



Validação de um modelo computacional de acelerador linear VARIAN CLINAC 2100 utilizando o código EGSnrc para utilização em dosimetria de pequenos campos

R. G. Leão Junior^{ab}; R. V. Sousa^b; A. H. Oliveira^b; H. L. L. Silva^c; A. P. Mourão^{a,d}

^a*Departamento de Engenharia Nuclear/Universidade Federal de Minas Gerais, 31270-901, Belo Horizonte-MG, Brasil*

^b*Núcleo de Pesquisas em Engenharia e Física aplicada à Medicina/Instituto Federal de Minas Gerais Campus Arcos, 35500-000, Arcos-MG, Brasil*

^c*Serviço de Radioterapia/Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte, 30150-221, Belo Horizonte-MG, Brasil*

^d*Centro de Engenharia Biomédica/Centro Federal de Tecnologia e Educação de Minas Gerais, 30510-000, Belo Horizonte-MG, Brasil*
reginaldo.junior@ifmg.edu.br

RESUMO

Neste trabalho foi empregado o Método de Monte Carlo para a simulação de campos clínicos de radioterapia que serão posteriormente utilizados para a calibração de pequenos campos de radiocirurgia. O código de transporte de radiação utilizado foi o *NRC's electron gamma shower* (EGSnrc) e seus derivados, BEAMnrc e DOSXYZnrc, empregados para a construção e simulação do acelerador e objeto simulador de água, respectivamente. Foram simulados três campos de fótons quadrados com dimensões de 4x4 cm², 10x10 cm² e 20x20 cm², todos com energias nominais de 6 MeV. Os resultados foram comparados com valores experimentais obtidos na rotina de calibração e dosimetria do acelerador real que foi modelado. Para simulações foram utilizadas 10⁹ histórias, PCUT=0,01 MeV e ECUT = 0,7 MeV. A máxima incerteza relativa encontrada nas regiões de interesse foi de 4%. A concordância do dimensionamento lateral dos campos manteve-se em níveis superiores a 98% enquanto as doses em profundidade, no pior dos casos, apresentaram concordância superior a 96%. Embora precisem ser tratadas com cuidado, as imprecisões detectadas no processo de simulação são inerentes ao método de simulação empregado, o que, aliado a seus valores permitiram que o modelo fosse considerado válido para aplicações futuras.

Palavras-chave: Radioterapia, Monte Carlo, EGSnrc

ABSTRACT

In this work, the Monte Carlo Method was used for simulation of radiotherapeutic clinical fields that will later be used for the small fields calibration of radiosurgery. The radiation transport code NRC's Electron Gamma Shower (EGSnrc) and its derivatives, BEAMnrc and DOSXYZnrc, was used for accelerator and water phantom construction and simulation. Three 6 MeV photons beam with dimensions of 4x4 cm², 10x10 cm² and 20x20 cm² were simulated and their data compared with experimental values obtained in the dosimetry and calibration routine of the real accelerator modeled. The number of histories used was 10⁹ and cutoff energies, PCUT = 0.01 MeV and MeV = 0.7 ECUT. The maximum relative uncertainty found in the regions of interest was 4%. The concordance of lateral sizing of the fields remained at levels higher than 98%, while in the worst case, the doses presented concordance greater or equal 96%. Although the inaccuracies detected in the process need to be handled with care, they are inherent to the simulation method employed. This behavior coupled with its values allowed the model could be considered valid for future applications.

Keywords: Radiotherapy, Monte Calo, EGSnrc.

1. INTRODUÇÃO

O Método de Monte Carlo (MMC) é, certamente, um dos mais valiosos recursos de investigação dos efeitos da interação da radiação ionizante com a matéria. Na Física Médica, o método é especialmente útil para a previsão de doses e para a otimização do planejamento das exposições de caráter clínico (SECO e VERHAEGEN, 2013). Nesses casos, modelos de fontes de radiação ionizante são empregados para a reprodução de uma determinada configuração do acelerador linear e modelos do tecido mole humano ou de regiões não homogêneas, são empregados para a simulação da região exposta. No entanto, antes que os resultados de qualquer modelo numérico possam ser considerados como confiáveis, é preciso que eles sejam validados de alguma forma. A metodologia de validação mais comum realiza a comparação entre dados experimentais e os dados adquiridos em simulação computacional, de modo que o modelo seja considerado válido quando se obtêm uma satisfatória concordância entre os resultados (LEÃO *et. al*, 2015).

A tarefa de construir um modelo numérico que retorne dados compatíveis com os obtidos experimentalmente, não é simples. As dificuldades se devem ao fato dos modelos geométricos computacionais, utilizados para representações numéricas dos componentes reais do cabeçote de

um acelerador linear (LINAC acrônimo para *Linear Accelerator*), não serem perfeitamente compatíveis com seus equivalentes reais. Além disso, alterações nas características do feixe são comuns à medida que o acelerador é utilizado, de modo que um determinado componente, depois de prolongada solicitação, já não guarda as mesmas propriedades materiais que possuía no início de sua utilização. Partes do cabeçote, como o alvo e o filtro aplainador, por exemplo, são sensíveis e tais perturbações (TAYLER *et. al*, 2016, CHARLES *et. al*, 2014). Concomitantemente, os recursos de colimação empregados nos modelos numéricos, por motivos de simplificação da modelagem, são apenas aproximações dos dispositivos reais. Essas aproximações podem implicar em alterações perceptíveis em grandezas como o *off axis ratio* (OAR) e percentual de dose em profundidade (PDP).

