

Estudo do algoritmo de cálculo de dose Varian eMC para feixes de elétrons de 9MeV

Study of Varian eMC dose calculation algorithm for electron beams of 9MeV

Marcus Saad Rodrigues¹; Victor Bertotti Ribeiro¹; Ana Paula Cunha¹.

¹Serviço de Radioterapia, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil

Resumo

O presente trabalho estudou a influência dos parâmetros *grid*, *dose threshold* e métodos de suavização no cálculo da distribuição de dose em feixe de elétrons de 9 MeV no algoritmo eMC, Varian®. Para isso, foram calculadas e construídas as curvas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) ao longo do eixo central na água, osso, pulmão, tecido adiposo e tecido mamário. Cada simulação foi obtida a partir da variação dos parâmetros do algoritmo eMC. Os conjuntos de parâmetros variados nas simulações na água, do sistema de planejamento Eclipse, Varian, foram comparados aos resultados experimentais (câmara de ionização) e foram utilizados para o cálculo das distribuições nos outros materiais. Os resultados obtidos ilustram que a variação do *grid* e do limiar de dose na água não são significativas em comparação aos métodos de suavização da distribuição de dose, porém pequenos valores desses parâmetros resultam em maiores tempos de cálculo. Estes métodos modificam os pontos ao redor da região de máximo e no final da PDP. Os métodos 2D-Low e 3D-Low apresentam poucas alterações na distribuição de dose. O aumento do nível de suavização, *Medium* e *Strong*, modifica significativamente a região de máximo, alterando o formato da curva nessa região (nos casos 2D-Medium e 2D-Strong) ou modificando pouco o formato da curva (no caso 3D), mas alterando os valores numéricos ao redor do máximo e nas regiões finais da PDP. A utilização de altos níveis de suavização 2D resulta no aparecimento de patamares na região de máximo, sendo mais significativo em materiais de alto número atômico, como o osso. Em relação às unidades monitoras (UM), a variação máxima para água, pulmão, tecido adiposo e tecido mamário foi de 3 UM, enquanto para o osso essa variação foi de 5 UM.

Palavras-chave: feixe de elétrons; cálculo de dose; Varian eMC; Métodos de suavização; grade de cálculo.

Abstract

This paper studied the influence of eMC algorithm parameters grid, dose threshold and smoothing methods in calculation of dose distribution of 9MeV electron beam. Therefore, the central axis percentage depth curve (PDP) was calculated and obtained in water, bone, lung, adipose tissue and breast tissue. Each set of simulation was obtained varying the parameters of eMC algorithm in Eclipse, Varian®. The series of simulations in water was compared with experimental results (ionization chamber) and was used to calculate the dose distribution in other materials. From the results one can observe that variation in grid size and dose threshold in water aren't significant when compared to the smoothing methods, however low values of grid and dose threshold parameter increase the calculation time of distribution. These methods modify the points around maximum region and at the end of PDP. The 2D-Low and 3-Low are smoothing methods that can be used with few changes in dose distribution. The increase of smoothing level, Medium and Strong, modify significantly the maximum region and alter the shape of PDP in that region (in case of 2D-Medium and 2D-Strong) or modifying a little (in 3D case), but altering the numerical values around the maximum region and in last centimeter of PDP. The use high levels of 2D smoothing method, such as 2D-Medium and 2D-Strong, results in great modification in maximum region, which is more pronounced in materials with high atomic number, i.e. bone (with appearing of plateau regions in maximum depth). The Monitor Units (MU) presented maximum variation of 3 MU for water, lung, adipose tissue and breast tissue, while this variation was 5 MU for the bone.

Keywords: electron beam dose calculation; Varian eMC; Smoothing methods; grid of calculation.

1. Introdução

Os feixes de elétrons apresentam vantagens clínicas, em relação a feixe de fótons, para determinados tipos de tratamentos radioterápicos devido às características de suas curvas de dose em profundidade (PDP). Em comparação ao feixe de fótons, os elétrons possuem duas características importantes: o valor da PDP na superfície é mais alto para feixe de elétrons do que para feixe de fótons e após a região de máximo (*build-up*) o valor da PDP diminui rapidamente para feixe de elétrons.¹

Assim, a principal vantagem da utilização clínica de feixes de elétrons é o rápido decaimento da dose após a região de *build-up*, possibilitando menor irradiação de tecido sadio.

Os elétrons são partículas eletricamente carregadas (mais especificamente, partículas carregadas rápidas leves) que possuem energia cinética bem maior do que a energia térmica e superior à energia de ligação de elétrons atômicos. Eles podem ser emitidos de núcleos atômicos (partículas beta), por átomos (elétrons *Auger*) ou produzidos por aceleradores de partículas (feixe de elétrons)^{1,2}. As possíveis interações de elétrons com a matéria são: colisão inelástica com o átomo (colisão suave), colisão com elétron fortemente ligado (colisão dura), choque elástico com o núcleo e choque inelástico com o núcleo^{2,3}. Cada um desses processos resulta em radiação ionizante no meio.

Considerando-se a variedade de eventos que os elétrons podem sofrer, o Método de Monte Carlo mostra-se a técnica mais acurada para o cálculo da distribuição de dose em relação a algoritmos como o *Pencil Beam*. Porém, o longo tempo de cálculo impossibilita seu uso na rotina clínica, e por isso são feitas simplificações e aproximações para que os cálculos sejam executados de maneira mais rápida. Entretanto, espera-se que a diminuição dos custos dos *hardwares*, o aumento da velocidade de cálculo dos processadores e a introdução de novas tecnologias (ex. GPU – NVIDIA CUDA⁴) reduzam o tempo de cálculo⁵.

