



Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos

Aguirre^a E., David^a M., Venencia^b D., de Almeida^a C.E.

^a Laboratório de Ciências Radiológicas LCR-UERJ, 20550-900, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

^b Instituto Zunino, Córdoba, Argentina.

ederuni01@gmail.com

RESUMO

Este trabalho estuda o comportamento da distribuição de dose de feixes de elétrons de uso clínico utilizando o método Monte Carlo, através do código PENELOPE na presença de heterogeneidades. O método Monte Carlo é considerado em diferentes áreas das ciências exatas, como um importante método para simulações e cálculos na área de física médica. O primeiro objetivo do trabalho é de validar as simulações através da comparação com as distribuições de dose medidas ao longo do eixo central (curvas de PDP) de feixes de elétrons de uso clínico. Uma primeira aproximação é feita considerando o feixe de elétrons monoenergético para construir os espectros que melhor reproduzam parâmetros relevantes que caracterizam, por exemplo, as curvas de PDP (Porcentagem de Dose na Profundidade). Os espectros foram modelados de forma a reproduzir com boa concordância as curvas de PDP experimentais tendo sido usado como critério que a qualidade do feixe e o alcance entre os valores medidos e os simulados ficassem com um nível de concordância de 1mm. O segundo visou simular a inserção de materiais com diferentes densidades, e o efeito nas curvas de PDP e isodose. As heterogeneidades simuladas apresentaram resultados que variam de superdosagem a subdosagem que tem que ser levados em consideração ao momento de planejar e administrar a dose ao paciente.

Palavras chave: Radioterapia, Feixe clínico de elétrons, Simulações Monte Carlo.

ABSTRACT

This work studies the behavior of electron beam dose distribution for clinical use applying Monte Carlo method, using the PENELOPE code in heterogeneous medium. This method is considered in different areas of the exact sciences as an important method for simulation and calculation in the field of medical physics. The first objective of this work is to validate the simulations by comparing the dose distribution measured along the central axis (PDD curves) of electron beams for clinical use. A first approximation is made by considering the electron beam as monoenergetic, and then, building its spectra that best reproduce relevant parameters that characterize, for example, the PDD (Percentage Depth Dose) curves. The spectra are modeled in order to they reproduce with good agreement the experimental PDD curves, having been established as criterion that the beam quality and the range between the measured and the simulated values were with a 1 mm agreement level. The next objective was to simulate the insertion of materials with different densities and their effect on PDD and isodose curves. The simulated heterogeneities presented results ranging from overdose and underdose that have to be taken into account when planning and administering the dose to the patient.

Keywords: Radiotherapy, Clinical electron beam, Monte Carlo simulation.

1. INTRODUÇÃO

O feixe de elétrons de alta energia tem sido utilizado desde o início dos anos 1950 na radioterapia [1], sendo a faixa de energia de uso clínico mais frequente entre 6 MeV e 25 MeV. Os tratamentos exclusivos com elétrons mais comuns são empregados em casos de tumores superficiais, embora, em muitos casos, feixes mistos de fótons e elétrons sejam usados em um tratamento de radioterapia. As aplicações principais são: O tratamento de cânceres de pele e lábios, irradiação da parede torácica para câncer de mama, administração de dose na forma de boost especialmente em nódulos e tratamento de câncer de cabeça e pescoço.

Nos aceleradores lineares utilizados na Radioterapia, o feixe de elétrons pode ser considerado numa primeira aproximação como monoenergético antes de passar pela janela de vácuo. Em seguida, são usadas folhas espalhadoras, que servem para homogeneizar a fluência produzindo um tamanho de campo clinicamente homogêneo. Logo depois da saída do feixe de elétrons do cabeçote do acelerador, é utilizado um colimador de elétrons que tem como finalidade limitar o tamanho de campo do feixe. Como o feixe de elétrons passa por diferentes materiais (janela, folhas espalhadoras, câmaras de ionização de transmissão, camada de ar, colimadores de fótons e de elétrons), sua fluência de energia é modificada, cujo resultado final é um espectro de energia não mais monoenergético na superfície e tornando-se de espectro ainda mais amplo com a profundidade. Para um feixe de elétrons específico, pode-se determinar o alcance prático (R_p) a partir da curva de dose medida para o feixe num dado meio, por exemplo, água.

Desde o ponto de vista físico, a tarefa principal no planejamento dos tratamentos de Radioterapia é a determinação da distribuição de doses de radiação dentro da anatomia do paciente. Para isso existem vários métodos analíticos e numéricos. Porém, tem-se demonstrado que o método mais confiável para determinar essas distribuições em anatomias reais é o Método Monte Carlo [2]. As simulações Monte Carlo (MC) têm sido amplamente utilizadas na Física Médica durante as últimas décadas [3].

Especialmente em elétrons, as distribuições de dose em meios não homogêneos são uma realidade e devem ser avaliadas, quantitativamente, de forma a se obter condições reais de irradiação e entregar a dose final correta ao paciente [4]. Existem casos onde são utilizados blocos de cerrobend ou chumbo, para definir campos de tratamento com formas especiais e pacientes portadores de algum

tipo de prótese na região de tratamento que modificam também a distribuição de dose. A influência das heterogeneidades nas distribuições de doses na irradiação do paciente é principalmente causada pelas variações na densidade eletrônica do meio como pulmão, osso e prótese metálicas, uma vez que a penetração dos elétrons é uma função da densidade de átomos no material [5]. Documentos internacionais recomendam uma forma de corrigir as distribuições de dose mediante a utilização do CET (*Coefficient of equivalent thickness*), definido, para um feixe paralelo, como a razão entre as densidades eletrônicas da heterogeneidade e da água [6]. Porém, existem pesquisas que demonstram o fato desta recomendação não ter uma boa concordância com a realidade e pouco avanço tem sido feito para a melhoria da sua implementação clínica.

Devido à necessidade em se determinar de forma fisicamente correta essas situações, este trabalho se propõe ao utilizar o método Monte Carlo no transporte da radiação de feixes clínicos de elétrons em algumas situações clínicas que envolvam heterogeneidades e estudar o comportamento das distribuições de dose naqueles meios. Este trabalho é dividido em duas partes: A validação das aproximações dos espectros usados nas simulações MC através da comparação com resultados experimentais de PDP (Curvas de Porcentagem de Dose em Profundidade) e o estudo dos efeitos dos meios heterogêneos na deposição de dose pelo feixe a ser utilizado clinicamente.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a primeira parte, foram utilizadas as medições realizadas com diferentes instrumentos de medida para validar os resultados e definir o grau de confiabilidade dos resultados. Na segunda parte do trabalho foram simulados arranjos experimentais incluindo diferentes energias, heterogeneidades e tamanhos de campo.

