



## Intercomparação computacional do modelo matemático de um acelerador clínico LINAC 6MV utilizando dois códigos de Monte Carlo diferentes: MCNPx e EGSnrc

L. A. Castelo e Silva<sup>a</sup>; M. B. Mendes<sup>b</sup>; L. Paixão<sup>c</sup>; B. R. Gonçalves<sup>d</sup>; D. M. M. Santos<sup>d</sup>; M. V. Vieira<sup>d</sup>; R. L. M. Fonseca<sup>d</sup>; M. A. F. Zenóbio<sup>d</sup>; T. C. F. Fonseca<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Instituto Federal de São Paulo – IFSP, CEP: 15991-502, Matão – SP, Brasil

<sup>b</sup> Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear – CDTN/CNEN, CEP: 30161-970, Belo Horizonte – MG, Brasil

<sup>c</sup> Departamento de Anatomia e Imagem/Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, CEP: 30130-100, Belo Horizonte – MG, Brasil

<sup>d</sup> Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações, Materiais e Minerais – CDTN/CNEN, CEP: 30161-970, Belo Horizonte – MG, Brasil  
castelo@ifsp.edu.br

---

### ABSTRACT

The main goal of this work is to publish the results of an inter-comparison simulation exercise of a clinical 10x10 cm<sup>2</sup> beam model of a 6 MV LINAC using two different Monte Carlo codes: the MCNPX and EGSnrc. Results obtained for the dosimetric parameters PDD<sub>20,10</sub> and TPR<sub>20,10</sub> were compared with experimental data obtained in Radiotherapy and Megavoltage Institute of Minas Gerais. The main challenges on the computational modeling of this system are reported and discussed for didactic purposes in the area of modeling and simulation.

*Keywords:* Monte Carlo Method, Computer Simulation, Dosimetry, Radiotherapy.

*Palavras-chave:* Método de Monte Carlo, Simulação computacional, Dosimetria, Radioterapia.

---

## 1. INTRODUÇÃO

A modelagem computacional corresponde à área do conhecimento multidisciplinar que trata da aplicação de modelos matemáticos e técnicas computacionais na elaboração de sistemas complexos. Um dos principais objetivos da modelagem computacional é permitir o estudo e a análise de sistemas diversos, os quais podem estar limitados em termos experimentais. Vários sistemas e métodos matemáticos existentes auxiliam na modelagem e simulação de diferentes problemas. O método matemático de Monte Carlo (MC) destaca-se na área da física das radiações como uma técnica de modelagem computacional. Vários códigos computacionais existem para a simulação do transporte de partículas. Normalmente eles utilizam o método de Monte Carlo para a produção de processos estatísticos de interação da radiação com a matéria. Tais programas são capazes de simular diversos processos físicos como, por exemplo, absorção e espalhamento da radiação, produção de fótons e elétrons, etc. e, reportam os resultados acompanhados de seus respectivos erros de acordo com o que foi estipulado pelo usuário [1,2,3,4]. Por ser uma técnica estatística, a acurácia dos resultados obtidos pelo método de Monte Carlo está diretamente relacionada à representatividade do modelo simulado à situação real.

No contexto da física médica, as radiações ionizantes são utilizadas tanto para o diagnóstico quanto para o tratamento de doenças. Por ser laboriosa e limitada, a medida da dose de radiação *in vivo* é também realizada através do uso de simulações MC o qual se tornou um complemento importante e indispensável para uma ampla gama de problemas que não poderiam ser resolvidos por abordagens experimentais ou analíticas [5,6,7,8].

Em Física Médica, os códigos de MC EGSnrc “Electron Gamma Shower” [9], PENELOPE “PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons” [10], GEANT4 “GEometry ANd Tracking” [11] e MCNP “Monte Carlo N-Particle” [12] têm sido utilizados, por exemplo, em radiodiagnóstico, radioterapia e medicina nuclear [1,13,14,15,16].