Estas duas últimas grandezas são respectivamente definidas como: **i) OAR:** a razão da dose medida em um ponto de um objeto simulador, pela dose medida nas mesmas condições, porém na posição de intercepção do eixo central do feixe com o plano no qual se quer obter . Onde é o nível do plano estudado; **ii) PDP:** a razão entre a dose em uma profundidade específica, pela dose máxima medida na direção do eixo central do feixe .

Devido a todas estas nuances, o processo de construção de um modelo computacional de acelerador linear torna-se uma tarefa investigativa árdua, pois as causas de incompatibilidade entre os dados reais e os dados computacionais, quando acontecem, precisam ser investigadas a fim de que as fontes de perturbação dos resultados possam ser tratadas. Na maioria dos casos as perturbações estão associadas a problemas de dimensionamento da abertura e posicionamento do colimador secundário, ao perfil do filtro aplainador e a espessura das camadas do alvo.

Quando alterações no modelo se fazem necessárias, é preciso que todo o processo de simulação seja reconduzido. Este processo de modelagem, teste, adequação e simulação, faz com que a confecção de um modelo conclusivo demande um intervalo de tempo longo, inclusive para usuários mais experimentados no uso dos códigos de transporte de radiação.

O objetivo deste trabalho foi justamente especificar o processo de construção de um modelo de acelerador VARIAN CLINAC 2100, sua simulação e posterior validação, para então utilizá-lo na criação de fontes intermediárias de partículas. Estas últimas, utilizadas para a reprodução de pequenos campos gerados por um posterior acoplamento de um terceiro sistema de colimação, cones de radiocirurgia estereotáxica.

Foi utilizado como recurso computacional de modelagem do acelerador o código BEAMnrc, enquanto as doses foram determinadas pelo DOSXYZnrc, ambos derivados no código de transporte de radiação EGSnrc. Sistema criado e gratuitamente distribuído pelo *National Research Council of Canada* (NRC). Estes *softwares* vêm sendo frequentemente utilizados como padrão de referência para simulações de Monte Carlo aplicadas à pesquisa em Física Médica, o que pode ser comprovado pelo extenso número de publicações recentes que o utilizam (KAWRAKOW *et. al*, 2016; WALTERS *et. al*, 2016; ROGERS *et. al*, 2016).

A utilização do BEAMnrc como ferramenta para a modelagem de cabeçotes de LINAC's dedicados a radioterapia, possui uma série de vantagens que reduzem a complexidade da tarefa e o tempo demandado para a mesma. Isto é possível graças a uma disponibilidade de uma série de módulos (blocos de código) que são tratadas como *components modules* (CM's) dos cabeçotes. Estes recursos desempenham, computacionalmente, o papel dos componentes tradicionais de um cabeçote, tornando necessária unicamente a seleção dos CM's e o dimensionamento geométrico de suas partes, a fim de conformar o modelo numérico ao sistema real.

O DOSXYZnrc por sua vez, possui ferramentas complementares que permitem o desenvolvimento de objetos simuladores de forma bastante célere e simplificada, possibilitando a criação de objetos simuladores a partir de imagens *dicom*, a obtenção de curvas de isodose e fusão destas curvas com a imagem do objeto simulador, a aquisição de arquivos de espaço de fase, para a análise das características físicas da radiação em um determinado volume, dentre outras funções.

Além da grande disponibilidade de ferramentas para a modelagem e aquisição de dados nos códigos mencionados, estes ainda possuem interfaces gráficas simples e intuitivas, que permitem aos usuários menos experientes a criação dos arquivos de entrada (*inputs*) de forma amigável.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

MODELAGEM DO ACELERADOR

Como acelerador linear padrão, foi escolhido um VARIAN CLINAC 2100, em operação na rotina clínica de um serviço de radioterapia do estado brasileiro de Minas Gerais. Este acelerador

opera em modo de fótons e de elétrons com diversas energias, neste trabalho o modo de fótons e a energia nominal de 6 MeV foram adotadas.

A fonte de elétrons do acelerador, foi configurada para produzir uma distribuição gaussiana de elétrons nas direções X e Y com energia de 6,2 MeV e um *full width at half maximum* (FWHM) de 0,13 cm. O FWHM, neste caso, refere-se à largura da curva de intensidade da distribuição eletrônica sobre o alvo em seu ponto de meia altura e é definido, neste caso, pela Equação 1.

$$\text{FWHM} = 2\sqrt{2\ln(2)}\sigma \quad (1)$$

As configurações adotadas para a fonte eletrônica, podem ser acessadas por meio da opção de fonte *Source 19* do BEAMnrc, onde é possível configurar também a natureza das partículas primordiais e seu ângulo de incidência sobre o alvo.

O alvo foi modelado por um CM do tipo SLAB, esta implementação representa basicamente um empilhamento de placas de diferentes materiais que promovem a desaceleração dos *bunches* de elétrons provindos do acelerador linear e, em camadas mais inferiores, promovem a filtragem dos fótons de baixa energia, desinteressantes para a terapia. O mesmo CM também foi utilizado para a composição da blindagem da fonte.

O colimador primário foi modelado pelo CM CONESTAK, este é basicamente um cone com múltiplas camadas cuja composição pode ser homogênea ou diferenciada. Logo abaixo, o filtro aplainador foi modelado com um CM especializado chamado FLATFIL.