2.1. Aquisição de dados do feixe

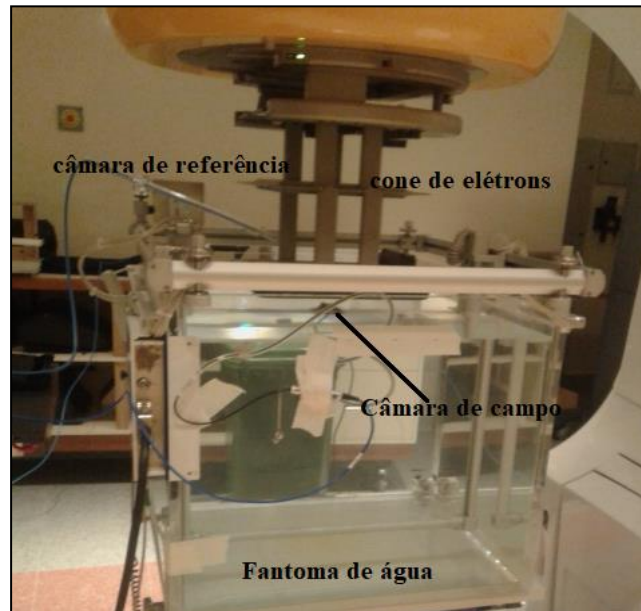


Figura 1: Arranjo experimental para as medidas de PDP.

Todas as medidas foram realizadas num acelerador linear NovalisTx (do Instituto Zunino). Na aquisição das curvas de PDP (Curvas de Porcentagem de Dose em Profundidade) foram utilizados os seguintes materiais (Figura 1).

- (a) Fantoma modelo Blue Phantom da empresa IBA;
- (b) Câmara de ionização (CI) CC04 da IBA;
- (c) Câmara de ionização modelo semiflex 3D da PTW;
- (d) Câmara de ionização modelo de placas paralelas ROOS da PTW;
- (e) Barômetro e termômetro;
- (f) Software Omnipro

Diferentes câmaras de ionização foram utilizadas para obter a curva de PDP no fantoma de água, empregando-as de acordo às especificações do fabricante para medidas de dose relativa. O Blue Phantom usa o software Omnipro para o tratamento e análise dos dados adquiridos, exportando em formato ASCII

ao TPS Eclipse [7]. O acelerador Linear NovalisTx tem 5 energias de elétrons disponíveis: 6, 9, 12, 15 e 25 MeV, sendo utilizadas as três energias menores para o presente estudo.

2.2. Simulação

Foi utilizado o código PENELOPE versão 2008 [8] para as simulações de feixes de elétrons usando o cluster do LCR-UERJ.

Foram implementados diferentes códigos na linguagem de programação Python 2.7 para a geração das curvas a serem analisadas. Para a compilação dos códigos foi empregado o compilador Canopy, que é um ambiente de análise Python.

As simulações iniciais foram feitas utilizando feixes monoenergéticos com energia 6, 9 e 12 MeV e em seguida com diferentes espectros. Os valores dos parâmetros de transporte intrínsecos do código PENELOPE, como energia limiar de absorção das partículas, energia de corte para colisão inelástica e de tipo Bremsstrahlung, utilizados em todas as simulações foram: $E_{abs}=10$ keV, $C_1=C_2=0.1$ w $W_{cc}=W_{cr}=100$ keV. As simulações foram realizadas através de processos isolados, levando em média 15 horas para cada simulação. Como o espectro de interesse é na superfície do paciente, foram utilizadas as seguintes equações para estimar os valores de energia média, ε_k , e mais provável, ε_k^p , respectivamente, a partir dos valores de R_{50} e R_p estimados nas curvas de PDP medidas previamente:

$$\varepsilon_k(0) = CR_{50} \quad (1)$$

$$\varepsilon_k^p(0) = C_1 + C_2R_p + C_3(R_p)^2 \quad (2)$$

Onde, $C=2.33$ MeV/cm, $C_1=0.22$ MeV, $C_2=1.98$ MeV/cm, $C_3=0.0025$ MeV/cm².

Em seguida foi construído um espectro de base onde encontram-se valores discretos de energias, atribuindo-se a cada um deles diferentes valores de probabilidade de modo que a forma do espectro seja parecida com a relatada na literatura para o espectro na superfície. Cada um deles foi simulado de maneira rápida para ir modificando-os e obter uma PDP similar com as experimentais, adicionando ou diminuindo pesos às energias baixas, para obter boa concordância na região de build-up. A seguir, usou-se o mesmo critério para a região após o máximo de dose. Dessa maneira, foram modelados os espectros das energias nominais mais utilizadas na clínica, ou seja: 6, 9 e 12 MeV com 6 simulações para cada energia.

2.3. Meios heterogêneos

Foram simulados três alvos com diferentes heterogeneidades: Água-ar, campo hemi-bloqueado com chumbo e um caso de mama (Figura 2). Todas as geometrias foram feitas através das superfícies quadráticas do pacote PENELOPE. Foram empregados todos os feixes validados anteriormente das energias supracitadas, tanto monoenergético quanto o espectro de cada energia. No segundo caso do campo hemi-bloqueado, encontra-se relatado na literatura um feixe monoenergético de 25 MeV [9], sendo, por isso, de interesse simular aquele feixe para a comparação com a respectiva referência.