O algoritmo eMC é uma implementação rápida do método de Monte Carlo, desenvolvida pela Varian®, e foi projetado para o cálculo da distribuição de dose de feixes de elétrons de alta energia. Ele consiste em dois modelos: o da fonte de elétrons que representa os elétrons e fótons emergentes do cabeçote do acelerador linear e o modelo de transporte (Macro Monte Carlo, MMC) que transporta os elétrons e calcula a dose depositada ao longo da trajetória da partícula^{6,7}. O modelo de transporte de partículas do eMC é chamado de Macro Monte Carlo (MMC), que é uma implementação do método LTGMC (*Local-to-Global* Monte Carlo). Este consiste em duas etapas: a simulação do transporte de elétrons em geometrias locais e cálculos que são realizados na geometria global.

Além de entender e conhecer os parâmetros que afetam o cálculo da dose, é necessário conhecer as limitações do eMC. Tipicamente, a acurácia do modelo de transporte e do modelo da fonte de elétrons é de 3% da dose máxima⁷, mas pode exceder esse valor em algumas situações como: contornos incomuns e com presença de heterogeneidade extrema, campos com *cutouts* assimétricos, dose próxima às bordas do aplicador e profundidades rasas fora do campo.

Os métodos de Monte Carlo (MC) resultam no cálculo da dose média e da variância da dose média (σ^2) em cada região de *scoring* (*voxel*). Esse parâmetro é inversamente proporcional ao número de eventos de deposição de energia registrados na região de interesse e, portanto, está relacionado ao número de histórias da fonte e ao volume de *scoring* da região⁸. É importante destacar que os algoritmos baseados no Método de Monte Carlo introduzem ruídos estatísticos no cálculo da distribuição de dose. Estes ruídos são caracterizados pela natureza estatística aleatória do método MC e o nível desse ruído depende do número de eventos no cálculo da dose, sendo que diminuem com o aumento desses eventos⁸. Assim, o propósito dos métodos de suavização é preservar estruturas importantes da distribuição de dose, diminuindo o ruído estatístico⁸.

Nesse estudo, avaliou-se a influência dos parâmetros *grid*, *dose threshold* e métodos de suavização no cálculo da distribuição de dose em diversos materiais. Para isso, foram utilizados elétrons de 9 MeV com tamanho de campo de 15 x 15 cm² e construídas as curvas de PDP ao longo do

eixo central na água, osso, pulmão, tecido adiposo e tecido mamário.

1.1 Parâmetros de cálculo do eMC

Os parâmetros de cálculo que podem ser variados no algoritmo eMC são:

Incerteza estatística: é a média da incerteza estatística relativa nos *voxels* da região dentro do corpo, onde a dose excede P% da dose máxima (P é definido pelo usuário). A redução da incerteza estatística aumenta o número de histórias simulado e, conseqüentemente, o tempo requerido. Por exemplo, a redução da incerteza estatística de 2% para 1%, aumenta o tempo de simulação em quatro vezes⁸.

Limite da incerteza estatística: parâmetro que limita o cálculo de unidades monitoras de doses com alta incerteza estatística.

Limiar de dose para a incerteza (DT): é o limiar de dose definido como a porcentagem da dose máxima dentro do corpo, onde é calculada a incerteza estatística. Valores menores do limiar de dose resultam em menores valores de incerteza estatística.

Grade de cálculo em cm (*grid*): é o tamanho do *voxel* colocado sobre cada *slice* da *imagem* CT, sendo que na direção longitudinal o tamanho do *voxel* é o mesmo que a distância entre *slices* da *imagem* CT.

Gerador de números aleatórios: define a sequência utilizada pelo gerador de partícula. Se o valor da semente é 0, o algoritmo usa uma semente aleatória.

Número de histórias da partícula: define o número de histórias utilizadas. O valor zero significa que o algoritmo não utilizará esse parâmetro. Assim, serão utilizadas quantas partículas forem necessárias para que a incerteza estatística definida anteriormente seja satisfeita.

Suavização média (2D): método no qual a dose em cada ponto de cada *slice* da *imagem* CT é substituída pela dose média na vizinhança do ponto, o qual é definida pelo nível de suavização. Assim, para os níveis *Low*, *Medium* e *Strong*, tem-se as seguintes vizinhanças, 5mm x 5mm, 10mm x 10mm e 15mm x 15mm, respectivamente.

Suavização Gaussiana (3D): É um método de suavização por convolução 3D que utiliza como *kernel* uma curva Gaussiana. Os níveis de suavização *Low*, *Medium* e *Strong* definem os seguintes desvios padrão da curva gaussiana, 0,5 x tamanho grade de cálculo, 1,0 x tamanho grade de cálculo e 1,5 x tamanho da grade de cálculo, respectivamente. O resultado desse método é a produção de uma média ponderada de cada vizinhança dos pixels, com essa média mais próxima dos pixels centrais.

O objetivo da utilização de algoritmos de suavização é o de reduzir o ruído estatístico, inerente às simulações de Monte Carlo. Porém, o grau de suavização pode alterar significativamente a forma da distribuição de dose.