Devido ao grau de complexidade no processo de modelagem da geometria do sistema, na simulação e na resposta de vários destes códigos, foi verificada a necessidade de reportar publicamente informações sobre a modelagem computacional de um sistema de calibração em radioterapia utilizando dois diferentes códigos: MCNPx e EGSnrc, para fins didáticos nesta área de conhecimento.

Para se desenvolver ou iniciar o processo de modelagem e simulação, é interessante obter resultados experimentais do sistema de interesse, os quais podem ser utilizados para a validação do modelo computacional. Após a validação, este modelo computacional poderá ser utilizado para estudar casos diversos sem a limitação experimental.

Neste estudo, foram modelados e simulados feixes clínicos de aceleradores lineares de 6 MV para um campo 10x10 cm<sup>2</sup>, utilizando os códigos MCNPx e EGSnrc. As respostas foram obtidas para os seguintes parâmetros dosimétricos: PDD<sub>20,10</sub> e TPR<sub>20,10</sub>. Além disso, dados experimentais obtidos no Instituto de Radioterapia e Megavoltagem de Minas Gerais foram utilizados para a validação do modelo computacional e comparados com os resultados obtidos por simulação. Este estudo foi realizado no âmbito de uma disciplina de modelagem computacional de um programa de pós-graduação e o seu objetivo é demonstrar as diferenças que podem ser encontradas nos resultados, tanto pela simulação com diferentes códigos, quanto pela comparação com resultados experimentais.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os protocolos de dosimetria, TG-51 “Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams” e IAEA TRS-398, incluem entre os parâmetros recomendados [17,18], o uso das medidas da razão tecido-fantoma (TPR sigla em inglês para “Tissue-Phantom Ratio”) e o Percentual de Dose em Profundidade (PDD sigla em inglês para “Percentage Depth Dose”) no interior de um simulador de água. Estes parâmetros atuam como indicadores eficazes

da energia depositada em função da profundidade e dependem do feixe de megavoltagem empregado [19].

As medidas do PDD e do TPR são utilizadas para calibração dos equipamentos assegurando que a dose prescrita para o tratamento radioterápico dos pacientes seja aplicada corretamente. Os equipamentos utilizados no processo de calibração são os detectores, como, por exemplo, a câmara de ionização e os objetos simuladores, também conhecidos como fantasmas, que são materiais que absorvem e espalham a radiação ionizante de forma semelhante ao corpo humano [20].

A razão tecido fantoma é um parâmetro utilizado para medir a qualidade de feixes radioterápicos. Atua também como um fator de correção para uma câmara de ionização na ordem de grandeza de energias de mega elétrons-volts [19]. A TPR é definida como a razão entre a taxa de dose obtida em uma dada profundidade de um simulador de água e a taxa de dose obtida em uma profundidade de referência, mantida constante a distância entre a fonte e o ponto de medição [21]. A TPR pode ser calculada através de função que permite aplicar uma correção para qualquer profundidade de referência, de acordo com a Equação 1:

$$TPR(d, dr, S_d, E) = \frac{D_d}{D_{dr}} \quad (1)$$

na qual  $D_{dr}$  é a dose em um ponto específico sobre o eixo central no interior de um simulador de tecido equivalente na profundidade de referência  $dr$ .  $D_d$  é a dose em uma profundidade arbitrária  $d$ ,  $E$  representa a energia do feixe e  $S_d$  a largura do feixe, ou tamanho do campo, no ponto de medição [22].

A  $TRP_{20,10}$  é definida como a razão entre as doses obtidas nas profundidades de 20 e 10 cm, sobre o feixe central de radiação, em água. A  $TPR_{20,10}$  é uma medida do coeficiente de atenuação efetivo capaz de descrever, aproximadamente, o decaimento exponencial da dose depositada por

um fóton para além da profundidade da dose máxima ( $Z_{\max}$ ) com a característica de ser independente da contaminação por elétrons proveniente do feixe de fótons incidentes [19].