O filtro aplainador é certamente a parte mais complexa de toda a geometria. Neste modelo, por exemplo, este componente foi construído por uma justaposição de mais de 20 cones simétricos em relação ao eixo Z, cada qual com seu respectivo ângulo sólido de abertura. No BEAMnrc a descrição dos cones se dá pela especificação dos parâmetros: diâmetro superior, diâmetro inferior, espessura e composição.

O CM CHAMBER foi utilizado para a modelagem das câmaras monitoras que, apesar da baixa densidade total, e de provocarem pequena perturbação na composição final do feixe, são fundamentais para alguns métodos de normalização da dose como função da dose monitora, e para a obtenção de fatores de calibração de pequenos campos em relação a um campo de referência (*output factors*). Devido a estas potencialidades, é comum que a dose neste volume seja registrada diretamente no BEAMnrc. Este recurso pode ser habilitado por meio da

indexação do parâmetro DOSE_ZONE no CM desejado. Quando tal configuração está ativa o BEAMnrc informa no arquivo de saída (*output*), a dose no volume de acordo com o índice atribuído a ele.

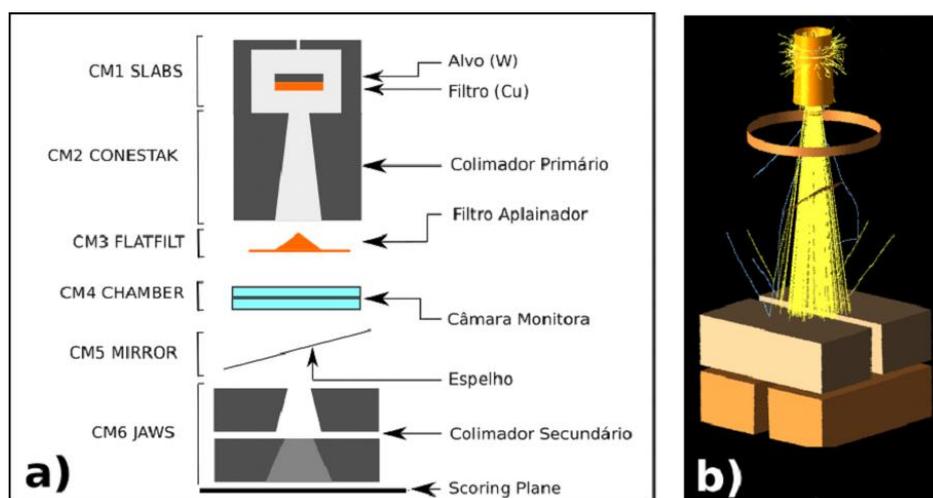
O espelho foi modelado pelo CM MIRROR e o colimador secundário pelo CM JAWS. Este último componente é implementado como pares de blocos sólidos chanfrados internamente. O controle das aberturas dos chanfros promove, neste CM, o dimensionamento lateral dos campos simulados.

A configuração geométrica do CM JAWS é diferente do formato real dos blocos de colimação, e, por isso, geralmente exige que pequenos ajustes sejam realizados em suas aberturas. Estes ajustes são necessários, pois as dimensões ópticas dos campos não coincide com as dosimétricas. Neste trabalho esta correção foi feita após o primeiro ciclo de simulações e a comparação com os dados dosimétricos experimentais.

Na base do colimador secundário, foi também adicionado um plano de registro responsável por coletar dados das partículas que o atravessam e gerar um arquivo de espaço de fase contendo estas informações. Este arquivo foi posteriormente utilizado como fonte de partículas para a dosimetria numérica.

A Figura 1 mostra uma representação esquemática da composição do cabeçote no modelo computacional e uma vista tridimensional reconstruída com o *software* EGSwindows. Na imagem podem ser vistas também as trajetórias de fótons (em amarelo) e de elétrons (em azul), geradas para uma simulação de 1000 histórias.

Figura 1: a) Representação gráfica da estrutura do modelo do acelerador CLINAC C2100 construído pelos autores. b) Imagem tridimensional da geometria do modelo de acelerador CLINAC C2100



De forma complementar, a Tabela 1 mostra as especificidades do uso de cada um dos CM's utilizados no modelo, descrevendo seus nomes, suas características e função no LINAC.

Tabela 1: Descrição dos *Components Modules* usados

<i>CM</i>	Descrição	Componentes Modelados
SLABS	Placas únicas ou múltiplas, de diferentes espessuras e composições, perpendiculares ao eixo Z.	i) Alvo; ii) Blindagem da Fonte
CONESTACK	Pilhas de cones truncados com diferentes dimensões e composições.	Colimador Primário.
FLATFILT	Pilhas de cones truncados de diferentes dimensões e composições, parametrizadas para a prototipagem rápida de Filtros Aplainadores.	Filtro Aplainador
CHAMBER	Sequência de planos paralelos e perpendiculares ao eixo Z, com flexibilidade na seleção da composição dos planos e do espaço intersticial. A utilização de paredes laterais para o enclausuramento dos volumes intersticiais também é disponível.	Câmara Monitora
MIRROR	Pilha de placas delgadas com inclinação configurável em relação ao eixo Z.	Espelho
JAWS	Pares de barras sólidas com liberdade de movimentação nas direções X e Y e abertura central em chanfro configurável.	Colimador Secundário

DIMENSIONAMENTO DOS CAMPOS

O modelo computacional descrito tem como propósito último as simulações de pequenos campos colimados por cones de radiocirurgia. A calibração destes feixes estereotáxicos depende unicamente de um feixe convencional padrão (10x10 cm²) e de um segundo feixe de referência, cujo perfil dosimétrico apresente características intermediárias entre os campos convencionais e os pequenos campos. Estes feixes são chamados por Alfonso (2008) em seu protocolo de calibração de *machine specific reference fields (msr)*. Neste trabalho o campo de 4x4 cm² foi escolhido como o campo *msr*.