2. Materiais e Métodos

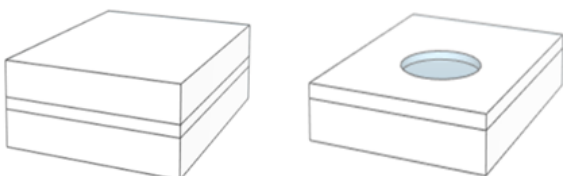
As medidas experimentais foram feitas na água, no acelerador linear 2100 CD, Varian®, com um objeto simulador (tanque de água) da IBA, modelo Blue Phantom, de dimensões 67,5 x 64,5 x 56,0 cm³. Os valores experimentais (medidas de ionização) foram obtidos com um conjunto dosimétrico, consistindo de um eletrômetro da marca PTW e câmara de ionização cilíndrica IBA, modelo CC13. Esses valores dosimétricos foram registrados e convertidos em curvas de dose (conforme descrito no documento TRS-398⁹) pelo *software* OmniPro-Accept da IBA.

Para a avaliação do eMC em presença de heterogeneidades, foi utilizado um tomógrafo da GE, modelo BrightSpeed, com espessura de corte de 2,5mm. Assim, foram adquiridas imagens tomográficas de objetos simuladores contendo os seguintes materiais: osso, mama, tecido adiposo e pulmão. As imagens foram importadas no Sistema de Planejamento (TPS) Eclipse, Varian®, versão 13.6, onde foram realizadas todas as simulações.

As simulações com o eMC foram feitas na água (objeto simulador virtual), no osso, mama, tecido adiposo e pulmão. Para cada material, variou-se os parâmetros do algoritmo eMC: *grid* (grade de cálculo), *dose threshold* (limiar de dose) e os métodos de suavização. Para cada parâmetro foi calculado a distribuição de dose de feixes de elétrons de 9 MeV, com o aplicador de 15 x 15 cm² e construída a curva de PDP no eixo central. Os resultados para água estão apresentados na seção 3, onde foram comparados com os dados experimentais. Em relação ao tamanho do *grid* de cálculo, *Popple et al*¹¹ recomenda que este seja menor do que um décimo da distância de *fall off* da PDP de elétrons (região entre 80% e 20%). Portanto, do gráfico da figura 2, conclui-se que um *grid* aceitável seria de 10 mm à 30 mm.

Neste estudo foram utilizados os materiais osso, pulmão, tecido adiposo (ta) e mama. A presença desses materiais foi avaliada com objetos simuladores similares à figura 1, em que se variou apenas o tipo de material do centro do objeto simulador. As partes superior e inferior eram compostas de 1 cm de acrílico (PMMA) e o centro era composto também de PMMA, mas possuía um orifício circular onde era possível alterar o material utilizado. Assim, as espessuras de osso, pulmão, tecido adiposo e mama foram, respectivamente, 0,5cm; 1,0cm; 0,5cm e 1,0cm.

Figura 1. (a) Esquerda: desenho esquemático do objeto simulador feito de acrílico (PMMA). As partes superior e inferior possuem 1 cm e o meio varia conforme a espessura do material utilizado. (b) Direita: representação do encaixe do material circular, onde foram utilizados cilindros feitos de osso, mama, pulmão e tecido adiposo.



A quantidade de parâmetros variados resultou em uma quantidade grande de dados. Assim, para representar o conjunto de parâmetros de uma determinada simulação, foi utilizada a nomenclatura abreviada que está apresentada abaixo:

Tabela 1. Nomenclatura utilizada para cada conjunto de simulação

Parâmetros	Significado
NS	No smoothing (sem suavização)
2D	Suavização 2D (Média)
3D	Suavização 3D (Gaussiana)
L/M/S	Low/Medium/Strong (Níveis de suavização)
G	Grid (Grade de cálculo)
DT	Dose threshold (Limiar de Dose)

Como exemplo da nomenclatura tem-se: **G25DT502DS** = grade de cálculo de 0,25 cm; limiar de dose de 50% da dose máxima, método de suavização 2D (média), nível de suavização forte (*Strong*).

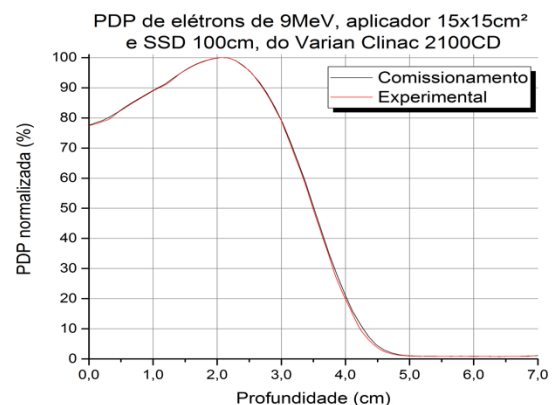
3. Resultados

Os gráficos dessa seção foram obtidos experimentalmente, com câmara de ionização cilíndrica CC13 na água, e computacionalmente com simulações do TPS Eclipse (eMC), Varian®. Foi utilizado feixe de elétrons de energia 9 MeV, aplicador de 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm.

3.1. Resultados na água

A Figura 2 mostra a comparação entre as curvas de dose profunda de elétrons de 9 MeV feitas no comissionamento do equipamento Varian Clinac 2100 CD e no momento da realização deste trabalho.

Figura 2. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100cm, do Varian Clinac 2100 CD (curvas azul e vermelha). Comparação entre as curvas feitas no comissionamento deste equipamento e no momento da realização deste trabalho.



As Figuras 3 a 6 mostram os resultados das curvas de dose profunda do equipamento Varian Clinac 2100 CD feitas na água, utilizando diferentes níveis de suavização nos métodos 2D e 3D, e com diferentes grades de cálculo.

Figura 3. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100CD feitas na água, utilizando diferentes níveis de suavização do método 2D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.