O PDD é definido como a razão percentual da dose absorvida em uma determinada profundidade dentro do meio espalhador, em relação à profundidade de dose máxima. O PDD pode ser determinado de acordo com a Equação 2:

$$PDD(z, A, f, E) = \frac{D_q}{D_p} \times 100 = 100 \times \frac{\dot{D}_q}{\dot{D}_p} \quad (2)$$

os termos  $D_Q$  e  $\dot{D}_Q$  são, respectivamente, a dose e taxa de dose no ponto Q, situado a uma profundidade  $z$  sobre o eixo central e  $D_P$  e  $\dot{D}_P$  são, respectivamente, a dose e taxa de dose no ponto P situado em  $z_{\max}$  também sobre o eixo central. Os resultados do PDD são dependentes do tamanho do campo a ser irradiado ( $A$ ), da distância fonte-detector designado por ( $f$ ) na Equação 2, pela energia do feixe de fótons ( $E$ ) e pela profundidade ( $z$ ) [21]. Na prática, a obtenção da TPR é significativamente mais demorada e envolve mais incertezas devido à necessidade de se alterar o volume de água no interior do simulador. Desta forma, em um processo experimental se utiliza uma relação empírica que relaciona a  $TPR_{20,10}$  com o  $PDD_{20,10}$ , por meio da Equação 3 [23].

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (3)$$

Esta relação foi obtida empiricamente a partir da avaliação de um grande número de aceleradores lineares. O termo  $PDD_{20,10}$  refere-se às razões entre os valores de PDD nas profundidades de 20 e 10 cm, no interior do simulador.

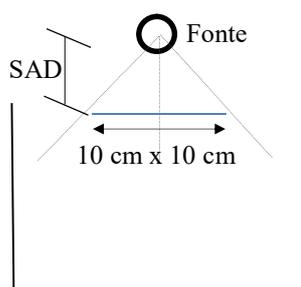
## 2.1 Arranjo experimental

O procedimento experimental foi realizado em um acelerador clínico, na cidade de Belo Horizonte, Brasil. Foi utilizado como simulador físico uma caixa de acrílico de volume interno

máximo de 64 litros. A geometria da caixa é um cubo de aresta igual a 40 cm e a espessura da parede de acrílico é de 1,5 cm. Os simuladores físicos, para esta finalidade, não possuem dimensões máximas, apenas mínimas. Estas devem atender o quesito de se estender a pelo menos 5 cm além dos limites dos 4 lados do campo que se deseja medir e, no mínimo, a 5 g/cm<sup>2</sup> além da maior profundidade em que serão realizadas as medidas. Os experimentos seguiram estes requisitos e foram executados em conjunto com um acelerador linear (LINAC) Clinac 6x Varian de 6 MV. O detector utilizado foi o recomendado para o feixe de fótons de alta energia, ou seja, uma câmara de ionização, neste caso da Nuclear Enterprises, modelo NE2571, número de série 1722 acoplada a um eletrômetro KeithLey modelo 35614, número de série 38139.

A montagem se deu com base em um campo de (10 x 10) cm<sup>2</sup>, de forma que a distância fonte superfície (SSD em inglês – “*Source Surface distance*”) variasse entre 60 cm e 70 cm, garantindo uma distância fonte detector (SAD em inglês – “*Source-axis distance*”) fixa, com seu isocentro posicionado a uma distância de 80 cm. A câmara de ionização foi posicionada de forma que o centro de seu volume sensível ficasse exatamente sobre o eixo central do feixe de fótons e o fantoma devidamente alinhado. Na Figura 1 são ilustradas as principais características deste aparato experimental

