

Avaliação dosimétrica experimental de efeitos de inhomogeneidade causados por vértebras torácicas

Experimental dosimetric evaluation of inhomogeneity effects caused by thoracic vertebrae

André L.S. Castro^{1,2,3}, Larissa Thompson¹, Tarcísio P.R. Campos¹

¹ Departamento de Engenharia Nuclear, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil

² Instituto de Radioterapia São Francisco, Belo Horizonte, Brasil

³ Centro de Tratamento em Radioterapia, Betim, Brasil

Resumo

A presença de inhomogeneidades de tecido produz alterações na distribuição da dose absorvida, cuja magnitude depende das propriedades físicas desses tecidos e da qualidade da radiação. A avaliação incorreta da distribuição de dose pode afetar o controle local do tumor ou aumentar as probabilidades de complicações dos tecidos normais. O trabalho teve como objetivo investigar a influência dos efeitos de inhomogeneidade de vértebras torácicas sobre a dose absorvida pelo tecido mole circundante. Os valores preditos pelo sistema de planejamento de tratamento (TPS) foram comparados às medidas experimentais com filmes radiocrômicos EBT-2 posicionados em um objeto simulador constituído somente de água e inseridos axialmente em um *phantom* simplificado de coluna vertebral e água. Observou-se significativa alteração do padrão de distribuição de dose, aumento da dose absorvida na interface osso-tecido mole e doses pontuais altas adjacentes ao osso em comparação com os resultados obtidos para os filmes em meio homogêneo e TPS. As medidas experimentais na água concordaram com o TPS em 1,0% no que se refere à dose modal enquanto que a maior diferença encontrada para o meio contendo as vértebras foi de 4,6%, no entanto, ambos os valores se encontram dentro da incerteza experimental.

Palavras-chave: radioterapia; efeitos de inhomogeneidade; vértebras; filmes radiocrômicos.

Abstract

The presence of tissue inhomogeneities alters the absorbed dose distribution, which magnitude depends on the physical properties of these tissues and the quality of the radiation. Incorrect assessment of dose distribution may affect local tumor control or increase the normal tissue complication probabilities. The aim of this study was to investigate the influence of the thoracic vertebrae inhomogeneous effects on the dose absorbed by the surrounding soft tissue. The values predicted by the treatment planning system (TPS) were compared to the experimental measurements with EBT-2 radiochromic films positioned on a simulator consisting of only water and inserted axially into a thoracic phantom made of synthetic bone and water. There was a significant change in the dose distribution pattern, increased absorbed dose at the bone-soft tissue interface and high point doses adjacent to the bone compared to the results obtained for the films in homogeneous medium and TPS. The experimental measurements in the water agreed with the TPS within 1.0% with respect to the modal dose whereas the biggest difference found for the medium containing the vertebrae was of 4.6%, however, both values are within the experimental uncertainty.

Keywords: radiotherapy; inhomogeneity effects; vertebrae; radiochromic films.

1. Introdução

O processo de transferência de energia dos fótons ao meio é influenciado pelas diferentes características físicas dos tecidos humanos. Inhomogeneidades de tecidos como pulmão, estruturas ósseas, cavidades de ar ou próteses metálicas perturbam o transporte dos fótons primários e de elétrons secundários produzidos nas interações. Dependendo das dimensões, densidades físicas, densidades eletrônicas, composição atômica, posição relativa dos tecidos, características do feixe e de campos de tratamento, o modo de interação da radiação eletromagnética e, conseqüentemente, a dose absorvida são afetadas em diferentes magnitudes. [1,2]. Encontra-se na literatura inúmeros trabalhos

abordando a influência de tecidos de baixos números atômicos na dose absorvida. Estudos envolvendo inhomogeneidades de alto número atômico também são bastantes avaliados. Dentro dessa última classe, entretanto, existe um número, surpreendentemente, restrito de trabalhos investigando a influência de tecidos ósseos na distribuição espacial de dose [1].