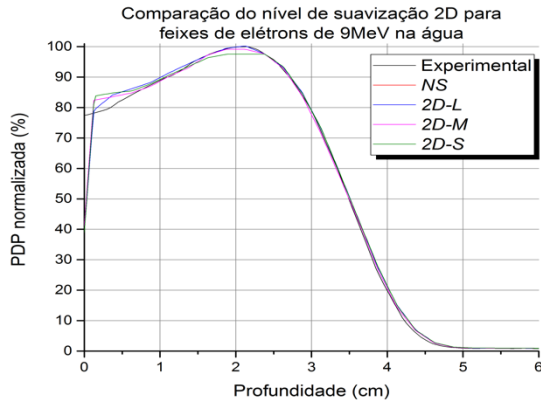


Figura 4. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100cm, do Varian Clinac 2100CD feitas na água, utilizando diferentes níveis de suavização do método 3D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.

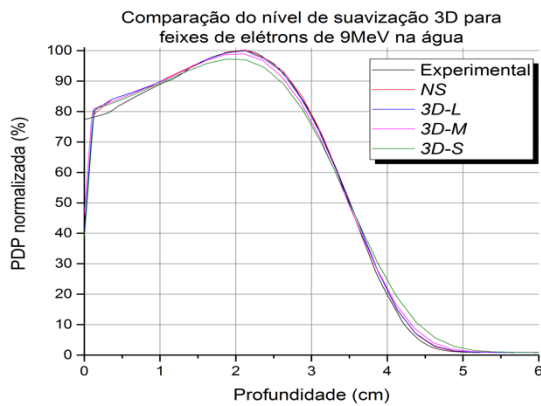


Figura 5. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas na água, utilizando diferentes grades (*grid*) de cálculo, sem suavização e *dose threshold* de 50%.

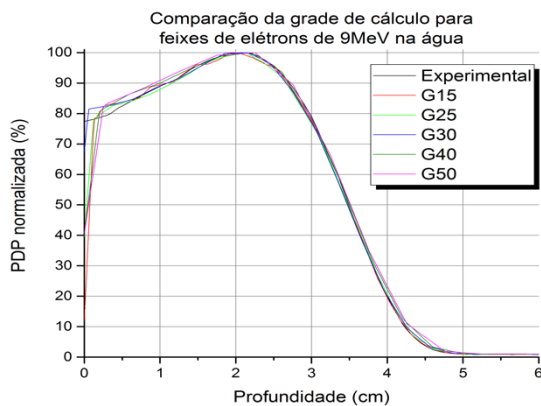
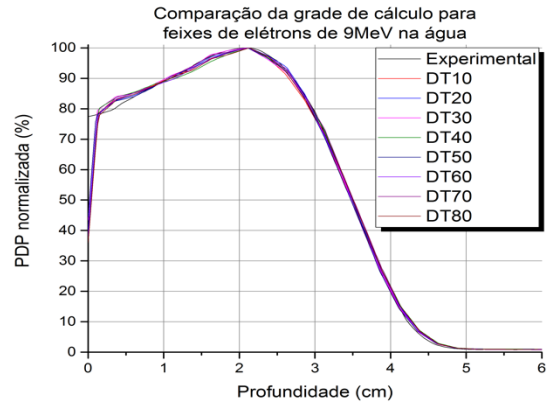


Figura 6. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100CD feitas na água, utilizando diferentes limiares de dose (DT), sem suavização e *grid* de 0,25cm.



3.2. Resultados no osso

As Figuras 7 e 8 mostram os resultados das curvas de dose profunda do equipamento Varian Clinac 2100 CD feitas no osso, utilizando diferentes níveis de suavização nos métodos 2D e 3D.

Figura 7. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100CD feitas no osso, utilizando diferentes níveis de suavização do método 2D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.

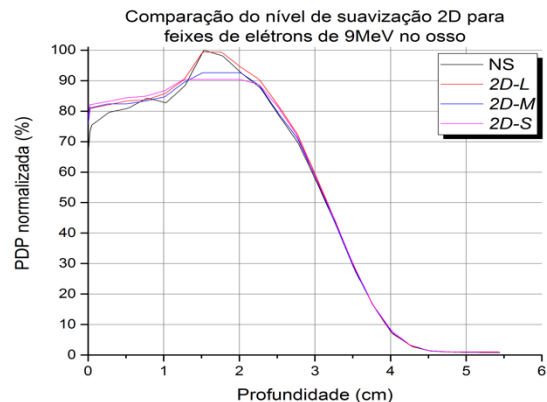
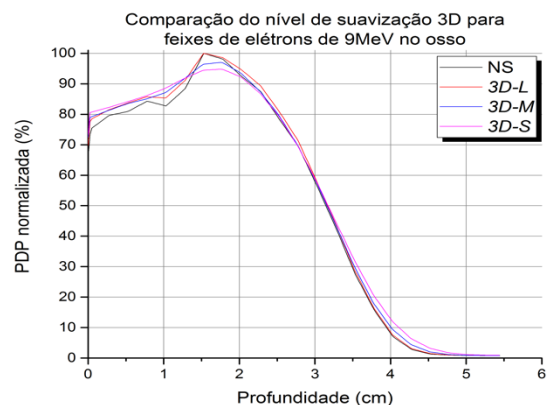


Figura 8. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no osso, utilizando diferentes níveis de suavização do método 3D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.



3.3. Resultados no pulmão

As Figuras 9 e 10 mostram os resultados das curvas de dose profunda feitas no pulmão, utilizando diferentes níveis de suavização nos métodos 2D e 3D.

Figura 9. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no pulmão, utilizando diferentes níveis de suavização do método 2D, *grid* de 0,25 cm e *dose threshold* de 50%.