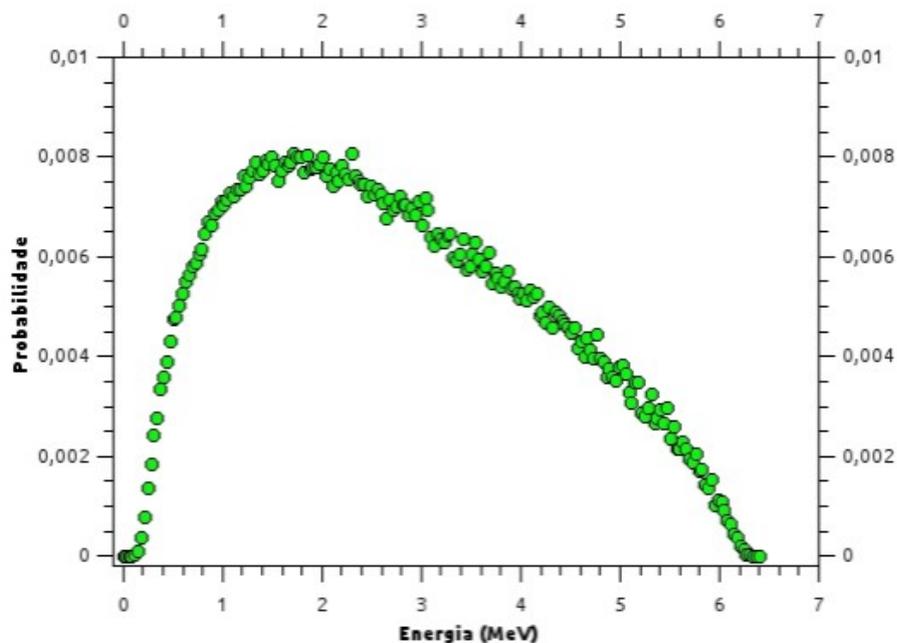
**Figura 1:** Principais características do arranjo experimental



## 2.2 Processo de modelagem computacional

O objetivo desta modelagem computacional é calcular os parâmetros PDD e TPR de um feixe de fótons de um acelerador linear com energia de 6 MeV. A geometria compreende uma distância SSD de 80 cm, tamanho de campo 10x10 cm<sup>2</sup> e o simulador constituído de água. O tamanho do campo é definido na superfície quando a simulação é para calcular o PDD e, para o cálculo da TPR o campo é fixado na profundidade definida de 10 e 20 cm, então é chamado de SCD (*Source Camara-Distance*). O espectro utilizado nas simulações pelos diferentes códigos de MC está ilustrado na Figura 2 [24].

**Figura 2:** Espectro da fonte de 6 MV utilizado nas simulações Monte Carlo [24]



### 2.2.1 Modelagem computacional com o código EGSnrc

O código de MC EGSnrc foi utilizado para calcular os parâmetros TPR<sub>20,10</sub> e PDD. Este código é amplamente utilizado e validado para pesquisa em física médica [5]. O pacote geométrico “egspp” EGSnrc C++ “class library” fornece ferramentas para modelagem de fontes e

geometrias complexas. O modelo geométrico utilizado nas simulações foi baseado no arranjo experimental. O simulador físico foi modelado como um cubo de água ( $\rho = 1,0 \text{ g/cm}^3$ ) de aresta igual a 30 cm para todas as simulações, exceto para simulações do  $\text{TPR}_{20,10}$ , no qual as dimensões foram de  $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$ . O universo das simulações foi definido por uma geometria cúbica, de arestas iguais a  $40 \times 40 \times 100 \text{ cm}^3$  e  $40 \times 40 \times 140 \text{ cm}^3$ , para a determinação da  $\text{TPR}_{20,10}$  e PDD, respectivamente, ambas compostas por ar ( $\rho = 0,00120479 \text{ g/cm}^3$ ).

É interessante ressaltar que, de acordo com o documento TRS 398 [18], o phantom de água não possui uma dimensão máxima, apenas mínima. Segundo esse documento o fantoma deve estender-se a pelo menos 5 cm além dos limites dos quatro lados do campo e, no mínimo,  $5 \text{ g.cm}^{-2}$  além da maior profundidade em que será realizada a última medida. Estas características foram levadas em conta nas modelagens Monte Carlo por ambos os códigos, independente de suas ligeiras variações.

Nas simulações para obtenção da  $\text{TPR}_{20,10}$ , foram utilizados detectores cúbicos de água, cujo volume era igual a  $1 \text{ cm}^3$ , posicionados nas profundidades  $Z = 10 \text{ cm}$  e  $Z = 20 \text{ cm}$  em relação à superfície do simulador de água, ou seja, a  $\text{TPR}_{20,10}$  foi obtida por duas metodologias, sendo a primeira através da simulação da  $\text{TPR}_{20}$  e  $\text{TPR}_{10}$  e, a segunda, através da Equação empírica 3 utilizando o valor de  $\text{PDD}_{20,10}$  obtido nas simulações de PDD.