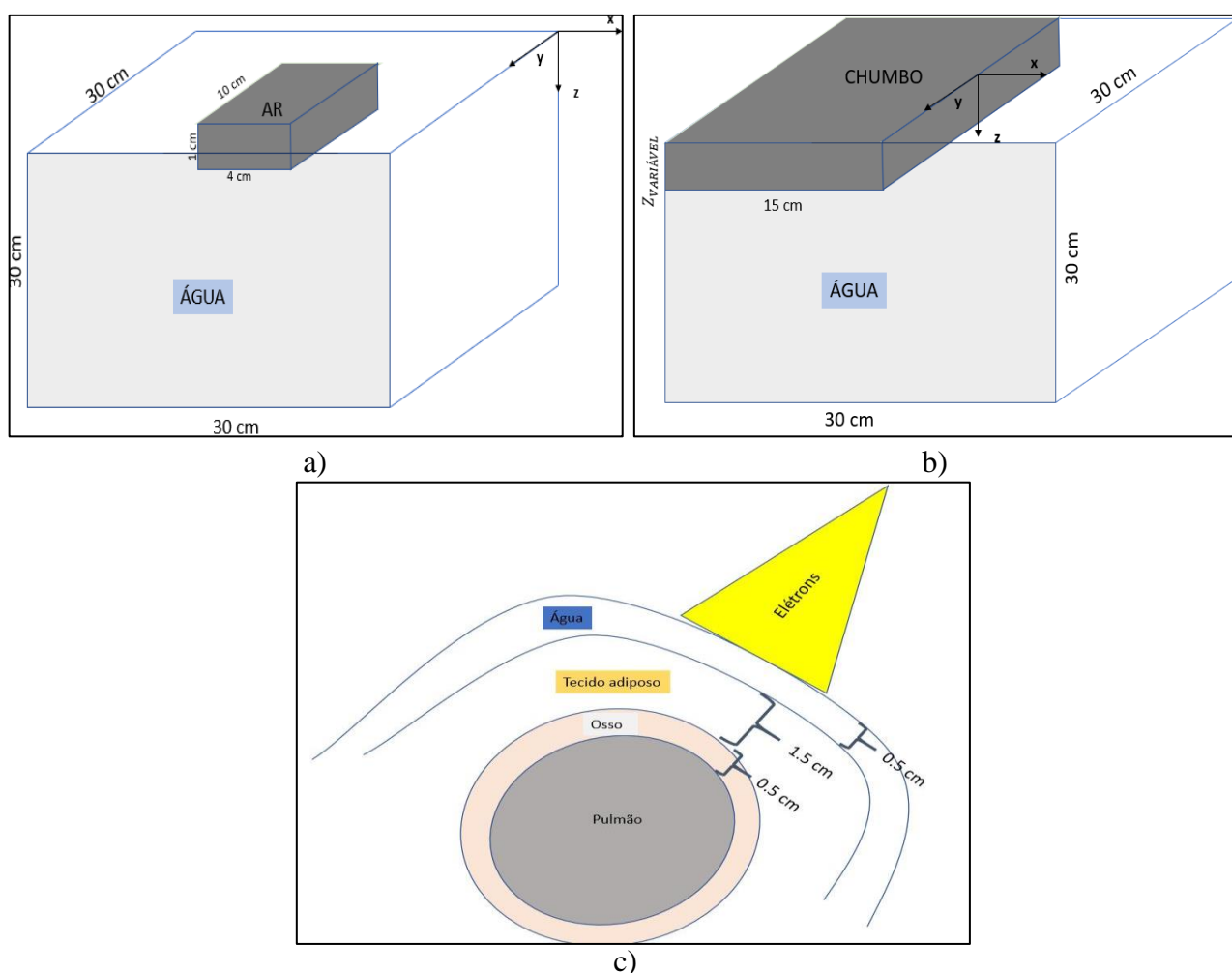


Figura 2: Geometria das Heterogeneidades a) Água-ar; b) Campo hemi-bloqueado; c) Mama.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Validação das simulações

Os espectros dos feixes de elétrons foram otimizados da maneira definida anteriormente (Figura 3), resultando nos gráficos cujos espectros finais apresentaram melhor concordância com os PDP experimentais.

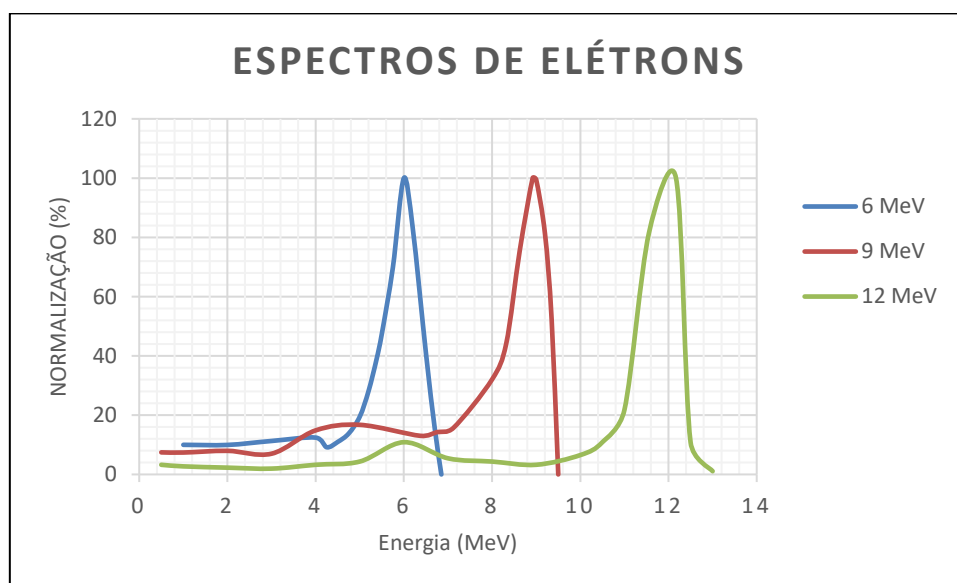


Figura 3: Valores relativo dos espectros em energia de elétrons otimizados.

Considerando que as curvas de PDP do feixe monoenergético apresentaram uma maior diferença em relação às medidas, sobretudo na região de build-up, não serão apresentadas aquelas curvas, mas os valores de alcance prático e da qualidade do feixe daquelas simulações são informados nas tabelas I-VI para fins de comparação. As figuras 4, 5 e 6 são as curvas de PDP obtidas por simulação empregando o espectro (E) junto com as medidas no fantoma de água (M) para cada tamanho de campo. As incertezas estatísticas relativas para as grandezas apresentadas nas tabelas I-IV foram inferiores a 0.2% para um nível de confiança de aproximadamente 95%.