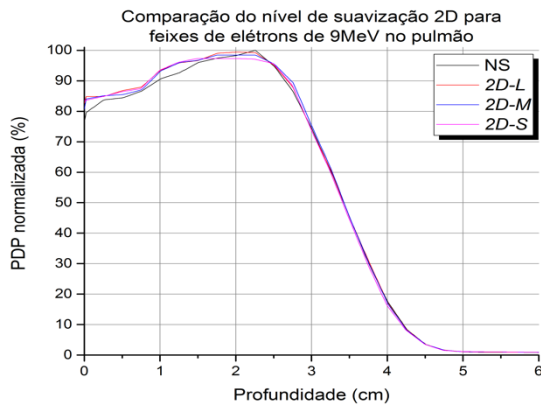
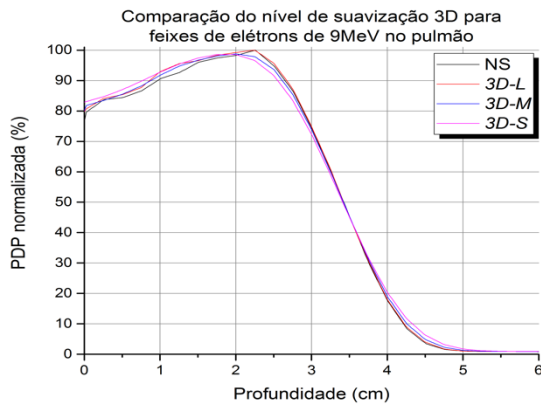


Figura 10. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no pulmão, utilizando diferentes níveis de suavização do método 3D, *grid* de 0,25 cm e *dose threshold* de 50%.



3.4. Resultados no tecido adiposo

As Figuras 11 e 12 mostram os resultados das curvas de dose profunda do equipamento Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido adiposo, utilizando diferentes níveis de suavização nos métodos 2D e 3D.

Figura 11. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido adiposo, utilizando diferentes níveis de suavização do método 2D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.

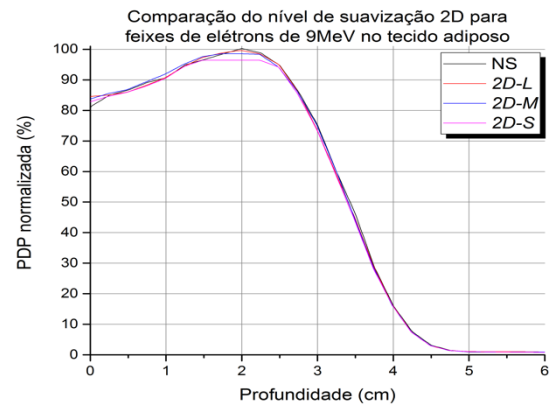
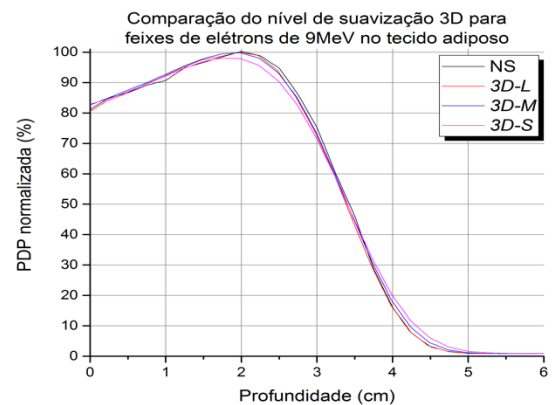


Figura 12. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido adiposo, utilizando diferentes níveis de suavização do método 3D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.



3.5. Resultados no tecido mamário

As Figuras 13 e 14 mostram os resultados das curvas de dose profunda do equipamento Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido mamário, utilizando diferentes níveis de suavização nos métodos 2D e 3D.

Figura 13. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido mamário, utilizando diferentes níveis de suavização do método 2D, *grid* de 0,25 cm e *dose threshold* de 50%.

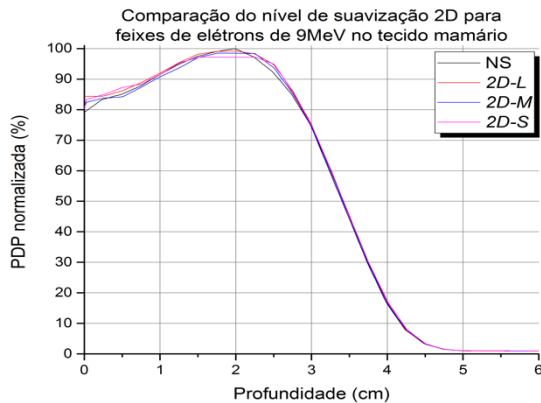
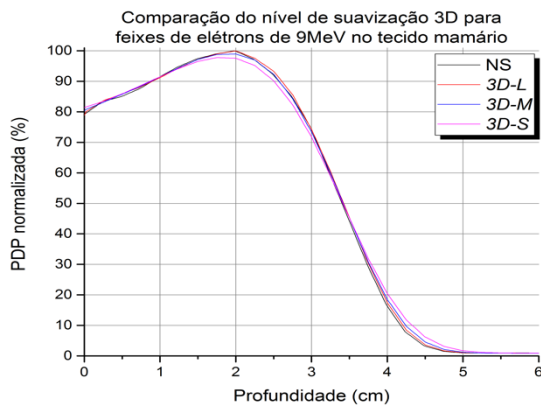


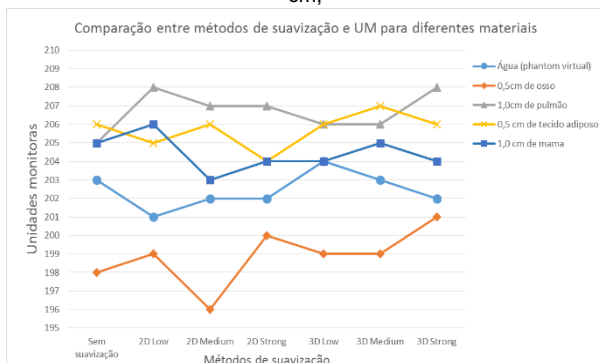
Figura 14. Curvas de dose profunda (PDP) de elétrons de 9 MeV, aplicador 15 x 15 cm² e SSD = 100 cm, do Varian Clinac 2100 CD feitas no tecido mamário, utilizando diferentes níveis de suavização do método 3D, *grid* de 0,25cm e *dose threshold* de 50%.