Nas simulações para a obtenção do PDD, foram utilizados detectores cúbicos de água, de aresta 0,8 cm (volume igual a  $0,512 \text{ cm}^3$ ), em posições variando entre  $Z = 0,5$  e 25 cm. No caso do PDD, para algumas posições muito próximas (por exemplo,  $Z = 0,5 \text{ cm}$  e  $Z = 1 \text{ cm}$ ), haveria a sobreposição de detectores devido ao seu tamanho. Para que não houvesse sobreposição de detectores, a simulação do PDD foi dividida em dois *inputs*. A única diferença entre eles está na posição dos detectores utilizados. Por exemplo, o detector em  $Z = 0,5 \text{ cm}$  está em uma simulação e o detector para  $Z = 1 \text{ cm}$ , em outra. A composição dos materiais utilizados nas simulações é mostrada na Tabela 1. A fonte de radiação foi posicionada a uma distância fonte detector de 80 cm nas simulações de TPR e a uma distância fonte superfície de 80 cm nas simulações de PDD.

O campo de radiação com área igual a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  foi simulado utilizando a opção de fonte colimada do EGSnrc reproduzindo um feixe piramidal de base quadrada.

Em todas as simulações foram adotadas energias de corte de 1 keV para o transporte de elétrons, e de 10 keV para o transporte de fótons, sendo sempre solicitada a energia depositada nos detectores. Foram utilizadas as opções *default* de transporte MC do código, exceto no caso das opções “*Photon cross sections* e *Compton cross sections*”, cuja opção foi “xcom” em ambos, “*Brems cross sections*” com a opção “NIST” e *Bound* “*Compton scattering*” com a opção “Simple”. Não foram utilizadas opções de redução de variância. O número de histórias simulado foi de  $1 \times 10^7$  partículas, para todas as simulações, garantindo erros estatísticos (incerteza de um desvio padrão,  $1\sigma$ ) referentes as grandezas calculadas não maiores que 3%. As simulações foram executadas em um computador equipado com quatro processadores Intel Xeon 3,30 GHz e 4 GB de memória RAM.

### 2.2.2 Modelagem computacional com o código MCNPX

Com base no modelo experimental e utilizando o programa de computador *Visual Editor* (VISED), desenvolvido pela Visual Editor Consultants [25], capaz de auxiliar na criação de modelagem Monte Carlo, foi criado um modelo computacional do processo.

A geometria básica esquematicamente mostrada na Figura 1 consistiu em simular uma caixa de acrílico de 0,5 cm de espessura, contendo um volume máximo de 27 litros de água. A câmara de ionização foi simulada como sendo uma esfera contendo  $0,6 \text{ cm}^3$  de água e posicionada de forma a evitar sua superposição, desde a superfície do fantoma, posição 0 até a profundidade de 25 cm a fim de se obter uma curva de PDD.

A descrição dos materiais inseridos no modelo se deu em termos de suas frações de peso e de suas massas específicas expressos na Tabela 1.

**Tabela 1:** Fração de peso e densidade dos materiais utilizados nas simulações

<i>Material</i>	<b>H</b>	<b>O</b>	<b>C</b>	<b>N</b>	<b>Ar</b>	<b>Massa específica</b>
<i>Água</i>	0,111894	0,888106	--	--	--	1 (g/cm <sup>3</sup> )
<i>Ar</i>	--	0,231781	0,000124	0,755268	0,012827	0,0012048 (g/cm <sup>3</sup> )
<i>Plexiglas</i>	0,080538	0,319614	0,599848	--	--	1,19 (g/cm <sup>3</sup> )

A fonte simulada corresponde a um feixe (espectro de energia) de 6MV posicionada a 80 cm da superfície do fantoma de água, com um ângulo de abertura tal que permitisse criar um campo de radiação 10 x 10 cm<sup>2</sup>. O tally utilizado foi o F6 de forma a calcular a dose absorvida por unidade de massa no interior do detector. Um fator multiplicador de  $1,602 \cdot 10^{-10}$  foi utilizado para converter as unidades MeV/g para J/kg, unidade de referência Gy.

