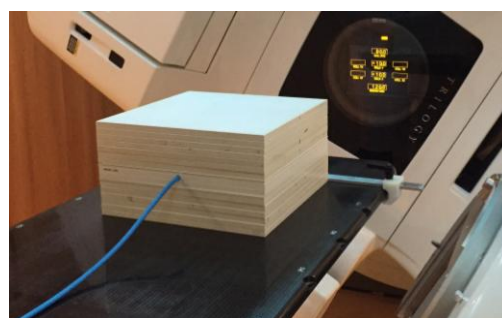


Figura 2. Posicionamento da câmara de ionização no objeto simulador (placas de água sólida) e a tomografia do sistema, à direita.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para cada câmara foi obtido um coeficiente de calibração, para se determinar a dose absorvida correspondente à carga gerada pelo sistema dosimétrico. Dez medições foram realizadas para cada sistema em um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e uma dose absorvida de 2 Gy. Os coeficientes de calibração, obtidos pela metodologia recomendada no Report TG 119 (EZZELL *et al*, 2009), apresentam-se na tabela 1.

Segundo os cálculos de incerteza preconizados pelo TRS-398 (2006) para feixes de fótons de alta energia, os dosímetros apresentam uma incerteza aproximada de 1,5% a 2,0%. Outras incertezas estão associadas as medições, como

por exemplo: incertezas relacionadas a entrega de dose pelo acelerador, incertezas no algoritmo de cálculo do sistema de planejamento de tratamento e incertezas no arranjo experimental. Todos estes valores contribuem para o aumento das variações nas medições, porém para a análise deste estudo, considerou-se apenas os desvios padrões das leituras, como é realizado rotineiramente nos serviços de radioterapia (SANTOS *et al*, 2014).

Tabela 1. Coeficientes de calibração para cada sistema dosimétrico. Os desvios padrões percentuais na obtenção dos fatores de calibração foram inferiores a 0,01%.

Câmara de Ionização	Coeficientes de Calibração (Gy/nC)
CC 0,6	0,054
CC 0,125	0,296
CC 0,016	2,488

Para cada planejamento avaliado e para cada sistema dosimétrico, foi obtido um valor de dose absorvida pelo sistema de planejamento. Os valores da dosimetria específica dos planejamentos foram mensurados e normalizados pelos valores obtidos no TPS. As figuras 3, 4 e 5 apresentam as doses relativas para as câmaras com volumes de 0,6 cm³; 0,125 cm³ e 0,016 cm³, respectivamente.

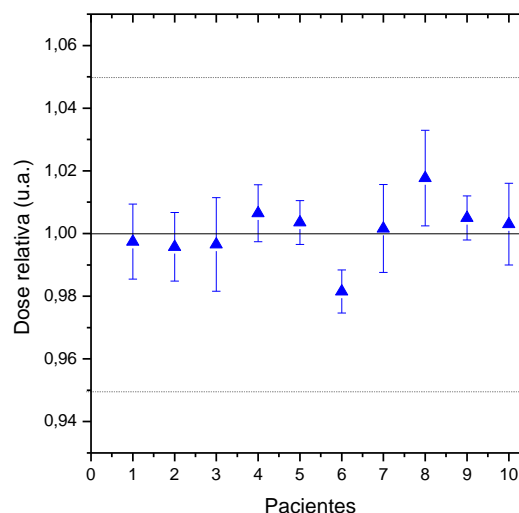


Figura 3. Doses relativas de pacientes de neoplasias de próstata obtidas com a câmara de ionização *Farmer* (0,6 cm³). Os valores foram normalizados para os valores calculados pelo sistema de planejamento Eclipse. A linha tracejada representa uma variação de $\pm 5\%$.