3.6. Comparação das unidades monitoras (UM)

A Figura 15 mostra a comparação entre as unidades monitoras para cada método e nível de suavização, utilizando elétrons de 9 MeV.

Figura 15. Comparação entre as UM para cada método e nível de suavização (2D e 3D – L/M/S) e para cada material, utilizando feixe de elétrons de 9MeV, aplicador de 15 x 15 cm², SSD = 100 cm;



As Tabelas 2 e 3 mostram a variação das unidades monitoras em relação ao limiar de dose e à grade de cálculo, respectivamente, para as simulações feitas na água.

Tabela 2. Variação das UM em relação ao Limiar de Dose para simulações feitas na água.

Limiar de dose (%)	UM
10%	202
20%	203
30%	203
40%	203
50%	200
60%	202
70%	203
80%	203

Fonte: o autor.

Tabela 3. Variação das UM em relação à grade de cálculo para simulações feitas na água.

Grid de cálculo (cm)	UM
0,15	203
0,25	201
0,30	203
0,40	204
0,50	205

Fonte: o autor.

Além da comparação de unidades monitoras e de cada método de suavização, foi possível estudar a diferença de dose no ponto de máximo da PDP em relação a curva não suavizada (*no smoothing*) e os diferentes métodos e níveis de suavização. Os resultados da Tabela 4 resumem esses achados, correspondentes à variação da dose pontual máxima para cada material, método e nível de suavização.

Tabela 4. Diferença de dose percentual no ponto de máximo para cada material, método e nível de suavização

Material	Diferença de dose no máximo (%)					
	2D-L	2D-M	2D-S	3D-L	3D-M	3D-S
Água	-1,1	-2,6	-3,7	-0,3	-1,4	-3,2
Pulmão	-0,2	-1,5	-2,9	-0,1	-2,1	-3,6
Tecido Adiposo	-0,7	-1,7	-3,8	-0,4	-0,5	-2,5
Tecido Mamário	-1,1	-1,9	-3,2	-0,5	-1,4	-2,8
Osso	-0,6	-7,4	-9,6	-0,1	-3,6	-5,5

Fonte: o autor.

4. Discussão

A utilização de métodos de suavização da distribuição de dose nem sempre é desejada, como no caso dos dados brutos medidos e analisados durante o comissionamento da máquina. Porém, esses métodos são utilizados em conjunto com o algoritmo eMC (baseado em Monte Carlo), pois esses cálculos contêm ruídos estatísticos como discutido nas seções anteriores deste trabalho.

Os resultados do uso dos métodos de suavização estão apresentados nos gráficos das figuras 3 e 4, onde foram simulados elétrons de 9 MeV com aplicador de 15 x 15 cm² e construídas as curvas de dose profunda (PDP) na água, ao longo do eixo central do aplicador. De modo geral, percebe-se que o uso desses métodos modifica a distribuição de dose

e as curvas de dose em profundidade, seja na água ou quando há presença de heterogeneidade. No caso da distribuição e da PDP na água, o método 2D modifica os pontos próximos à profundidade de máxima dose e muito pouco os últimos centímetros da PDP. Ao utilizar o método 3D, nota-se pela fig. 4, alteração dos pontos ao redor da profundidade de máxima dose, mantendo a forma da PDP e, também nos centímetros finais da PDP. Em comparação ao método 3D, o método 2D, especificamente os níveis *Medium* e *Strong*, causa o aparecimento de patamares em relação à profundidade máxima, como percebe-se pela figura 3, próximo da profundidade de 2,1 cm.

Diferente dos parâmetros de suavização, a variação da grade de cálculo (*grid*) e o limiar de dose (*Dose Threshold*) não apresentaram modificações significativas para a PDP na água, construída ao longo do eixo central. A figura 5 apresenta os resultados da variação da grade de cálculo e a figura 6, a variação do limiar de dose (*dose threshold*), ambas feitas na água, mantendo-se os outros parâmetros do algoritmo constantes. Enquanto o *dose threshold* altera a região do *build-up* em relação às medidas experimentais e, muito pouco o formato da PDP nas profundidades finais, a variação do *grid*, causa pequenas modificações na região do *build-up* e nos centímetros finais da PDP.

A tabela 5, abaixo, foi reproduzida do estudo de *Popple et al*¹¹. Ela ilustra a análise *gama* (3%-3mm) para cada grade de cálculo de feixe de elétrons de 9 MeV, com incerteza estatística de 1% e sem suavização da distribuição da dose. Percebe-se, dessa tabela, que fração de pontos que violam a análise *gama*, para combinação DTA-Dose, diminui com a diminuição do *grid* de cálculo de dose. Logo, menores valores da grade de cálculo aumentam a precisão estatística do cálculo, reduzindo a diferença de dose calculada pelo algoritmo eMC. É importante ressaltar que o tempo de cálculo de dose aumenta significativamente em relação à diminuição da grade de cálculo, afetando a rotina clínica do departamento. *Popple*¹¹ mostrou, ainda, que o tempo médio para o cálculo de dose de elétrons de 9MeV, com incerteza estatística de 1% e sem suavização foi de 131,5min para o *grid* de 1,0mm e 10,0min para o *grid* de 5,0mm.