Devido a esta característica do método de calibração dos feixes estereotáxicos, e ao longo tempo de processamento computacional necessário para o término de um conjunto de simulações, apenas três campos foram modelados e simulados; os dois necessários para a calibração por meio do protocolo de Alfonso, e o campo de 20x20 cm², este último utilizado para uma validação mais abrangente.

DOSIMETRIA NUMÉRICA

O código DOSXYZnrc foi utilizado como ferramenta para a determinação das doses, este código calcula as doses depositadas nas unidades de volume regulares (*voxels*) de um objeto simulador (fantoma), cuja geometria tenha sido previamente escolhida conforme o interesse da prática.

Para esta simulação, um fantoma de água cúbico, com aresta de 40 cm foi construído. A representação computacional foi implementada de forma não uniforme, sendo composto por uma região voxelizada e outra contínua, ambas de água. As dimensões da região voxelizada foram selecionadas segundo uma proporcionalidade com o tamanho do campo esperado no isocentro.

A Tabela 2 mostra o perfil de discretização utilizado para a composição dos objetos simuladores empregados. Em todos os casos, foram utilizados *voxels* cúbicos de 0,0625x0,0625x0,0625 cm³. A diferença entre as dimensões da parte voxelizada e o tamanho total do objeto simulador, foi construída por meio da ferramenta DSOUROUND, também utilizando água para a composição da região contínua até os limites de 40x40x40 cm³.

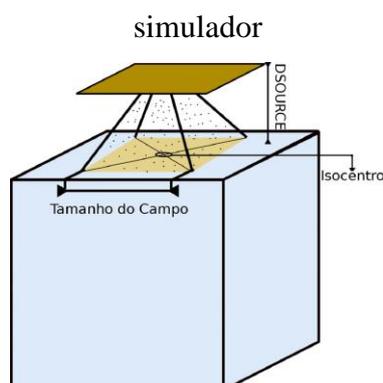
Tabela 2: Características da parte voxelizada dos objetos simuladores

Tamanho do Campo (cm²)	Matriz (voxels)
4x4	64 x 64 x 200
10x10	160 x 160 x 200
20x20	320 x 320 x 200

O parâmetro DSOURROUND permite que um volume não voxelizado seja adicionado ao objeto simulador. Este volume, apesar de possuir as mesmas características numéricas, físicas e químicas da região reticulada, possui um número restrito de opções de registro de dados referentes ao transporte e interação da radiação em seu meio.

Em simulações com esta abordagem, o objeto simulador é exposto a um feixe de partículas derivado dos arquivos de espaço de fase gerados pelo BEAMnrc. Estes arquivos, por funcionarem como fontes de partículas, devem ser colocados a uma distância tal do objeto simulador, que reproduza um posicionamento equivalente àquele correspondente ao nível no qual as partículas foram registradas durante a composição do arquivo de espaço de fase. Neste caso, o plano de registro foi a base do colimador secundário, de modo que a distância entre a fonte e o isocentro foi escolhida para condizer com a distância real no acelerador. Para a técnica dosimétrica simulada, o isocentro foi colocado sobre a superfície do objeto simulador e os valores de percentual de dose em profundidade e das curvas de OAR's, medidos nesta condição. A largura das curvas de OAR's foram determinada pela distância entre os dois pontos onde a grandeza assume o valor , geralmente simétricos, e este valor utilizado como o determinador das dimensões dosimétricas do campo. Este método é derivado do conceito estatístico de FWHM – já mencionado – no entanto, como o perfil de OAR's não tem comportamento normal aparente, a Equação 1 não se aplica, sendo necessário o perscrutamento numérico por meio da relação lógica determinada pela Equação 2.

$$\text{FWHM}_{\text{OAR's}} = (x_i - x_j) \rightarrow \left(\frac{\text{OAR}(x_i)}{\text{OAR}_{\text{MAX}}} = \frac{1}{2} \right) \wedge \left(\frac{\text{OAR}(x_j)}{\text{OAR}_{\text{MAX}}} = \frac{1}{2} \right) \quad (2)$$

Figura 2: Ilustração do posicionamento de um arquivo de espaço de fase sobre o objeto simulador

A Figura 2 ilustra o posicionamento do arquivo de espaço de fase sobre o objeto simulador e o método de medida do parâmetro DSOURCE que define a distância entre a fonte e a superfície do objeto simulador.

ANÁLISE DE ERROS

Considerando que o Método de Monte Carlo é, neste contexto, um recurso que permite estimar as doses nas regiões de interesse, deve-se admitir que os valores encontrados não são valores exatos, mas que possuem um determinado nível de imprecisão. No EGSnrc esta imprecisão é obtida por meio dos erros relativos $ER_{MC}(\langle D \rangle)$ e foi utilizada, neste trabalho, como um estimador da qualidade e confiabilidade dos resultados.