De forma a não haver superposição dos detectores foram simulados diversos *inputs*, para cada profundidade, simulando  $10^7$  histórias por *inputs*. A geometria do feixe de radiação modelado que emite um espectro de 6 MV está representada na Figura 3. Esta consiste de uma distribuição cônica, não isotrópica com um feixe central que interage diretamente com a câmara de ionização, com seu campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> definido na superfície do fantoma de água, de forma a se determinar a PDD.

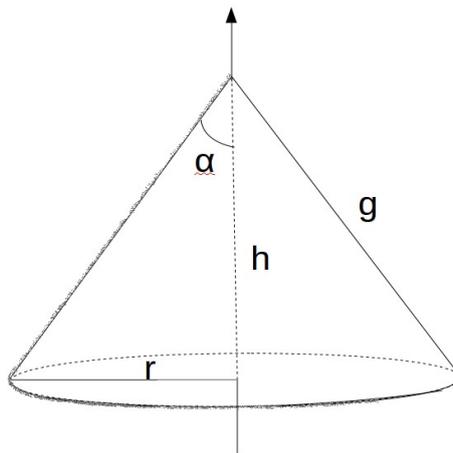
Assim como na modelagem realizada no EGSnrc, foram obtidas simulações para TPR<sub>20,10</sub> e PDD<sub>20,10</sub>, permitindo calcular a TPR<sub>20,10</sub> através da Equação empírica 3.

A polarização cônica deve ser especificada no cartão de dados do MCNPx. Além da definição da energia a ser simulada, neste caso, um espectro de energia por probabilidade de distribuição, é possível também delimitar a abertura do feixe de radiação. Para a demarcação cônica, os dados extras a serem inseridos na programação são os indicados nas Equações 4.

$$\begin{aligned}
 SI_n &= -1 \quad v \quad +1 \\
 SP_n &= 0 \quad \frac{1+v}{2} \quad \frac{1-v}{2} \\
 SB_n &= 0 \quad P_1 \quad P_2
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

O termo  $SI_n$  é responsável por limitar a abertura do feixe cônico em função do cosseno do ângulo ( $\alpha$ ) entre o eixo central ( $h$ ) e sua geratriz ( $g$ ). Para tanto é definido neste parâmetro, em ordem crescente, os limites mínimo e máximo que podem ser atribuídos ao cosseno de um ângulo qualquer e, entre esse intervalo, é indicado o cosseno ( $v$ ) do meio ângulo de abertura ( $\alpha$ ). Todos os parâmetros geométricos, com exceção de ( $v$ ) estão indicados na Figura 3.

**Figura 3:** Geometria do feixe cônico emitido pela fonte não isotrópica



Nesta modelagem obtivemos o ângulo ( $\alpha$ ) através da relação arco-tangente dado pela equação (5).

$$\alpha = \text{atan} \frac{R}{h}
 \tag{5}$$

Determinou-se então o valor de ( $v$ ), informação necessária para definir tanto  $SI_n$  quanto  $Sp_n$ .

O parâmetro  $SP_n$  (sigla em inglês para “source probabilities”) que conterà a distribuição cônica do feixe é obtido das relações (4) e, finalmente, o termo  $Sb_n$  (sigla em inglês para “source bias”) especifica a distribuição desejada do feixe de maneira probabilística.

Ainda com respeito a modelagem utilizando o código MCNPx, exatamente a mesma metodologia descrita acima foi reproduzida com um novo volume sensível para o detector. O novo volume foi de 1 cm<sup>3</sup> e sua modelagem teve como objetivo verificar possíveis alterações nos cálculos computacionais diante desta nova geometria. Os efeitos dessa modificação são discutidos neste artigo.