Tabela 5. Fração dos pontos que violam a diferença de 3 % e/ou 3 mm para os valores da grade de cálculo para energia de 9 MeV. Os outros parâmetros de cálculo foram 1% de precisão estatística e sem suavização¹⁰

Grade de cálculo (mm)	Diferença de dose (%)	DTA (%)	Combinação DTA-Dose (%)
1,0	16,5	4,9	1,5
1,5	19,1	6,2	2,2
2,0	18,3	5,8	1,9
2,5	23,7	6,1	2,9
5,0	47,6	9,3	6,6

Fonte: o autor.

4.1. Discussão sobre os resultados no pulmão, tecido adiposo e tecido mamário

Os resultados do método de suavização 2D para o pulmão, tecido adiposo e tecido mamário estão ilustrados nas figuras 9, 11 e 13, respectivamente. Nota-se, dessas figuras, que o método 2D modifica pouco os pontos ao redor do máximo da PDP, sendo que o nível *Strong* é o que mais altera a região de máximo, no qual surge uma região de *plateau*. Note, após a região de máximo, a sobreposição das PDP dos métodos 2D, onde há pouquíssima modificação desses pontos pela suavização.

As figuras 10, 12 e 14 apresentam os resultados dos métodos de suavização 3D para o pulmão, tecido adiposo e tecido mamário, respectivamente. O método 3D, também, modifica pouco os pontos na região de máximo da PDP de cada material. Porém, diferente do método 2D *Strong*, quando se utiliza o nível 3D *Strong*, não há o aparecimento da região de *plateau* ao redor do máximo, conservando o formato da curva de PDP.

Os resultados da tabela 4 quantificam a variação percentual do ponto de máximo em função do método de suavização. Desses resultados, percebe-se o aumento das diferenças de dose percentual em relação ao aumento do nível de suavização. Ainda, é possível notar que as maiores diferenças são devidas aos métodos 2D-*Strong* e 3D-*Strong*, independente do material.

4.2. Discussão sobre os resultados no osso

Dentre os materiais utilizados nesse estudo, o osso, que possui o maior número atômico, foi o material que apresentou maiores variações com os métodos de suavização e em relações às unidades monitoras.

Os resultados da PDP ao longo do eixo central para o osso estão apresentados nas figuras 7 e 8. Elas foram obtidas do TPS Eclipse, Varian® com a ferramenta de perfil de dose. Nelas, é possível notar o efeito da alteração do máximo quando utilizadas as suavizações 2D e 3D, como já esperado.

Porém, a suavização 2D apresentou maiores modificações na região de máxima dose em comparação ao método 3D, sendo essa modificação mais pronunciada nos maiores níveis (*Medium* e *Strong*). Ao contrário da suavização 2D, a gaussiana ou 3D modificou pouco o formato da PDP, mas alterou os pontos ao redor do máximo e, também, a PDP nos centímetros finais da curva. A quantificação da variação da dose no ponto de máximo, para o osso, foi apresentada na tabela 4. Seus resultados comprovam, como esperado, que o aumento dos níveis de suavização resulta em grandes variações nos pontos de dose máxima. Esse comportamento é similar ao que acontece com os outros materiais, como descrito na seção 4.1. Porém, o osso apresentou as maiores variações no ponto de máximo, em alguns casos, acima de 5,0%.

Os níveis *Medium* e *Strong* do método 2D foram os que resultaram em maiores variações percentuais para o osso, sendo de -7,4% e -9,6%, respectivamente. Para esses mesmos níveis, temos, -3,6% e -5,5% de variação quando utilizado o método 3D.

4.3. Comparação entre as unidades monitoras

É possível fazer uma comparação das unidades monitoras do TPS Eclipse em relação aos parâmetros dos métodos de suavização 2D e 3D para cada um dos materiais. Esses resultados para a água, osso, pulmão e mama estão apresentados no gráfico da figura 15.

A variação das unidades monitoras (UM) em função do método de suavização está apresentada no gráfico da figura 15. Para cada material, podemos definir um intervalo numérico (superior e inferior) de UM em relação à cada método de suavização utilizado. Tem-se, para a água, o seguinte intervalo [201, 204], em que a variação em relação ao máximo e ao mínimo é de 3 UM. Para o pulmão, a variação entre o máximo e o mínimo foi de 3 UM (em relação ao intervalo [203, 205]). Considerando-se o tecido adiposo, as UM variaram no intervalo [204, 207] e para a mama, no intervalo [203, 206], ambos com variação entre o máximo e o mínimo de 3 UM. O osso foi o material que apresentou maior variação entre o mínimo e o máximo das UM, sendo 196 UM para a suavização 2D *Medium*, e 201 UM para a suavização 3D *Strong*. Portanto, a variação foi de 5 UM.

5. Conclusões

Os resultados obtidos ilustram que a variação do *grid* e do limiar de dose na água não são significativos em comparação aos métodos de suavização da distribuição de dose, que nos casos de altos níveis alteram significativamente a PDP.