Os algoritmos modernos para o MMC, estimam numericamente a grandeza $ER_{MC}(\langle D \rangle)$ por meio da Equação 3. Na qual Err_{MC} é o erro de Monte Carlo e $\langle D \rangle$ é a dose estimada.

$$ER_{MC}(\langle D \rangle) = \frac{Err_{MC}}{\langle D \rangle} \quad (3)$$

O significado matemático de Err_{MC} provém de consequências do Teorema Central do Limite e da Lei dos Grandes Números, estes teoremas dizem respectivamente que: **i)** quando o tamanho de uma amostra de valores aleatórios aumenta, a distribuição amostral de sua média tende a uma distribuição gaussiana; e que **ii)** a média aritmética dos resultados de múltiplas realizações de uma mesma experiência aleatória, tende a se aproximar do valor de maior probabilidade de ocorrência, isto a medida que o número de experimentos realizados aumenta (ROBERT; CASELLA, 2004; GRAHAM; TALAY, 2013).

As consequências destes enunciados permitem utilizar o desvio padrão σ_M das médias das doses computadas em cada voxel como recurso para estimar o ER_{MC} , conforme mostra a Equação 4 (KOEHLER; BROWN; HANEUSE, 2009).

$$ER_{MC} = \sqrt{\sigma_M^2} = \sqrt{\langle D^2 \rangle - \langle D \rangle^2} \quad (4)$$

DADOS EXPERIMENTAIS

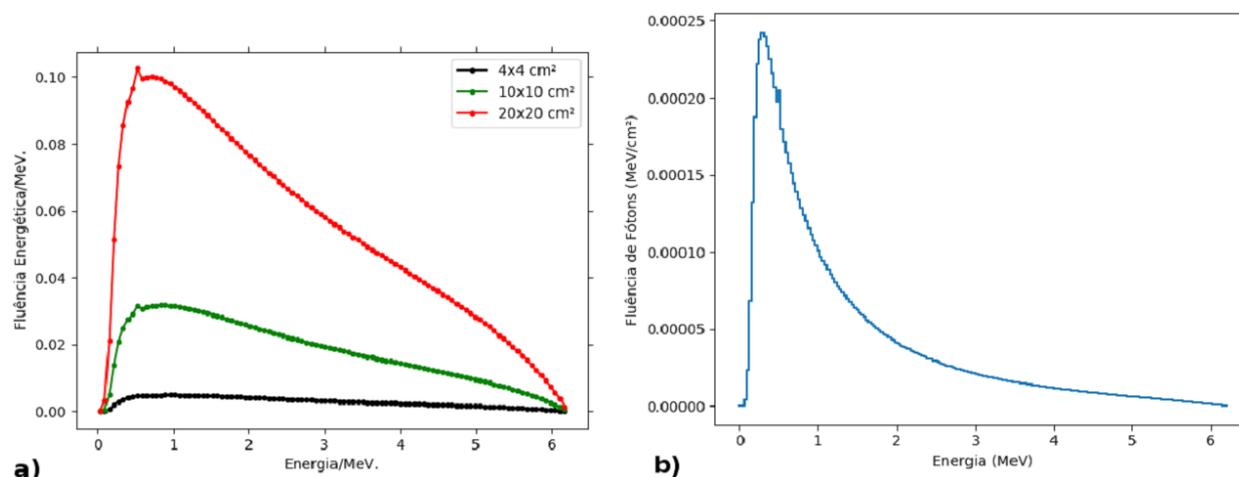
Os dados dosimétricos reais do acelerador foram fornecidos pelo serviço de radioterapia. Estes, por sua vez, foram obtidos na rotina clínica de calibração do feixe utilizando a metodologia proposto no protocolo *Technical Report Series N° 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water* (TRS-398) da Agência Internacional de Energia Atômica (2000).

Para a coleta dos dados foram utilizados uma câmara de ionização ventilada tipo *Farmer*, um eletrômetro e um tanque cúbico para água construído em polimetilmetacrilato.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

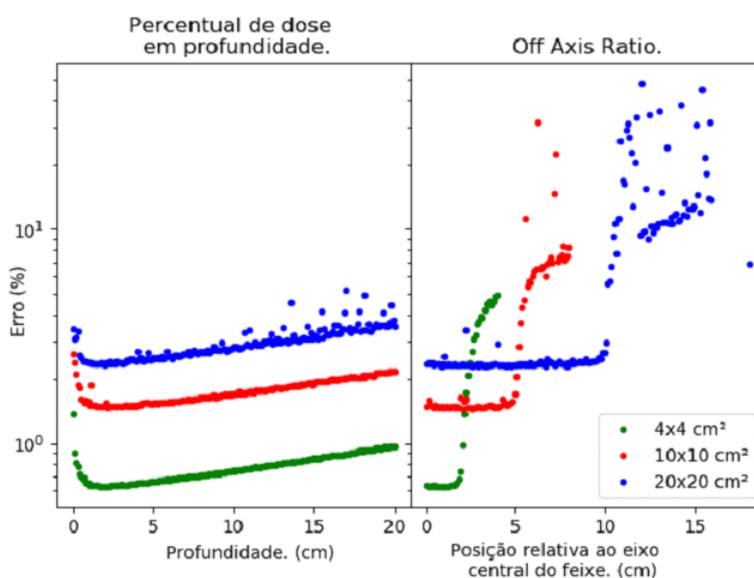
A Figura 3 mostra a fluência energética do feixe medida diretamente no arquivo de espaço de fase, ou seja, na base do colimador secundário. Os resultados apresentam concordância qualitativa satisfatória com o comportamento identificado por Ali e Rogers (2012) em seus trabalhos, salvaguardado as diferenças entre os modelos de LINAC, as dimensões do campo e a metodologia de medida.