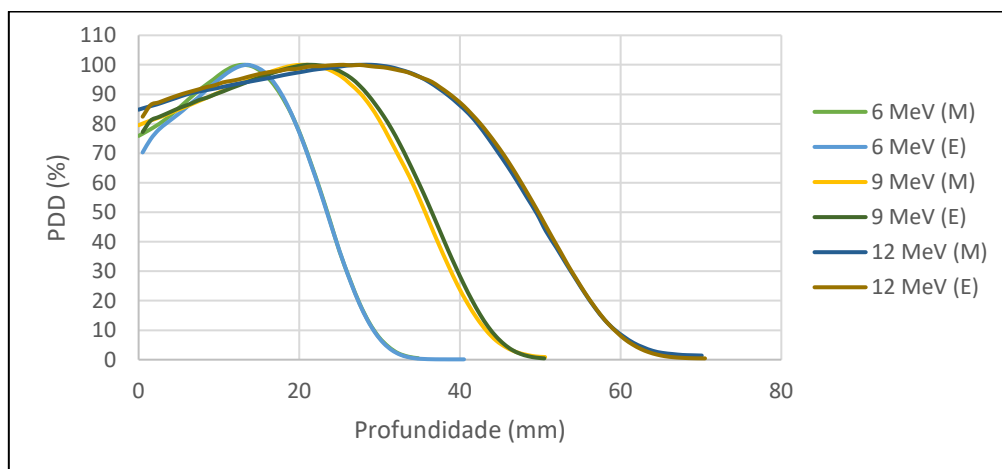


Figura 4: Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo $6 \times 6 \text{ cm}^2$.

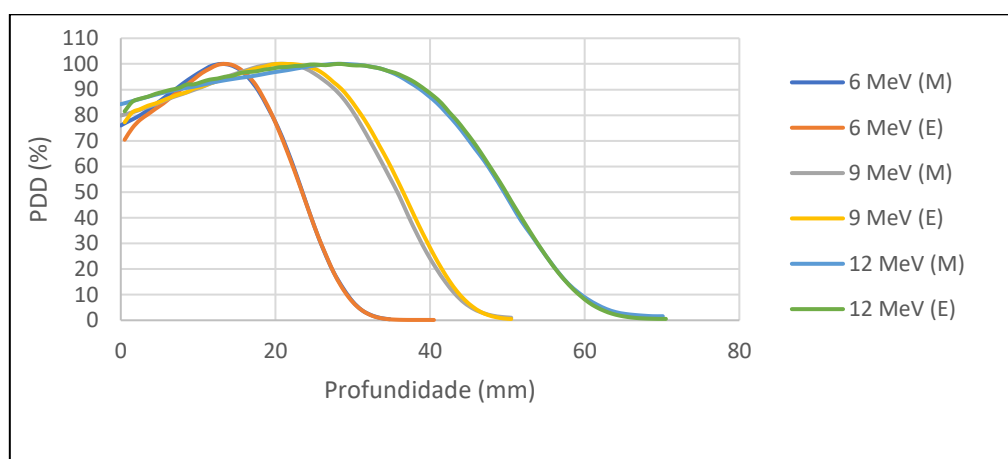


Figura 5: Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

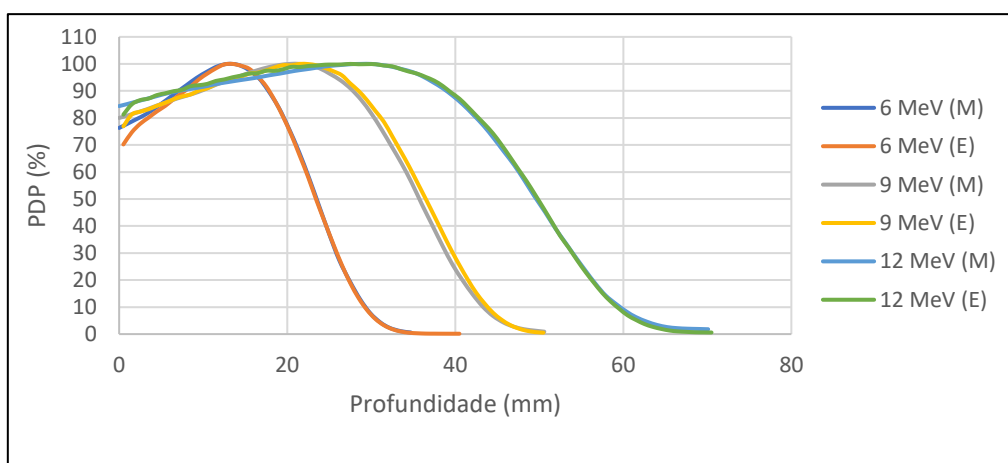


Figura 6: Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo $15 \times 15 \text{ cm}^2$.

Tabela I: Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 6 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)
6x6	23,50	29,50	24,18	29,67	23,50	29,50
10x10	23,50	29,40	24,40	29,71	23,50	29,50
15x15	23,50	29,40	24,40	29,71	23,50	29,50

Tabela II: Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 9 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)
6x6	35,6	43,6	37,28	44,87	36,50	44,70
10x10	35,7	43,7	37,25	44,89	36,50	44,70
15x15	35,8	43,7	37,30	44,77	36,50	44,70

Tabela III: Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 12 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)
6x6	49,6	60	50,50	60,43	49,70	60,7
10x10	49,6	59,7	50,30	60,24	49,80	60,2
15x15	49,7	59,9	50,30	60,17	49,80	60,3

Tabela IV: Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 6 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Monoenergético		Espectro	
	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)
6x6	-0,68	-0,17	0	0
10x10	-0,90	-0,31	0	-0,10
15x15	-0,79	-0,31	0	-0,10

Tabela V: Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 9 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Monoenergético		Espectro	
	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)
6x6	-1,68	-1,27	-0,90	-1,10
10x10	-1,55	-1,19	-0,80	-1,00
15x15	-1,50	-1,07	-0,70	-1,00

Tabela VI: Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 12 MeV

Tamanho de Campo (cm ²)	Monoenergético		Espectro	
	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)	ΔR_{50} (mm)	ΔR_p (mm)
6x6	-0,90	-0,43	-0,10	-0,70
10x10	-0,70	-0,54	-0,20	-0,50
15x15	-0,60	-0,27	-0,10	-0,40

Uma melhoria importante se observa na concordância entre os valores calculados com os medidos, utilizando os espectros. O resultado era esperado devido ao fato de o espectro na superfície ser mais próximo à realidade. Como a resolução encontrada das medidas foi de 1 mm, esse valor foi considerado como tolerância na comparação dos parâmetros relevantes apresentados nas tabelas anteriores.