Estes métodos modificam os pontos ao redor da região de máxima dose e nos centímetros finais da PDP. Os métodos 2D-*Low* e 3D-*Low* apresentaram poucas alterações na distribuição de dose. O aumento do nível de suavização, acima do *Low*, modifica significativamente a região de máximo, alterando o formato da curva na região de máximo (nos casos 2D-*Medium* e 2D-*Strong*) ou não modificando o formato da curva (no caso 3D), mas alterando os valores numéricos ao redor do máximo e nas regiões finais da PDP. A utilização de altos níveis de suavização 2D resultam no aparecimento de patamares na região de máximo, sendo mais significativo em materiais de alto número atômico, como o osso. Independente do material utilizado, os pontos finais da PDP apresentaram maiores variações quando suavizados pelo método 3D.

Em relação às UM, a variação entre o mínimo e o máximo para água, pulmão, tecido adiposo e tecido mamário foi de 3 UM. O osso foi o material que apresentou o maior intervalo de variação de UM.

As maiores variações resultantes da aplicação dos métodos de suavização ocorreram em pontos da PDP próximos à dose máxima e em regiões de heterogeneidades. E os resultados ilustraram o

aumento da variação da dose no ponto de máximo com o aumento do nível de suavização utilizado para cada material. Como esperado, o osso apresentou as maiores variações, sendo os métodos 2D-*Strong* e 3D-*Strong* os que mais modificaram as curvas de dose profunda. Portanto, conclui-se que a suavização utilizada com níveis mais baixos como *Low* e *Medium*, garantem menores modificações nas distribuições de dose.

Os parâmetros *grid* e *dose threshold* modificaram muito pouco as curvas de dose profunda, porém pequenos valores desses parâmetros resultam em maiores tempos de cálculo, sendo impraticável na rotina clínica.

Agradecimentos

Este trabalho foi desenvolvido durante o Programa de Residência Multiprofissional em Física Médica, especialidade Radioterapia, na Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Agradeço ao Ministério da Saúde (SGTES) e ao Ministério da Educação (SESu) pelo apoio financeiro concedido durante o período do programa de residência.

Referências

1. Strydom W, Parker W, Olivares M. Electron Beams: Physical and Clinical Aspects. Em: Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Podgorsak EB, editor técnico. Viena: International Atomic Energy Agency; 2005. p. 273-299.
2. Andreo P, Burns DT, Nahum AE, Seuntjens J, Attix FH. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry. Weinheim: Wiley-VCH; 2017.
3. Yoshimura, EM, Física das Radiações: Interação da Radiação com a Matéria, Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):57-67.
4. Xun Jia, Xuejun Gu, Yan JG, Michael Folkerts, Steve BJ. GPU-based fast Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation. Phys. Med. Biol. 2011;56(22):7017-7031.
5. Neunschwander H, Mackie TR, Reckwerdt PJ. MMC—a high performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning. Physics in Medicine and Biology. 1995;40(4):543-574.
6. Fix MK, Joanna Cygler, Daniel Frei, Werner Volken, Hans Neunschwander, Ernst JB, et al. Generalized eMC implementation for Monte Carlo dose calculation of electron beams from different machine types. Physics in Medicine and Biology. 2013;58(9):2841-2859.
7. Varian Medical Systems. Eclipse Algorithms Reference Guide (Eclipse version 13.6). Califórnia: Varian Medical Systems; 2011. P/B B503486R01B.
8. Buffa FM, Nahum AE. Monte Carlo Dose Calculations and Radiobiological Modelling: Analysis of the Effect of the Statistical Noise of the Dose Distribution on the Probability of Tumour Control. Physics in Medicine and Biology. 2000;45(10):3009-23.
9. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Viena: IAEA; 2000. Technical Report Series: 398.
10. International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Viena: IAEA; 2004. Technical Reports Series: 430
11. Pople RA, Weinberg R, Antolak JA, Ye S, Pareek PN, Duan J, et al. Comprehensive evaluation of a commercial macro Monte Carlo electron dose calculation implementation using a standard verification data set. Med. Phys. 2006;33(6):1540-1551.
12. Shiu AS, Samuel Tung, Hogstrom KR, Wong JW, Russell LG, Harms WB, et al. Verification data for electron beam dose algorithms. Med Phys. 1992;19(3):623-36.

13. Boyd RA, Hogstrom KR, Antolak JA, Shiu AS. A measured data set for evaluating electron-beam dose algorithms. *Med Phys.* 2001;28(6):950-8.
14. Chetty IJ, Curran B, Cygler, JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon, BA, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 2007;34(12):4818-4853..
15. National Research Council Canada. EGSnrc: Toolkit for Monte Carlo simulation of ionizing radiation transport [homepage na internet]. Canadá: National Research Council Canada. [acesso em 19 de fevereiro de 2019] Disponível em: <https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/>.
16. IAEA. Phase-space database for external beam radiotherapy [homepage na internet]. Viena: IAEA. 2003-[atualizada em setembro de 2013; acesso 19 de fevereiro de 2019]. Disponível em: <https://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>.
17. Acar H, Caglar M, Altinok A. Experimental validation of peripheral dose distribution of electron beams for eclipse electron Monte Carlo algorithm. *Journal of Radiotherapy in Practice.* 2018;17(3):279-288.

Contato:

Marcus Vinicius Saad de Paula Rodrigues
Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina
Travessa da Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 75 –
Portaria 3 – CEP: 05403-010
marcus.saad@hc.fm.usp.br

Victor Augusto Bertotti Ribeiro
Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina
Travessa da Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 75 –
Portaria 3 – CEP: 05403-010
victor.bertotti@hc.fm.usp.br

Ana Paula Vollet Cunha
Hospital das Clínicas HCFMUSP, Faculdade de Medicina
Travessa da Rua Dr. Ovídio Pires de Campos, 75 –
Portaria 3 – CEP: 05403-010
ana.cunha@hc.fm.usp.br