A literatura encontrada é pouco recente e a grande maioria dos trabalhos baseiam-se, principalmente, em medidas com dosímetros termoluminescentes (TLD) ou filmes radiológicos para mensurar a absorção, atenuação da dose e efeitos de interface tecido mole e osso [3,4,5,6].

Quando o alvo de irradiação está localizado perto de um órgão de risco, como ocorre

frequentemente com a medula espinhal na irradiação de tumores do sistema nervoso central, a dose é distribuída de forma não homogênea através desse órgão devido à presença das vértebras. A distribuição espacial de dose na presença de osso envolve tanto a atenuação como os efeitos de interface tecido-osso, caracterizado pelo retroespalhamento de elétrons que transferem energia ao tecido mole vizinho. Estes efeitos no espectro de energia de megavoltagem causam um aumento da dose no tecido em posições adjacentes ao osso, influenciado pela espessura relativa do osso ao tecido mole, densidade óssea e energia do feixe [7,8]. Embora a presença de grandes heterogeneidades, particularmente na anatomia óssea, seja comum na prática clínica, a distribuição inhomogênea de dose pode não ser considerada precisamente por sistemas de planejamento de tratamento de radioterapia que não consideram o transporte completo de uma partícula [6,9]. Essas imprecisões podem afetar o controle local do tumor ou aumentar a probabilidade de complicações de tecido normal no cenário clínico atual [10,11,12]. É essencial, portanto, que a dose absorvida administrada a todos os tecidos irradiados na presença de tais inhomogeneidades seja predita com precisão de modo a maximizar o benefício terapêutico da radioterapia. A investigação deste efeito utilizando ferramentas de dosimetria experimental, como filmes radiocrômicos e *phantoms* antropomórficos pode trazer benefícios na compreensão deste fenômeno [13].

O objetivo deste trabalho é investigar o efeito da inhomogeneidade de osso através de intercomparações dosimétricas experimentais ou simulações, utilizando sistemas de planejamento e medidas físicas na irradiação de vértebras utilizando um simulador antropomórfico simplificado de vertebrae torácicas.

2. Materiais e Métodos

2.1. Construção do phantom de vértebras

Um *phantom* físico simplificado foi desenvolvido para avaliar a dose absorvida nos tecidos adjacentes, figura 1A e 1B. O *phantom* consistiu em uma caixa de água e um conjunto de vértebras torácicas constituído de material equivalente ao tecido ósseo, a fim de, respectivamente, simular o tecido mole humano e coluna vertebral. O tecido ósseo foi baseado nas recomendações de [14] e sua composição atômica foi: H (0,050000%), C (0,212000%), N (0,040000%), O 0,435000%), Na (0,001000%), Mg (0,002000%), P (0,081000%), S (0,003000%), Ca (0,176000%). A Tabela 1 apresenta as características dos tecidos humanos e dos materiais do *phantom*.

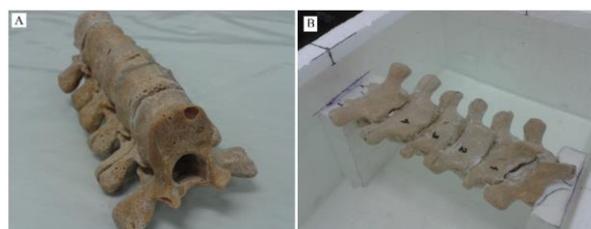


Figura 1. A: Phantom de vértebras torácicas. B: Objeto simulador de tecido mole e vértebras torácicas.

Tabela 1. Características físicas e eletrônicas de tecidos humanos e de materiais constituintes do *phantom*.