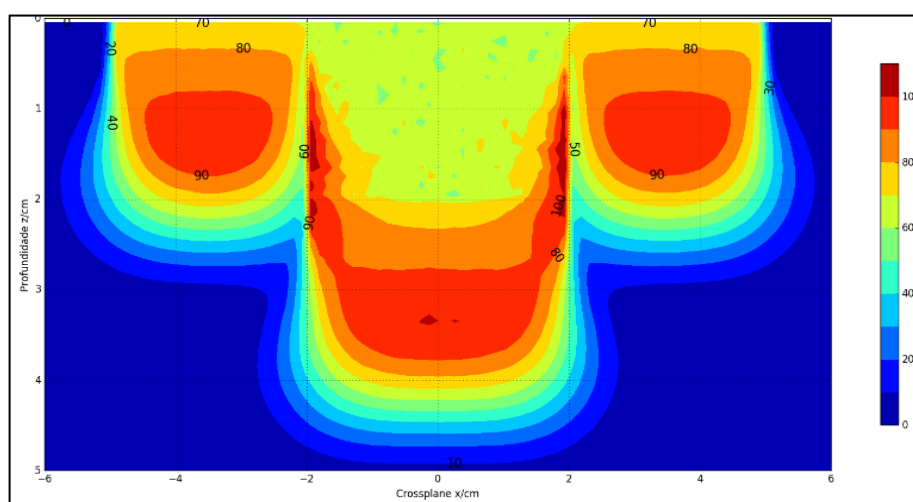
3.2 Simulação do feixe de elétrons em meios heterogêneos

Foram definidos três tipos de heterogeneidades: Água-ar, campo hemi-bloqueado com chumbo, e um caso de mama.

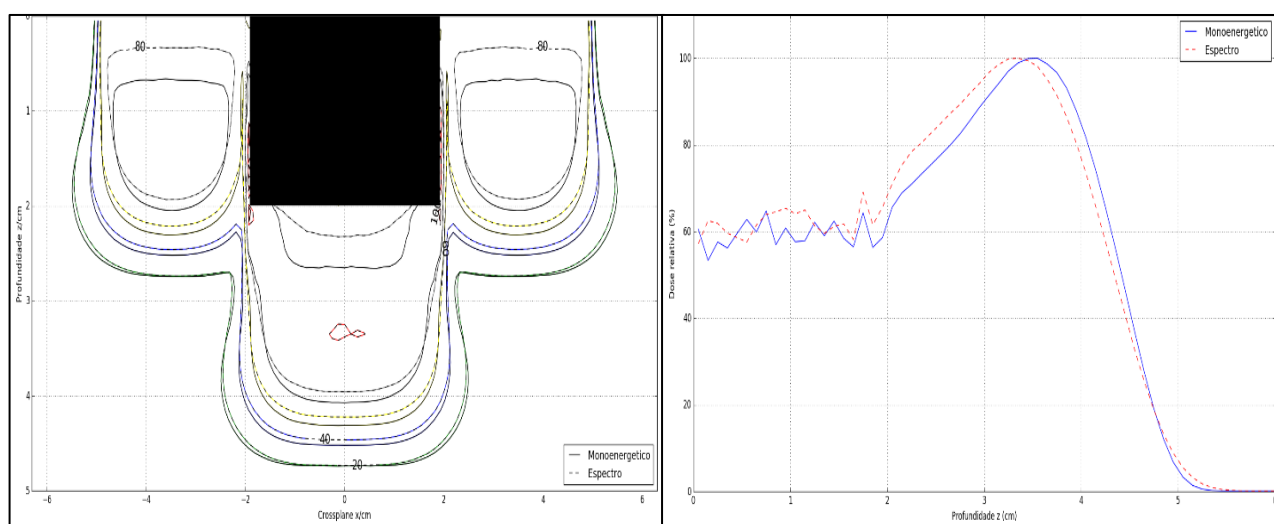
A. Caso 1: Água-ar

Para o caso da cavidade de ar, a profundidade da camada de ar foi escolhida tentando-se aproximar a profundidade de uma típica laringe, ou seja, a 2 cm de profundidade, sendo que neste caso foi utilizado apenas o feixe de 6 MeV. O que se destaca nos resultados é o deslocamento quase do mesmo valor da cavidade de ar (2 cm) nas curvas de isodose e nos PDP (figura 7), isso devido à pouca interação e correspondente entrega de dose nessa região do ar. Também pode-se apreciar uma

diminuição de dose nas laterais da interfase água-ar, levando a uma subdosagem no tratamento nesta região. A comparação entre os dois tipos de feixes, apresentada na figura 7b, indica que existe um deslocamento da maior parte do PDP do feixe monoenergético, chegando a ter uma interseção em aproximadamente 20% da dose após do máximo. Isso ocorre devido à absorção dos componentes de energias mais baixas do espectro na região mais próxima da superfície do alvo.



a)



b)

c)

Figura 7: a) Curvas de isodose do espectro de energia nominal de 6 MeV para um campo quadrado de 10 cm^2 ; b) Curvas de isodose entre os dois tipos de feixe de 6 MeV; c) PDP entre os dois tipos de feixe de 6 MeV.

B. Caso 2: Campo hemi-bloqueado com chumbo

As simulações foram feitas, utilizando feixes perpendiculares e escolhendo a espessura do chumbo, para cada energia, de tal maneira que abaixo delas não existam elétrons que depositem dose. Ou seja, o efeito da região “quente” é produto apenas do espalhamento dos elétrons em diferentes ângulos na borda do chumbo. Na medida que aumenta a energia do feixe primário, esse efeito fica mais pronunciado, passando os 120% de dose relativa para a energia de 25 MeV (Figura 8), considerando que todos os feixes foram normalizados no ponto de dose máxima 2,5 cm do off-axis. Em ambos os casos, aquela região quente existe, no entanto, há diferenças nas simulações, uma vez que aquela região “quente” fica do lado da borda e não embaixo dela como apresentada na literatura. Além disso, a resolução do resultado do trabalho de Pohlit [9] foi menor devido aos recursos tecnológicos limitados da época. Observa-se também a geração de fótons devido às interações dos elétrons com o chumbo e com a água. Estes fótons tem sido estudados, seja em seu espectro, de maneira analítica e computacional [10], seja na sua deposição de energia na água [11], sendo esta deposição local pouco relevante, especificamente na região quente encontrada neste estudo.