Figura 3: a) Fluência energética medida na saída do colimador secundário do modelo de acelerador linear. b) Espectro de fótons registrado na mesma posição



A Figura 4, por sua vez, mostra os erros relativos obtidos nas simulações. Estes dados foram dispostos de forma a possibilitar a visualização dos valores dos erros em profundidade, associados aos PDP's e dos erros nos OAR's na profundidade de dose máxima nominal; 1,5 cm.

Figura 4: Erros relativos obtidos nas simulações



De maneira global, estes erros foram inferiores a 3% nas regiões de interesse. Para os OARs o erro da região central foi próximo de 0,5% no campo de 4x4 cm², e ligeiramente superior a 2% e 3% para o campo de 10x10 cm² e 20x20 cm² respectivamente. Nos PDP's, índices semelhantes foram verificados para as doses do ponto de dose máxima em todos os campos. Os valores

máximos de erro encontrados nos campos $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$ foram de aproximadamente 1% e 2 %, respectivamente, na profundidade de 20 cm.

O campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ apresentou erros nas doses em profundidade que chegaram a 6%, no entanto, este não foi o comportamento global. As ocorrências de erros tão elevados quanto estes, não aderiram ao perfil de distribuição desta grandeza em outras posições do PDP. Se for considerada uma curva de tendências, as doses em profundidade do campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$ teriam erro máximo próximo de 4% na profundidade de 20 cm. Valores desta magnitude concordam melhor com o comportamento dos erros nos campos de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Estes níveis de imprecisão foram considerados satisfatórios, de modo que o número de elétrons primordiais (histórias) utilizados, 10^9 , a energia de corte para interrupção do transporte de fótons (PCUT) de 0,01 MeV e a energia de corte para interrupção do transporte de elétrons (ECUT) de 0,700 MeV, foram, a princípio, aceitos como suficientes.

Apesar desta suficiência, a análise dos erros permite ainda especular sobre a questão da distribuição de partículas do arquivo de espaço de fase pela área do feixe e sobre a seleção de um ECUT menor para a água. O argumento tem fulcro no fato de que campos com áreas menores apresentaram erros menores, o que sugere, conforme já tratado por Leão *et. al.* (2015), que os valores de histórias selecionado deve ser ponderado pela abertura do campo.

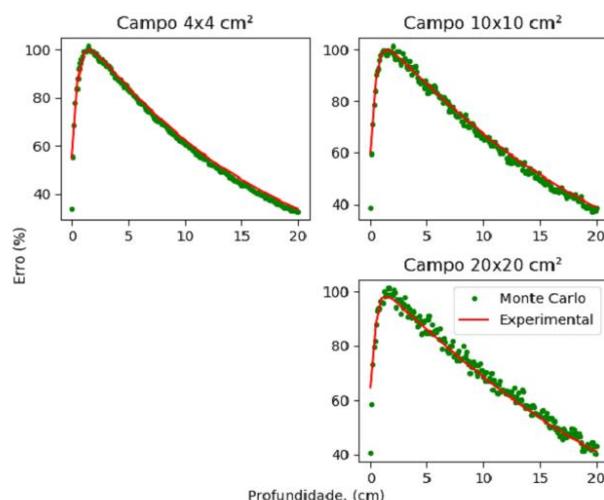
O efeito de redução da precisão estatística das doses simuladas, pode ser facilmente entendido por meio da densidade superficial de partículas na base do colimador secundário. A Tabela 3 mostra o comportamento destes valores. Nela se vê que a disponibilidade de partículas no arquivo de espaço de fase reduz em uma proporção ligeiramente inferior a 0,6 sempre que as dimensões laterais de campos quadrados são dobradas. Esta redução implica também em uma menor disponibilidade superficial de partículas para o DOSXYZnrc e, conseqüentemente, em erros mais elevados.

Além disto, o aumento dos erros em profundidade, em contraste com a excelente adequação entre as doses em profundidade experimentais e teóricas, sugere que ECUT possa estar terminando prematuramente histórias que poderiam contribuir com a manutenção de uma estatística mais adequada de elétrons em profundidade.

Tabela 3: Valores de densidade superficial de partículas no plano de registro dos arquivos de espaço de fase da base do colimador secundário para uma simulação com 10^9 histórias

Tamanho do Campo (cm ²)	Densidade Superficial de Partículas (cm ⁻²)
4x4	≈ 7600
10x10	≈ 4028
20x20	≈ 2432

Figura 5: Comparação dos perfis laterais de dose experimentais e teóricos



Os perfis laterais de dose, mostrados na Figura 5, indicaram um nível satisfatório de adequação entre os dados experimentais e teóricos, no entanto, algumas divergências podem ser observadas. Para o campo de 4x4 cm² ocorre uma diferença entre a forma de decréscimo da dose lateral após o término do patamar da região planejada. Este efeito é especialmente pronunciado em campos com dimensões menores e se deve às diferenças entre a dimensão real da fonte de fótons no acelerador, daquela empregada no modelo teórico (LEÃO *et. al*, 2016). Além disto, é sabido que a energia do feixe eletrônico incidente sobre o alvo, pode modificar o ângulo sólido de emissão dos fótons, o que perturbaria o perfil de planificação promovido pelo filtro, podendo, este efeito, produzir modificações sensíveis na penumbra dosimétrica do feixe.