Material	Densidade (g/cm ³)	Número de elétrons por massa (eletrons/g)	Densidade eletrônica (eletrons/cm ³)
Ar	129E-5	3,01E+23	3,89E+20
Gordura	916E-3	3,48E+23	3,19E+23
Musculo	1,00	3,36E+23	3,36E+23
Água	1,00	3,34E+23	3,34E+23
Osso (Cortical)	1,85	3,00E+23	5,55E+23
Osso (<i>Phantom</i>)	1,49	3,15E+23	4,69E+23

Adaptado de [12]

2.2 Calibração do filme EBT-2

O processo de calibração de filmes radiocrômicos utilizando placas de água sólida é descrito em [15]. Foram usados 11 filmes radiocrômicos com dimensão de 3cm x 3cm submetidos a uma condição rígida de irradiação resumida na tabela 2, a fim de obter como resultado doses absorvidas variando de 0 cGy a 250 cGy em intervalos igualmente espaçados. Foi adicionada uma placa de água sólida entre a mesa do acelerador linear e o filme radiocrômico para contabilizar corretamente o espalhamento da dose absorvida.

Tabela 2. Condições de referência da calibração de filmes GAFCHROMIC EBT2 com placas de água sólida.

Fator de influência	Valor de referência ou características de referência
Acelerador linear	Varian CLINAC 2100c
Energia nominal do feixe de fótons	6 MV
Material	Gammex 457
Detector	GAFCHROMIC EBT2
Ponto de referência no detector	No eixo central e Z _{ref}
Profundidade de medida Z _{ref}	4 cm
Distância fonte superfície	100 cm
Tamanho do campo a 100 cm	10 cm x 10 cm

Os filmes de calibração foram digitalizados em um scanner de transmissão HP Scanjet G4050 com 48 bits e os dados divididos em canais RGB usando o software ImageJ. Uma vez que os espectros de absorvância do componente ativo do GAFCHROMIC EBT-2 atingem picos a 636 nm, a sensibilidade é maximizada na medição realizada com canal vermelho [16]. Portanto a intensidade média de cada filme irradiado foi medida nesse canal e a densidade óptica foi associada à dose absorvida para se obter uma curva de calibração. A densidade óptica (DO) foi definida pela Eq. (1):

$$DO = \log(I_0 / I) \quad (1)$$

Em que I_0 é a intensidade da luz incidente e I é a intensidade da luz transmitida através do filme. O desvio padrão foi obtido conforme descrito em [14] e a incerteza do ajuste da curva de calibração em [17] dados respectivamente pelas equações 2 e 3.

$$\sigma(DO) = \frac{1}{\ln_{10}} \sqrt{\frac{\sigma(RGB_{ni})^2 + \sigma(RGB_{rv})^2}{DO(RGB_{ni})^2 - DO(RGB_{rv})^2} + \frac{\sigma(RGB_i)^2 + \sigma(RGB_{rv})^2}{DO(RGB_i)^2 - DO(RGB_{rv})^2}} \quad (2)$$

Em que σ e DO de RGB_{ni} , RGB_{rv} e RGB_i são respectivamente o desvio padrão e a densidade óptica do filme não irradiado, do filme velado e do filme irradiado no componente vermelho. [18,19,20]. Após a avaliação da dose e da densidade óptica dos filmes de calibração foi construída a curva de calibração de acordo com [18]. A seguinte função matemática foi aplicada:

$$D_{fit} = a + b.DO + c.DO^n \quad (3)$$

Onde a , b e c são os coeficientes da curva, DO é a densidade óptica e n é o índice da equação.

2.3. Planejamento tridimensional de irradiação do phantom

A tomografia computadorizada do phantom foi realizada por um scanner GE Health Care Hi Speed CT / e S / N 26794HM7. Foram adquiridos 73 cortes axiais com intervalo e espessura de 0,5 mm. O Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) utilizado foi o SomaVision e CadPlan da Varian Medical Systems desabilitando a correção de inhomogeneidade. A dose prescrita nas vértebras foi de 180 cGy, a técnica empregada foi isocêntrica, estática, com feixes paralelos e opostos com campo medindo 9 cm x 16 cm.

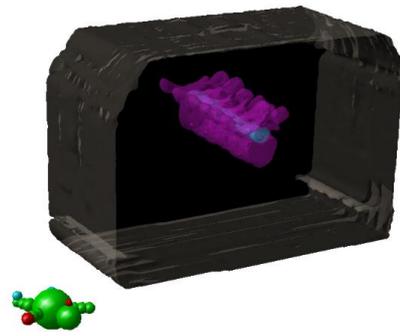


Figura 2. Reconstrução do objeto simulador a partir de imagens tomográficas pelo sistema de planejamento de tratamento.