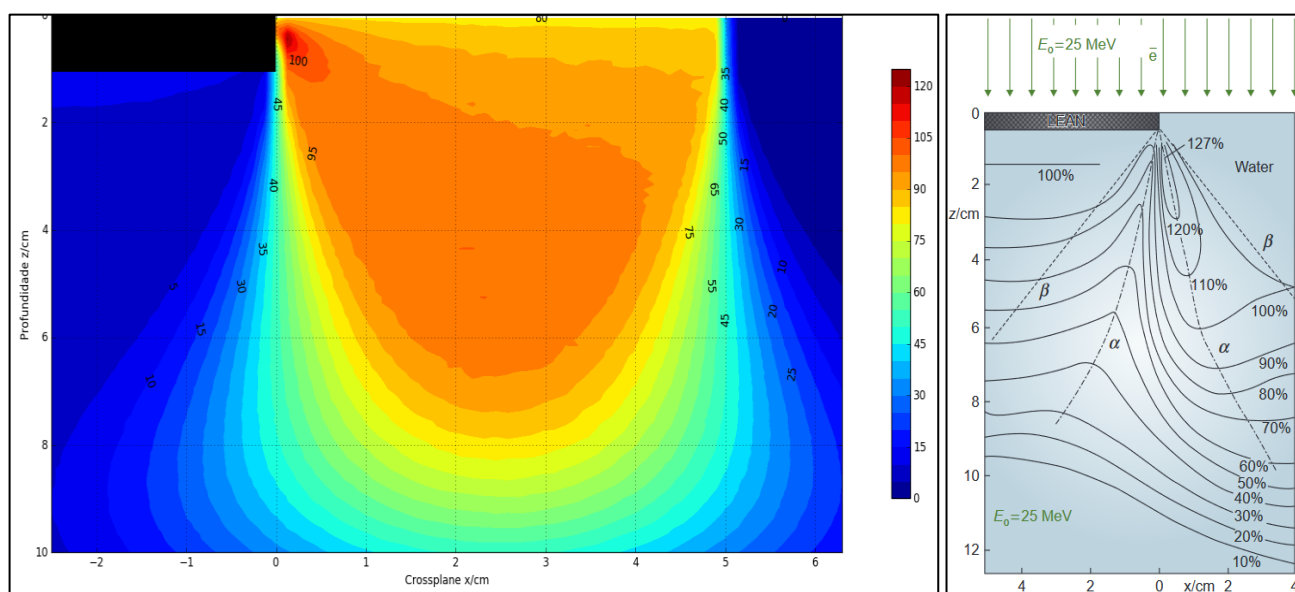


Figura 8: a) Curva de isodose de elétrons monoenergéticos de 25 MeV simulada com MC.
b) Referência encontrada na literatura [9].

Já no caso do espectro de maior energia que foi validada (Figura 9), existe uma menor região quente perto da borda. Isto é coerente pois, na medida que a energia do feixe de elétrons aumenta,

ocorre maior retroespalhamento dos elétrons e, por tanto, maior deposição de energia perto da superfície, aumentando, dessa maneira, a chance de que uma maior quantidade de elétrons na superfície seja lateralizada perto da borda.

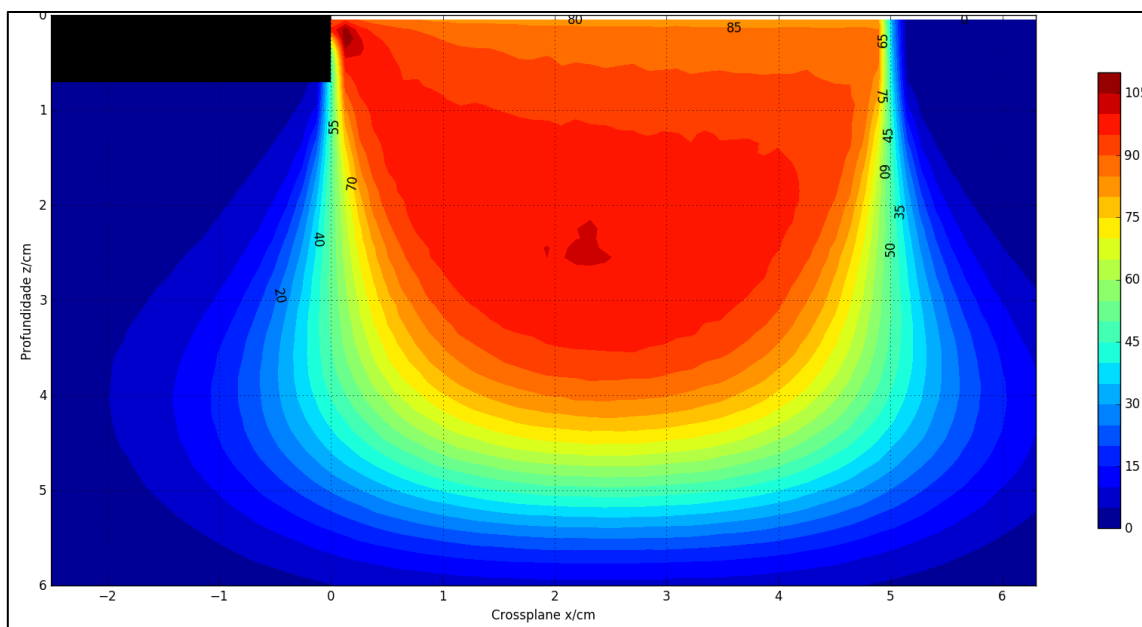


Figura 9: Curva de isodose de elétrons de energia nominal de 12 MeV simulada com MC.

C. Caso 3: Mama

No caso de mama, em particular, foram simulados os espectros de duas energias nominais: 6 MeV e 9 MeV. O meio heterogêneo era composto por 4 componentes: água (0.5 cm), tecido adiposo (1.5 cm), osso (0.5 cm), e pulmão. Dessa maneira, foram feitas simulações para cada feixe em um fantoma homogêneo de água que servirá como padrão para a comparação dos PDP. Nas interfaces entre os diferentes meios foram observadas mudanças relevantes para as duas energias simuladas, sendo mais significativa para a energia de 9 MeV. Mostramos nas figuras 10 e 11 os gráficos de isodose e de PDP apenas para a energia de 9 MeV com tamanho de campo de 6x6 cm².