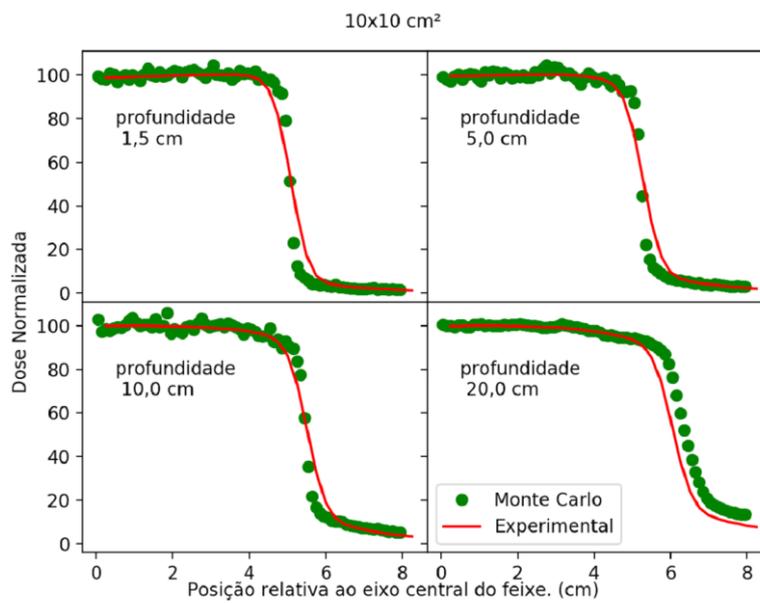
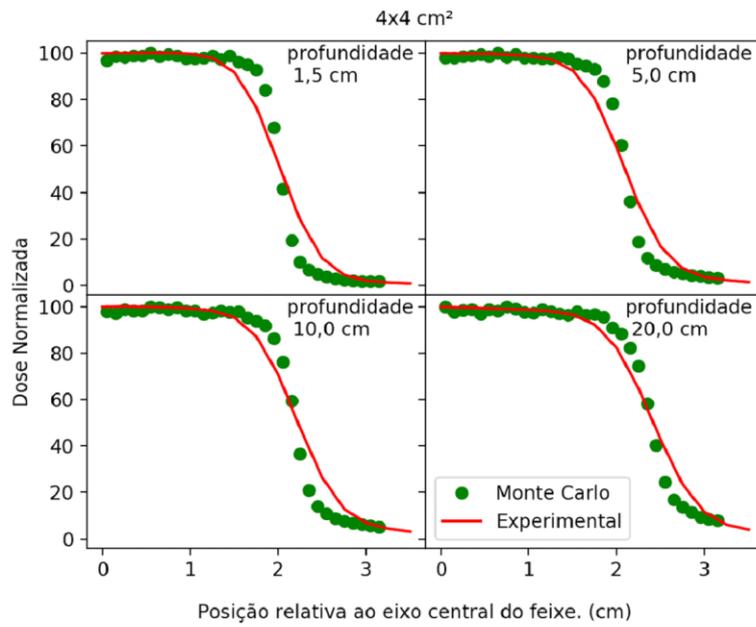
O campo de referência 10x10 cm² apresentou alto nível de compatibilidade entre os dados simulados e os dados experimentais, resultando em discrepâncias médias sempre inferiores a 3,5%. No campo de 20x20 cm² esta variabilidade atingiu patamares de até 5%, mas com média concordante com os resultados experimentais em todas as profundidades.

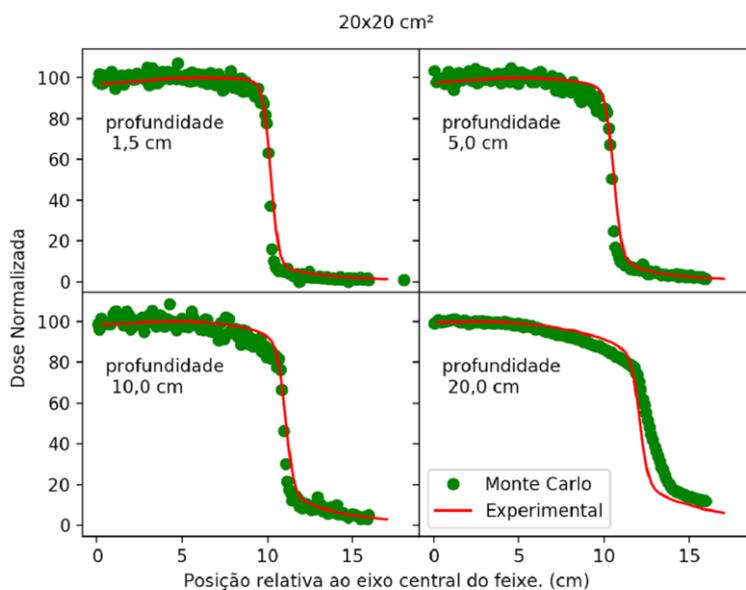
No entanto, a avaliação das dimensões laterais do campo dosimétrico, utilizando o FWHM como parâmetro, manteve uma precisão superior a 98% em todos os casos, indicando excelente concordância entre dimensões teóricas, experimentais e nominais do campo.