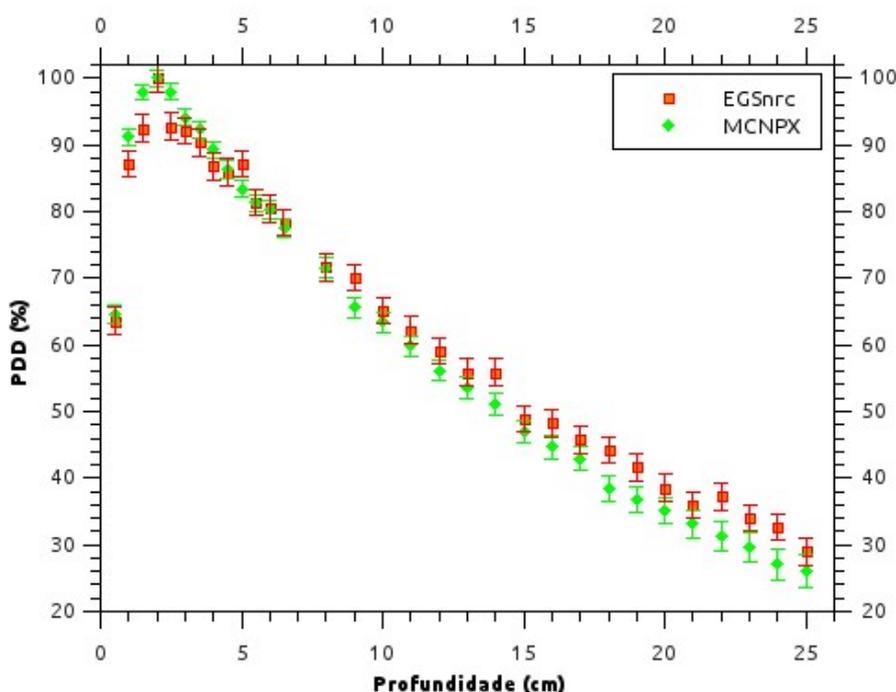
### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### 3.1 Dose em profundidade

Os percentuais de dose em profundidade foram calculados para uma distância fixa entre fonte e a superfície de 80 cm, em um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>.

Na Figura 4 são mostrados os valores de PDD em função da profundidade, calculados neste estudo com os códigos computacionais MCNPX e EGSnrc.

**Figura 4:** Curva de PDD para raios X de 6 MV - Campo (10 x 10) cm<sup>2</sup> para os códigos MCNPX e EGSnrc



A profundidade de dose máxima, de acordo com os pontos simulados, foi de  $Z_{\max} = 2$  cm para as simulações com os códigos MCNPX e EGSnrc respectivamente. O resultado esperado para  $Z_{\max}$  é 1,5 cm conforme literatura [26]. Estudos realizados com outro espectro de 6 MV [27], diferente do utilizado neste estudo, demonstram que a escolha do espectro tem influência no resultado de  $Z_{\max}$  e demais parâmetros, podendo o espectro utilizado ser responsável por esta diferença relativa percentual de 33%, quando comparado aos dados experimentais. Como nosso objetivo foi comparar os resultados obtidos por diferentes códigos, bem como por diferentes programadores utilizando o mesmo espectro de energia e comparar com os resultados obtidos, não foi necessário alterar o espectro utilizado.

A obtenção do PDD, especificamente nas profundidades de 10 cm e 20 cm nos permitiu comparar os resultados da  $PDD_{20,10}$  obtidos computacionalmente com o valor obtido experimentalmente.

Na Tabela 2 apresentamos os valores calculados para  $PDD_{20,10}$  e suas respectivas  $TPR_{20,10}$  calculadas a partir da Equação 3, também são mostrados os desvios entre os valores de  $PDD_{20,10}$  simulados e o experimental.

**Tabela 2:** Resultados obtidos para as simulações de  $PDD_{20,10}$  e suas respectivas  $TPR_{20,10}$  calculadas com os códigos MCNPX e EGSnrc em comparação com os valores obtidos experimentalmente.