2.4. Dosimetria do filme EBT2

Para fins experimentais foram irradiados dois conjuntos de filmes. Quatro filmes EBT-2 (filmes 1-4) colocados no objeto simulador de água sem o phantom de vértebras, e outros quatro filmes EBT-2 (filmes 5-8) inseridos, axialmente, no phantom de vértebras. O mesmo protocolo planejado pelo TPS foi aplicado em ambas as situações. Os filmes irradiados foram submetidos igualmente ao processo de tratamento e à conversão em escala de cinza dos filmes de calibração. O software Origin 8.0 foi utilizado para obter uma imagem de matriz numérica dos filmes irradiados.

2.5. Análise da inhomogeneidade de dose

A distribuição espacial da dose e a dose absorvida foram avaliadas pelas curvas de isodose e histograma dose volume gerado pelo TPS, dados estatísticos dos filmes irradiados fornecidos pelo software Origin 8.0 e através de análise matemática teórica obtida pela razão de dose para um elemento de tecido mole dentro do osso e a dose em meio homogêneo de tecido mole, para a mesma fluência de energia, dada pela equação 4, extraída de [7]:

$$\frac{D_{STB}}{D_{ST}} = (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ST}^B (\bar{S}/\rho)_B^{ST} \quad (4)$$

Em que $(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ST}^B$ é a razão entre os coeficientes médios de absorção em massa do osso e tecido mole e $(\bar{S}/\rho)_B^{ST}$ é a razão dos Stopping powers médios de colisão em massa do tecido mole e osso.

2.6. Análise estatística

Para avaliar a incerteza cumulativa do experimento, foi considerada como fonte de incerteza a dose absorvida em um ponto do phantom. Isto é intrínseco à calibração da câmara de ionização, ao processo clínico de calibração do acelerador linear, ao posicionamento e aos parâmetros de irradiação, conforme descrito em [7]. Outra fonte de incerteza relacionou-se com as medidas de dose absorvida do filme. Esta fonte inclui o processo de calibração do filme radiocrômico, ajuste da curva de calibração, procedimento de digitalização e processamento de

imagem e dados. Finalmente, a incerteza de repetibilidade das medidas também foi contabilizada.

3. Resultados

3.1. Dose absorvida e correlação de densidade óptica

A curva de calibração foi ajustada matematicamente por um polinômio de segundo grau e o coeficiente de correlação obtido foi 0,9903.

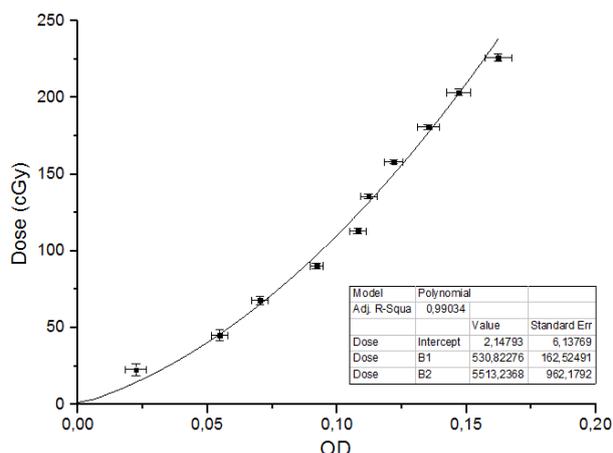


Figura 3. Curva de calibração da dose absorvida (cGy) em função da densidade óptica.

3.2. Resultados distribuição espacial de dose e dose absorvida

A figura 4 retrata as curvas de isodose em um plano axial do *phantom* de acordo com o planejamento de radioterapia. Informações dosimétricas sobre o planejamento são exibidas na tabela 3.