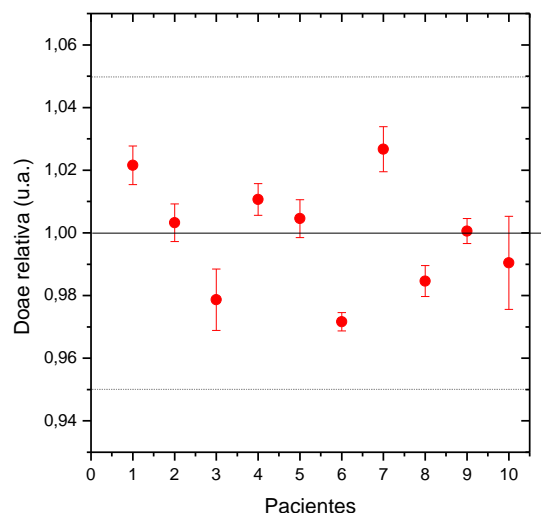


Figura 4. Doses relativas de pacientes de neoplasias de próstata obtidas com a câmara de ionização *Semiflex* (0,125 cm³). Os valores foram normalizados para os valores calculados pelo sistema de planejamento Eclipse. A linha tracejada representa uma variação de $\pm 5\%$.

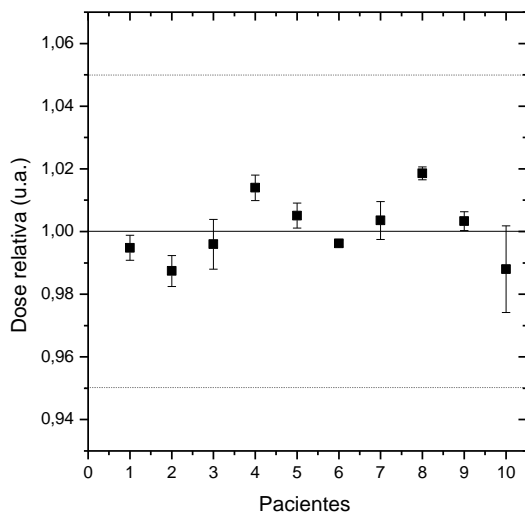


Figura 5. Doses relativas de pacientes de neoplasias de próstata obtidas com a câmara de ionização *Pinpoint* (0,016 cm³). Os valores foram normalizados para os valores calculados pelo sistema de planejamento Eclipse. A linha tracejada representa uma variação de $\pm 5\%$.

As doses obtidas pelas câmaras de ionização apresentaram um desvio menor que 3,0% dos valores obtidos pelo TPS. A verificação da dose realizada pelas câmaras CC 0,6 e CC 0,016 apresentaram melhores resultados, com desvio máximo de -1,8% e +1,9%, respectivamente. Como se pode notar na figura 3 e 5, embora ambas tenham apresentados um desvio de aproximadamente 2% do valor calculado pelo sistema de planejamento, a câmara CC 0,6 apresentou as menores variações para os 10 testes realizados. A câmara CC 0,125 apresentou um desvio máximo de 2,8 % e maiores variações em relação ao valor calculado pelo TPS (figura 4).

A figura 6 sintetiza a variação percentual da dose obtida pelas três câmaras utilizadas no estudo.

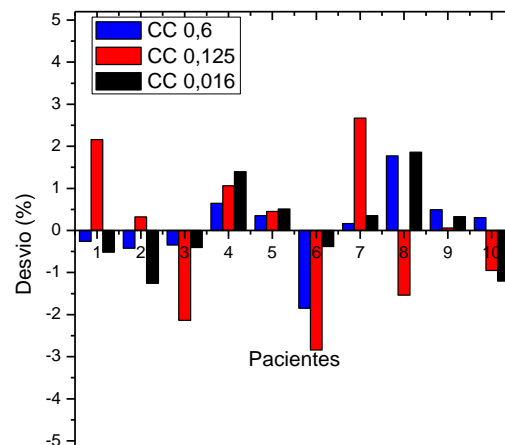


Figura 6. Variação percentual da dose obtida com as câmaras de ionização *Farmer* (0,6 cm³), *Semiflex* (0,125 cm³) e *Pinpoint* (0,016 cm³) e da dose planejada pelo TPS para os tratamentos de neoplasia de próstata.

Analisando os valores dos desvios percentuais da dose mensurados pelas câmaras de ionização com o valor planejado pelo TPS (figura 6), nota-se que para as câmaras CC 0,6, CC 0,125 e CC 0,016 apresentam 2, 6 e 4 planejamentos com variações superiores a 1%, respectivamente.