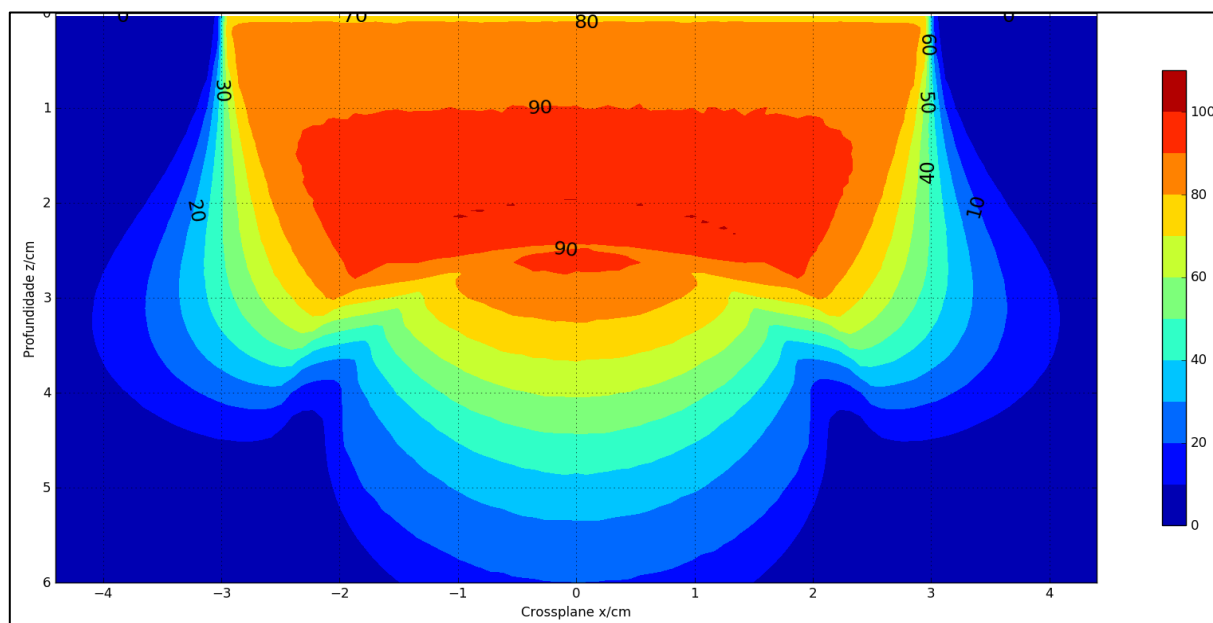


Figura 10: a) Curva de Isodose do espectro de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de 6 cm^2 no meio heterogêneo que simularia um caso de mama.

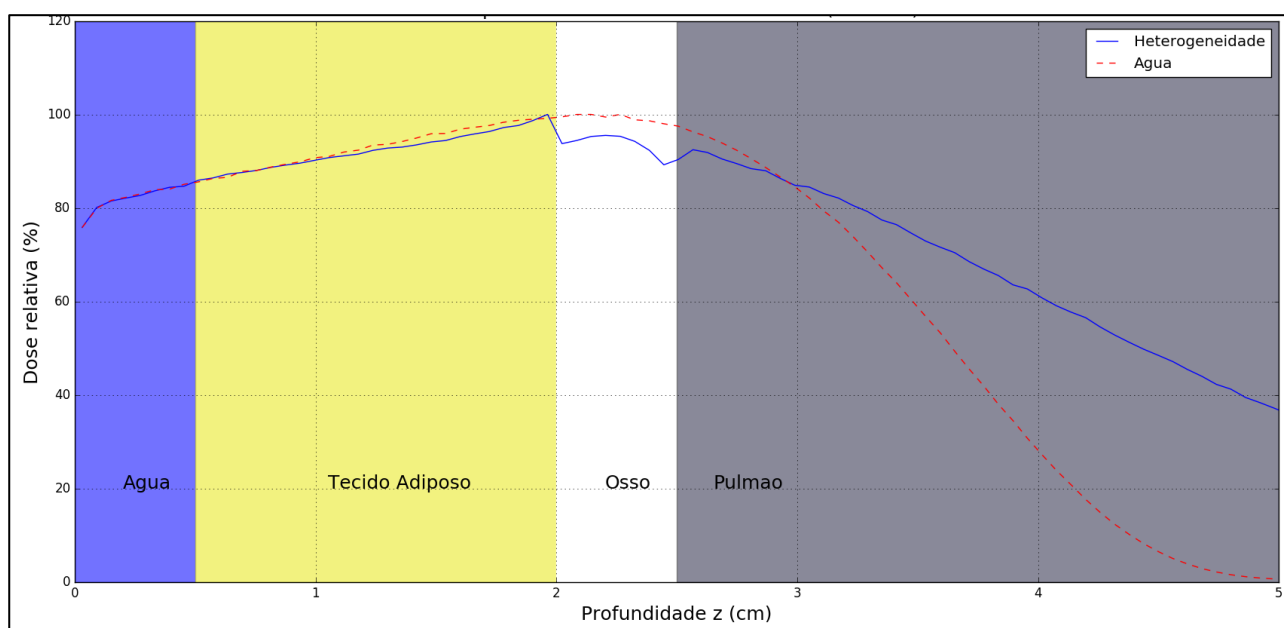


Figura 11: Curvas de PDP do espectro de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de 6 cm^2 no meio heterogêneo e no meio homogêneo (água).

As curvas de isodose para o caso 3 apresentam uma forma pouco comum, pois a partir da interação dos elétrons com o osso, eles são retroespalhados pela mudança de densidade, gerando um aumento de dose, que pode ser melhor apreciado nas curvas de PDP. No entanto, ao atravessar a região de

pulmão, se observa uma menor interação e, assim, um maior alcance na deposição de dose, gerando uma “cauda” que fica mais pronunciada para o feixe de energia nominal de 9 MeV. A influência do tamanho de campo nas curvas de PDP não é muito apreciável, embora implique em deslocamento da profundidade de dose máxima. Em relação às curvas de isodoses, na medida que aumenta o tamanho de campo, estas curvas se aproximam das isodoses apresentadas na literatura para o caso de um fantoma de água homogêneo. Finalmente, os PDPs das duas energias foram comparados na figura 12, destacando um impacto maior na energia do feixe de 9 MeV devido às heterogeneidades.