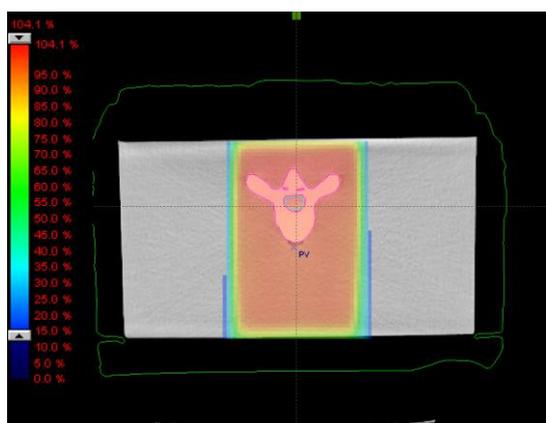


Figura 4. Distribuição de dose em plano axial do *Phantom*.

Tabela 3. Dados dosimétricos estatísticos dos TPS.

Estrutura	Dose média (cGy)	Dose modal (cGy)	Dose mediana (cGy)	Dose mínima (cGy)	Dose máxima (cGy)
Vértebra	180,0	181,6	181,2	143,2	184,1
Medula	180,3	183,4	180,5	152,6	185,9

A Figura 5 apresenta a distribuição espacial de dose nos filmes radiocrômicos gerada pelos dados experimentais. A Tabela 4 mostra os dados estatísticos relevantes para a análise de inhomogeneidade dos filmes irradiados.

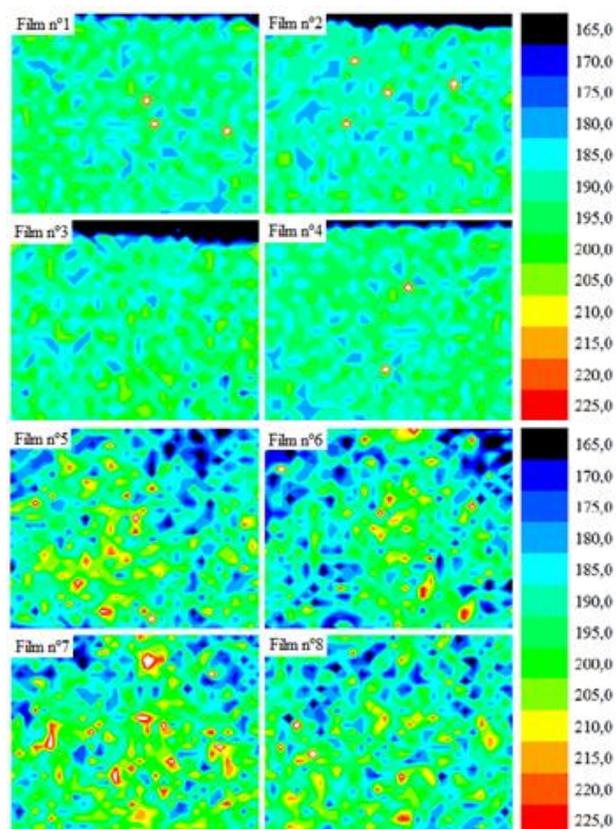


Figura 5. Distribuição dosimétrica espacial, em cGy, dos filmes EBT2 irradiados.

Tabela 4. Dados dosimétricos estatísticos dos filmes irradiados.

Filme	Dose média (cGy)	Dose modal (cGy)	Dose mediana (cGy)	Dose mínima (cGy)	Dose máxima (cGy)
Filme 1	176	185	185	80	620
Filme 2	173	183	185	76	889
Filme 3	172	183	185	67	209
Filme 4	174	183	185	71	747
Filme 5	193	197	193	129	505
Filme 6	184	181	184	125	490
Filme 7	191	194	191	131	660
Filme 8	188	188	188	131	506

A Tabela 5 apresenta os dados do coeficiente médio de absorção em massa e *Stopping power* médio de colisão em massa para energia efetiva de 2,4 MeV para os materiais do objeto simulador. Aplicando esses valores na equação (2), é encontrado que DSTB = 1.034DST.