Os percentuais de dose em profundidade, mostrados na Figura 6, apresentaram concordância superior a 96% para todas as profundidades nos campos de 4x4 cm² e 10x10 cm². Para o campo de 20x20 cm², no entanto, houve uma variabilidade estatística mais expressiva. A justificativa para este comportamento, amplitudes de dispersão mais elevadas, se confunde com a apresentada anteriormente – vide comentários da Figura 4 – e utilizada para tratar de forma aceitável os erros mais significativos nos campos de abertura maior (LEÃO et. al, 2015).

A despeito disto, o comportamento médio dos dados é bastante condizente com os dados esperados, esta conclusão pode ser obtida quando se faz a análise da dispersão das doses normalizadas em relação à curva de dados experimentais. Em todos os casos as dispersões médias máximas e mínimas encontradas foram de +3% e -3%, evidenciando a tendência dos pontos de aderirem ao PDP experimental.

Figura 6: Comparação dos percentuais de dose em profundidade experimentais e teóricos





4. CONCLUSÕES

Os dados apresentados evidenciam a concordância satisfatória entre os valores de OAR e PDP, salvaguardada as limitações mencionadas, e corroboram com a validade do modelo para o propósito ao qual se destina. Simultaneamente, os autores insistem na necessidade de ajustes nos recursos de redução de variância aplicados ao modelo, de modo a aumentar a confiabilidade dos resultados para campos mais largos.

De forma sucinta, recomenda-se a redução do ECUT empregado tanto no BEAMnrc como no DOSXYZnrc para um valor igual à massa de repouso do elétron, e para simulações com alta disponibilidade de recursos computacionais, um acréscimo do número de histórias simuladas para 10^{10} . Todavia estas alterações, ao que tudo indicam, trariam benefícios desproporcionais ao grande dispêndio de recursos que implicariam, nos campos menores ou iguais a 10x10 cm², sendo injustificadas nestes casos.

Uma condição mais ideal poderia ser favorecida pelo dimensionamento do número de histórias a ser utilizado nas simulações como função das medidas do campo, no entanto, a literatura carece de tais informações para códigos derivados do EGSnrc. Os autores apontam para o alto potencial de investigações conduzidas neste sentido, em colaborar com a dinamização das simulações e

incremento na confiabilidade dosimétrica, sem contudo, acrescer os custos associados à técnica numérica.

REFERÊNCIAS

ALFONSO R, ANDREO P, HUQ M. S, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. **Medical Physics**, v. 35, p. 5179-186, 2008.

ALI, E. S. M; ROGERS, D. W. O. Functional forms for photon spectra of clinical linacs. **Physics in Medicine and Biology**. v. 57, p. 31–50, 2012.

CHARLES, P. H.; CROWE, S. B.; KAIRN, T.; KNIGHT, R.; HILL, B.; KENNY, J.; LANGTON, C. M.; TRAPP, J. V. The influence of monte carlo source parameters on detector design and dose perturbation in small field dosimetry. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 489, n. 1, 2014.

GRAHAM, C.; TALAY, D. Stochastic Simulation and Monte Carlo Methods: Mathematical Foundations of Stochastic Simulation. New York: Springer-Verlag, 2013.

INDRA, J.D.; GEORGE, X.D.; ANDERS, A. Small Fields: Nonequilibrium Radiation Dosimetry, **Medical Physics**, v. 35, p. 206-15, 2008.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Technical Report Series N° 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. Viena, 2000.

KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D.; TESSIER, F.; WALTERS, B. **The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**, Ottawa: Ionizing Radiation Standards - National Research Council of Canada, 2016.

KOEHLER, E.; BROWN, E.; HANEUSE, S. J.-P. A. On the Assessment of Monte Carlo Error in Simulation-Based Statistical Analyses. **The American Statistician**, v. 63, n. 02, p. 155–162, 2009.

LEÃO, R. G.; OLIVEIRA, A. H. de; SOUSA, R. V.; SILVA, H. L. L.; MOURÃO, A. P. Computational analysis of 'Dose/Collision Kerma' relationship and lateral boundary in Stereotatic circular fields using EGSnrc. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 10, n. 01, p. 2–8, 2016.

LEÃO, R. G.; OLIVEIRA, A. H. de; SOUSA, R. V.; MOURÃO, A. P. Modeling and commissioning of a clinac 600 cd by monte carlo method using the beamnrc and dosxyznrc codes. In: **INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE**, 2015, São Paulo (INIS/IAEA), v. 47, n. 3, p. 888–896, 2015.

ROBERT, C. P.; CASELLA, G. **Introducing Monte Carlo Methods with R**. 1th edition. ed. New York: Springer, 2010.

ROGERS, D.; WALTERS, B.; KAWRAKOW, I. **BEAMnrc Users Manual. NRCCReport PIRS-0509**, Ottawa: Ionizing Radiation Standards - National Research Council of Canada, 2016.

SECO, J.; VERHAEGEN, F. Monte Carlo **Techniques in Radiation Therapy**, 1th ed. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2013.

TYLER, M. K.; LIU, P. Z.; LEE, C.; MCKENZIE, D. R.; SUCHOWERSKA, N. Small field detector correction factors: effects of the flattening filter for elekta and varian linear accelerators. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 17, n. 3, p. 223–235, 2016.

WALTERS, B.; KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. **DOSXYZnrc Users Manual. NRCC Report PIRS-794**, Ottawa: Ionizing Radiation Standards - National Research Council of Canada, 2016. ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Fundamental quantities and units for ionizing radiation. ICRU Report 60**, Bethesda: ICRU, 1998. 24p.