Os valores de dose obtidos pelo sistema de planejamento apresentaram maiores desvios padrões para as câmaras com maiores volumes; este fato pode ser notado também nas figuras 3, 4 e 5. Nota-se que os desvios dos dados obtidos com a câmaras *Farmer* (0,6 cm³) foi maior, seguida pela *Semiflex* (0,125 cm³) e depois pela *Pinpoint* (0,016 cm³); volumes maiores são mais susceptíveis a variações da distribuição de dose no volume analisado.

Os volumes alvos para estes tratamentos foram (173,4 \pm 26,0) cm³ e se estes volumes fossem tratados como esféricos teriam (6,9 \pm 0,4) cm de diâmetro. Os volumes das próstatas planejadas, também conhecido como PTV (Planning Target Volume), apresentaram uma distribuição de dose homogênea, um desvio padrão da dose média de

no máximo 2,4%. Estes tipos de volumes de tratamentos são favoráveis na escolha do detector, uma vez que volumes alvo com diferentes níveis de dose (como é o caso de cabeça e pescoço) e campos pequenos de tratamento são fatores limitantes na escolha do volume sensível do detector. Este pode ter sido a causa pela qual as três câmaras se comportaram de maneira satisfatória.

Embora tenha ocorrido maiores variações em uma câmara em relação à outra, todas as câmaras apresentaram um desvio inferior a 3% do valor calculado pelo TPS; este valor está dentro do limite de $\pm 5\%$, considerado como nível de ação por Sanchez-Doblado *et al* (2003) em dosimetria de IMRT com câmaras de ionização.

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho constatou-se que, para tratamentos de neoplasias de próstata com energia de 10 MV e volumes médios $173,4 \text{ cm}^3$, utilizando a técnica VMAT, as câmaras com volumes distintos ($0,6 \text{ cm}^3$; $0,125 \text{ cm}^3$ e $0,016 \text{ cm}^3$) não apresentaram diferenças significativas, que justifique o emprego específico de alguma delas (todos os resultados foram inferiores a 3%). É importante salientar que os cuidados com o arranjo da dosimetria e a escolha da região do volume tratado para análise são fatores que devem ser empregados cautelosamente. Lembrando que, a dosimetria com detectores planares também é importante na verificação da distribuição de dose em todo o volume irradiado.

5. REFERÊNCIAS

EZZELL G. A, BURMEISTER J. W., DOGAN N., et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Medical Physics*. v. 36(11), p.5359–73, 2009.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Absorbed Dose to Water TRS-398. Austria, 2006.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). Transition from 2-D radiotherapy to 3-D conformal and intensity modulated radiotherapy TECDOC-1588. Austria, 2008.

MYNAMPATI, D. K., YAPARPALVI, R.; HONG, L., KUO, H., MAH, D. Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 13(5), p. 108–116, 2012.

O'DANIEL, J., DAS, S., WU, J., YIN, F. Patient specific quality assurance: transition from IMRT to IMAT. *Journal of Physics: Conference Series*, v. 250, p. 012050, 2010.

OTTO, K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*, v. 35, p. 310–317, 2008.

SANCHEZ-DOBLADO, F., HARTMANN, G. H., PENA, J., CAPOTE, R., PAIUSCO, M., RHEIN, B., LEAL, A., LAGARES, J. I. Uncertainty estimation in intensity-modulated radiotherapy absolute dosimetry verification. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 68, p. 301–310, 2007.

SANTOS, C.Z., NAKANDAKARI, M.V.N., CUNHA, A.P.V., RODRIGUES, L.N. Estudo comparativo de câmaras de ionização de dois diferentes volumes sensíveis para controle de

qualidade da dose em IMRT. Revista Brasileira de Física Médica, v.8, p. 27-30, 2014.

Agradecimentos

Os autores são gratos pela infraestrutura disponibilizada pelo Grupo COI e pelo apoio financeiro parcial da CAPES, FAPESP, CNPQ e MCTI (Projeto INCT de Metrologia das Radiações na Medicina), Brasil.