Tabela 5. Coeficiente médio de absorção em massa e *Stopping power* médio de colisão em massa para os materiais do objeto simulador, osso e água, em uma energia efetiva de 2,4MeV.

Material	Coeficiente médio de absorção em massa ($\bar{\mu}_{en}/\rho$)	<i>Stopping power</i> médio de colisão em massa (\bar{S}/ρ)
Osso	2,283E-2	1,656E0
Água	2,444E-2	1,834E0

Adaptado de [21,22].

3.3. Avaliação de incertezas totais do experimento

A avaliação da incerteza dos filmes irradiados é apresentada na Tabela 6, que explicita as fontes, tipo, distribuição e valor de correspondência da incerteza, além do cumulativo.

Tabela 6. Incerteza total da dose absorvida no filme radiocrômico.

Fonte de incerteza	Tipo de incerteza	Distribuição	Incerteza padrão (%)
Dose entregue em um ponto	B	Retangular	5,2
Medidas da dose absorvida no filme	B	Retangular	4,2
Repetitividade dosimétrica	A	Normal	0,8
Cumulativa U_c^a			6,7

^a 95% intervalo de confiança

4. Discussão

Os resultados obtidos pelo sistema de planejamento, Figura 4, exibiram uma distribuição de dose uniforme na região que incorpora o simulador de vértebras uma vez que não foi utilizado algoritmos com correção de inhomogeneidades e todo o conjunto foi considerado ter a mesma densidade eletrônica no TPS.

A dose modal para a medula e vértebra foram 183,4 cGy e 181,6 cGy e concordam com a dose planejada. As doses máximas absorvidas na vértebra e medula espinhal foram, respectivamente, 103,3% e 102,3% da dose prescrita.

A figura 5 mostra curvas de isodose nos filmes irradiados. Os filmes de 1 a 4 apresentam, também, uma distribuição de dose homogênea. Isto era esperado uma vez que o planejamento de radioterapia foi realizado para gerar uma dose uniforme através do *phantom* e um meio homogêneo como a água não perturba a distribuição da dose absorvida. A região superior dos filmes contém uma área predominantemente caracterizada por baixas doses devido à região de desequilíbrio eletrônico.

Observa-se também pontos isolados de doses elevadas em uma distribuição dosimétrica homogênea. O grau de flutuação das uniformidades microscópicas pode ser causado por muitos fatores, incluindo a estrutura óptica da camada ativa do filme, o tamanho de grãos do filme, defeitos em sua estrutura, ou fatores externos como arranhões, partículas de pó, impressões digitais e outros [23, 13]. As variações de uniformidade microscópicas causadas por esses fatores são muitas vezes uma função da resolução espacial do leitor. Uma experiência realizada por [13] mostrou que quanto maior a resolução da varredura mais significativa é o grau de não-uniformidade microscópica. Por conseguinte, estas regiões de doses elevadas são provavelmente devidas a defeitos na estrutura do filme e à maior resolução espacial do leitor de 300 dpi. Esses achados também foram relatados em [20].

No que se refere ao *setup* experimental do *phantom* de vértebras, os filmes numerados de 5 a 8, mostraram uma distribuição espacial de dose inhomogênea.

Foi observado um aumento importante da dose na região contendo as vértebras. Na faixa de energia de megavoltagem, esse aumento da dose absorvida no tecido mole adjacente ao osso é principalmente devido retroespalhamento de elétrons produzidos nas interações [24]. No entanto, devido ao alcance curto dos elétrons, esse efeito é limitado a alguns milímetros da região de inhomogeneidade.

Os filmes 5 a 8 na figura 5 apresentam pontos significativos de altas doses superiores a 210 cGy na vizinhança imediata do osso e pontos randômicos com doses superiores a 225 cGy. Embora o efeito de retroespalhamento ocorra, não é possível atribuir pontos de dose muito elevadas à este fenômeno, uma vez que defeitos na estrutura do filme podem causar também um aumento de dose pontual.