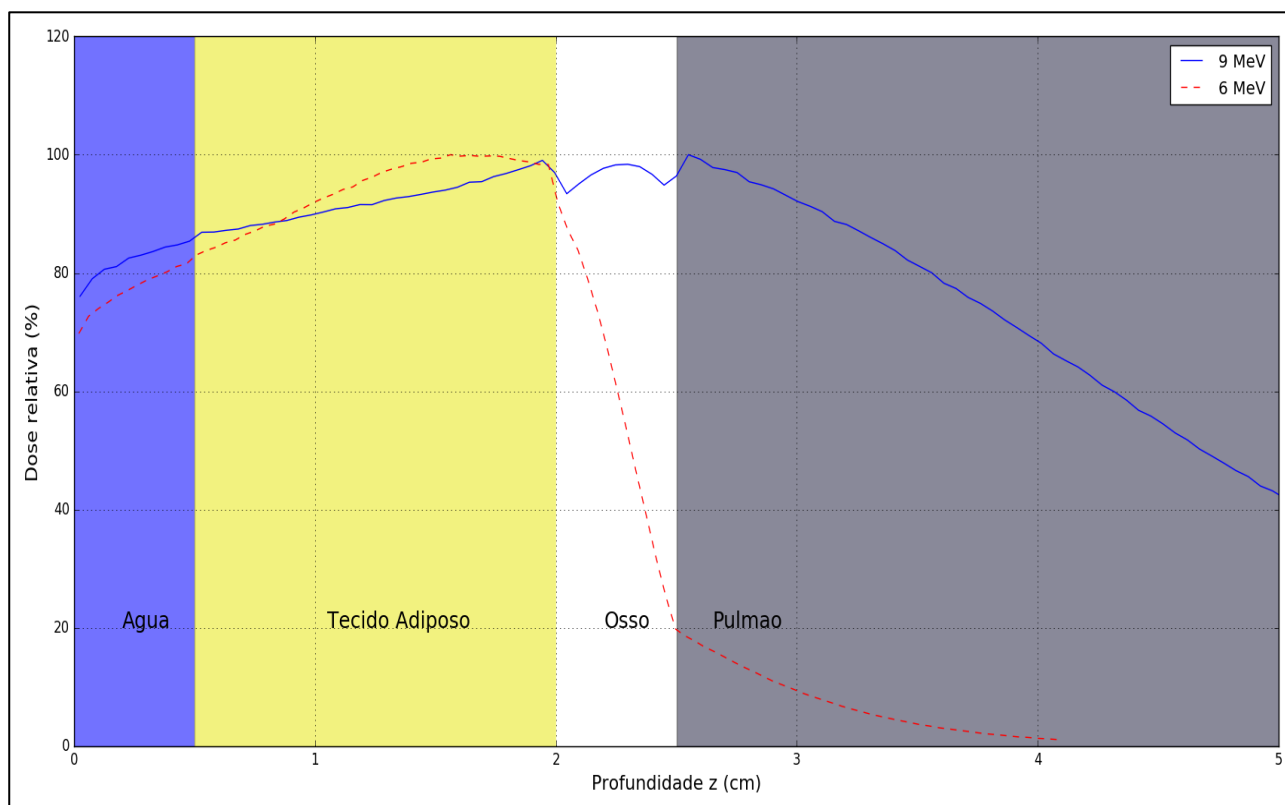


Figura 12: Curvas de PDP dos espectros de energia nominal de de 6 e 9 MeV e campo quadrado de 10 cm^2 no meio heterogêneo.

4. CONCLUSÕES

Este estudo apresenta uma alternativa metodológica importante para reproduzir medidas de PDP, através da modificação do espectro de elétrons seguindo fórmulas empíricas da literatura e os valores dos parâmetros de qualidade do feixe e seu alcance. A modificação dos espectros foi realizada por tentativas, avaliando-se os erros e os acertos nos resultados de forma que permitissem boa aproximação com os valores de referência. Inclusive a região de build-up que não é caracterizada por parâmetros relevantes, apresentou boa concordância com os valores medidos, sendo isso produto da adição das energias baixas no espectro, embora com uma probabilidade pequena associada a elas. É importante mencionar que tanto os parâmetros R_{80} ou R_{90} , quanto o R_{100} , ficaram mais próximos das medidas, em comparação com o feixe monoenergético. Um ajuste fino dos espectros considerando a contribuição de fótons produzidos por Bremsstrahlung demandaria um nível de modelagem mais complexo e não teria muita relevância clínica, pois levariam a diferenças de cerca de 2 a 5% da dose de prescrição, dependendo da energia.

Diferentes meios heterogêneos foram estudados no presente trabalho, encontrando-se deslocamentos das doses, existência de regiões quentes que poderiam aumentar ou diminuir dependendo da localização do ponto de normalização e casos mais complexos na medida que são acrescentados meios de diferentes densidades. Dessa maneira, as heterogeneidades simuladas apresentaram resultados interessantes e abrem critérios que tem que ser levados em consideração quando do planejamento do tratamento envolvendo elétrons e heterogeneidades de tecidos.

REFERÊNCIAS

- [1] KHAN, F. **The Physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [2] ANDREO, P. **Monte Carlo technique in medical radiation physics**. Phys. Med. Biol. 36, 861-920, 1991.
- [3] ROGERS, D. **Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics**. Phys. Med. Biol. 51(13), R287-R301, 2006.
- [4] De ALMEIDA, C.E.; ALMOND, P. R. **Comparison of Electron Beam Characteristics from Siemens Betatron (6.0 to 18.0 MeV) and Saggitaire Linear Accelerator (7.0 to 32.0 MeV) Radiotherapy Machines**. RADIOLOGY, v. III, n.2, p. 439-445, 1974.
- [5] CARRON, N. J. **An introduction to the Passage of Energetic Particles through Matter**. 1. ed. New York, USA: Taylor & Francis Group, 2006.
- [6] ICRU (1984). International Commissioning on Radiation Units and Measurements. **Radiation dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50 MeV**, ICRU Report 35 (International Commissioning on Radiation Units and Measurement, Bethesda, Maryland).
- [7] VARIAN MEDICAL SYSTEM. **Eclipse Photon and Electron Reference Guide**. v. 15.1. Palo Alto, CA, 2016.
- [8] SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J. **PENELOPE: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. Issy-les-Moulineaux, France., 2008.
- [9] De POHLIT, W.; MANEGOLD, K. H. Electron-beam dose distribution in inhomogeneous media. In: Kramer S, Suntharalingam N, Zininger GF, eds. **High Energy Photons and Electrons**. New York, NY: John Wiley & Sons; 1976:243.
- [10] NAKAMURA, T.; HIRAYAMA, H. **Spectra of Bremsstrahlung Produced in Very Thick Lead Targets by 15-, 20-, and 25-MeV Electrons**. Nuclear Science and Engineering, 59:3, 237-245. Taylor & Francis Group, 1976.
- [11] SORCINI, B. B.; HYÖDYNMAA, S.; BRAHME, A. **Quantification of mean energy and photon contamination for accurate dosimetry of high-energy electron beams**. Phys. Med. Biol. 42 1849-73, 1997.