Outro efeito que pode contribuir com o aumento da dose, especificamente, nesse experimento é o fato de o filme estar inserido no interior da vértebra. Uma vez que a espessura do filme é pequena em comparação com o alcance dos elétrons produzidos no osso que a atravessam, ela pode ser considerada como uma cavidade de Bragg-Gray, contendo tecido de baixa densidade inserida em um meio de densidade elevada. Nestas condições, as interações de fótons na cavidade podem ser ignoradas e a ionização na cavidade é considerada inteiramente devido a elétrons provenientes do material circundante [7, 25]. Entretanto a distinção e a contabilização desse efeito só é possível através de avaliações utilizando métodos computacionais estocásticos.

Na análise teórica de inhomogeneidade, o valor de $(\bar{\mu}_{en}/\rho)$ para o simulador de osso na faixa de energia efetiva Compton de 2,4 MeV é ligeiramente menor do que para os tecidos moles, no entanto, valores de (S/p) são maiores para os tecidos moles e a água, seu substituto experimental, em todas as energias porque contém maior número de elétrons por unidade de massa do que o osso [26]. Usando a equação 4, os efeitos combinados acima dão origem a uma dose absorvida 3,4% superior para o tecido mole inserido no *phantom* de vértebras que em um meio uniforme. Esse valor é pouco inferior ao aumento médio de 3,5% e 4,6% indicado pela dose modal dos filmes 5 a 8, respectivamente, na medula e vértebra em relação aos valores calculados pelo TPS.

A avaliação das incertezas das medidas experimentais não é elementar devido ao grande número de variáveis envolvidas algumas das quais ainda necessitam serem submetidas a processos de normalização ou padronização [27]. Apesar da incerteza global de 6,7%, cada conjunto de filmes analisados, 1-4 e 5-8, apresentaram padrões semelhantes. A constância das características dosimétricas é representada pelo baixo desvio padrão da repetibilidade.

5. Conclusão

O trabalho abordou uma condição de irradiação apropriada para verificar a influência da inhomogeneidade do tecido ósseo. A dose absorvida pelo tecido mole adjacente ao osso, na radioterapia de megavoltagem, depende fortemente da fluência de elétrons secundários. Este último está relacionado com a qualidade da radiação, o coeficiente de absorção de energia média, em massa e o poder de freamento médio de colisão, em massa. Os resultados obtidos experimentalmente concordam com os resultados fornecidos pelo sistema de planejamento do tratamento no que se refere ao cálculo da dose absorvida para meios com densidade eletrônica uniforme. A diferença percentual entre a dose modal predita pelo TPS e a medida no filme foi de 1,0%. A análise dosimétrica dos filmes contendo a inhomogeneidade de tecido ósseo indicou um aumento médio da dose modal de 4,6% e 3,5% em relação ao previsto pelo TPS e obtido experimentalmente para irradiação em meio homogêneo. Apesar da diferença encontrada, esses resultados estão em concordância considerando a incerteza experimental total. Entretanto, foi evidente a perturbação do padrão de distribuição espacial da dose provocado pela presença da vértebra. Além disso doses pontuais superiores a 210 cGy adjacentes ao osso foram frequentes nesses filmes e não foram relatados pelo TPS e pelos filmes inseridos na água. É necessário, porém, realizar a experiência com um maior número de interações de fótons com o filme, a fim de gerar dados estatísticos suficientes para caracterizar o comportamento e a distribuição da dose absorvida. As simulações experimentais utilizando phantoms antropomórficos desempenham um papel importante para acessar adequadamente as doses absorvidas em tecidos e compreender o efeito clínico desta distribuição de dose não homogênea.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, especialmente ao físico Hugo Leonardo Lemos; À Dra. Suely Epsztein Grynberg do Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CDTN) que, gentilmente, disponibilizou as placas de água sólida; À Dra. Janine Toledo e Ms. Ireda Duarte pela confecção do *phantom* de vértebras. Esse trabalho teve auxílio do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq) (REBRAT-SUS) e Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal (CAPES), Brasil.

Referências

1. AAPM report nº 85. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics Publishing. 2004.
2. Levitt, S.H.; Purdy, J.A.; Perez, C.A.; Poortman, P. Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications. Springer. 4 ed. Berlin. 2006.
3. Das. I.J. Study of Dose Perturbation at Bone-Tissue Interfaces in Megavoltage Photon Beam Therapy. [Tese de Doutorado]. University of Minnesota; 1988
4. Spiers, W. The influence of energy absorption and electron range on dosage in irradiated bone. Br. J. Radiol. 1949; 22:521-533.
5. Spiers, W. Dosage in irradiated soft tissue and bone. Br. J. Radiol. 1951; 25:365-370.
6. Saxena, R., Higgings, P. Measurement and evaluation of inhomogeneity corrections and monitor unit verification for treatment planning. Medical Dosimetry 2010; 35:19-27
7. Khan FM. Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2003
8. Bijl HP, Luijk PV, Coppes RP, Schippers JM, Konings AWT, Kogel AJV. Regional differences in radiosensitivity across the rat cervical spinal cord. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2005; 61:543-551.
9. Wang L, Yorke E, Chui CS. Monte Carlo evaluation of tissue inhomogeneity effects in the treatment of the head and neck. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 2001;50:1339-1349.
10. Wyatt MS, Miller LF. A comparison of Monte Carlo and model-based dose calculations in radiotherapy using MCNP. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research. 2006; 562:1013-1016.
11. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F, Wanwilairatg F, Vatnitskyh S, 2009. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. Radiotherapy and Oncology. 89,338-346.
12. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiotherapy and Oncology. 2001; 60:191-201.
13. Butson MJ, Yu PKN, Cheung T, Metcalfe P. Radiochromic film for medical radiation dosimetry. Materials Science and Engineering. 2003; 41: 61-120.
14. ICRU report nº 46. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. *International Commission on Radiation Units & Measurements, Inc.* 1991.
15. Nolasco AV. Avaliação do aumento da dose na pele provocado pelo emprego de imobilizadores termoplásticos em Radioterapia de cabeça e pescoço. [Dissertação de Mestrado]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2013.
16. GAFCHROMIC. EBT2 Self-developing Film for Radiotherapy Dosimetry. Alps Road Wayne, NJ:ISP international specialty products/advanced materials: a business unit of ISP. 2009.
17. Chiu-Tsao, S.-T., Chan, M.F.. Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack. Med. Phys. 2009; 36:2074-2083.
18. Devic, S., Seuntjens, J., Hegyi, G., Podgorsak, E.B., Soares, C.G., Kirov, A.S., Ali, I., Williamson, J.F., Elizondo, A. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. Med. Phys. 2004; 31: 2392-2401
19. Devic, S., Seuntjens, J., Sham, E., Podgorsak, E.B., Schmidlein, C.R., Kirov, A.S., Soares, C.G. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. Medical physics. 2005.
20. Thompson L, Dias HG, Campos TPR. Dosimetry in brain tumor phantom at 15 MV 3D conformal radiation therapy. Radiation Oncology. 2013; 8:168.

National Institute of Standards and Technology (A). X-Ray mass attenuation coefficients. [Acesso 2014 set] Disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ta>

b4.html.

21. National Institute of Standards and Technology (B). Stopping powers and range tables for electrons. [Acesso 2014 set] Disponível em:

<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>.

22. AAPM report nº 63. Radiochromic Film Dosimetry. American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics Publishing. 1998.
23. Das IJ, Khan FM. Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams. Med Phys. 1989, 16:367.
24. Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley & Sons, Inc. 1986.

25. Johns HE., Cunningham J.R.. The Physics of Radiology. Bannerstone House, Illinois. 1980
26. Nogueira LB; Silva HL, Campos TPR. Experimental dosimetry in conformal breast teletherapy compared with the planning system. Applied Radiation and Isotopes. 2014; 97: 93-100.

Contato:

André Lima de Souza Castro
Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha, Belo Horizonte - MG, 31270-901- Bloco 4.
E-mail: radioterapia.andre@gmail.com