	Experimental	MCNPX	EGSnrc
$PDD_{20,10}$	$(53,2 \pm 3)\%$	$(55,4 \pm 2,4)\%$	$(59,0 \pm 2)\%$
$TPR_{20,10}$	$(61,4 \pm 4)\%$	$(64,2 \pm 4)\%$	$(68,8 \pm 4)\%$
<i>Desvio dos PDD simulados em relação ao experimental</i>	--	4,14%	10,90%

Também foram simulados diretamente, tanto para o código EGSnrc quanto para o MCNPX os valores de  $TPR_{20,10}$  de forma que não fosse necessário o uso da equação empírica. Na Tabela 3

mostram-se os valores simulados de  $TPR_{20,10}$  dos dois códigos citados e seus respectivos desvios em comparação com o valor calculado pela Equação 3.

**Tabela 3:** Resultados obtidos para as simulações de  $TPR_{20,10}$  com os códigos MCNPX e EGSnrc e seus respectivos desvios em relação aos valores calculados pela equação (3)

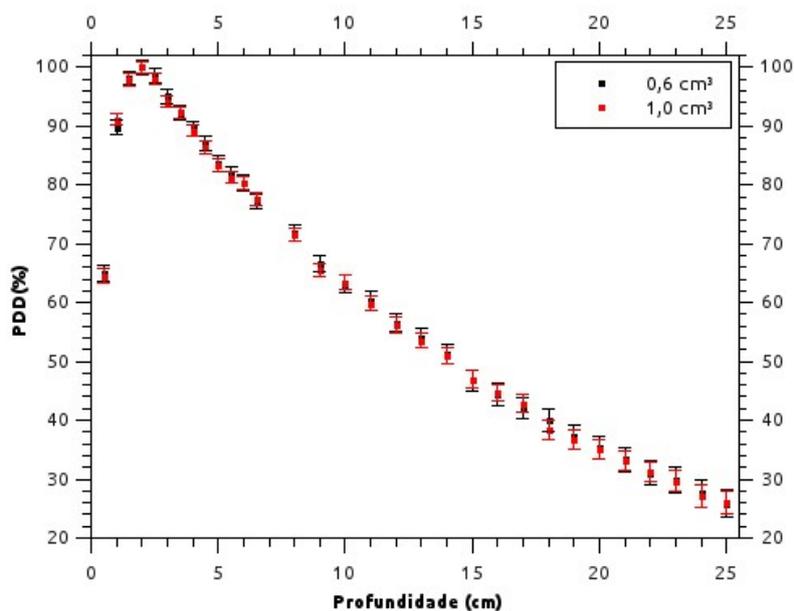
	$TPR_{20,10}$ simulado	$TPR_{20,10}$ calculado	Desvio (%)
MCNPX	$(64,2 \pm 4)\%$	$(70,4 \pm 4)\%$	8,8
EGSnrc	$(61,4 \pm 4)\%$	$(68,8 \pm 4)\%$	10,8

Os valores para  $PDD_{20,10}$  alcançados com as simulações nos dois diferentes códigos Monte Carlo apresentaram desvios que variaram entre 4,14% e 10,90% em relação ao resultado experimental evidenciando a influência do código e da estratégia utilizada pelos programadores.

### 3.2 Volume sensível do detector

Através da simulação com o código MCNPX também foram avaliados os efeitos do volume sensível dos detectores simulados diante do feixe de energia empregado. Foram utilizados detectores com volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$  e  $1,0 \text{ cm}^3$ , ambos nas mesmas profundidades e diante de feixes provenientes do mesmo espectro. Na Figura 5 são representadas as PDD's para as duas situações descritas e, conforme pode ser observado, pode-se concluir que para o feixe de energia

**Figura 5:** Implicação da variação do volume sensível da câmara de ionização na curva de PDD utilizando o código MCNPX



utilizado a variações no volume sensível do detector não influencia de forma significativa (desvio máximo de 3,5%) nos resultados dos PDD's calculados, permitindo assim a utilização de diferentes volumes de detectores para o mesmo experimento.

#### **4. CONCLUSÕES**

Neste trabalho, foram modelados e simulados, por diferentes programadores, um feixe clínico de um acelerador linear de 6 MV para um campo 10x10 cm<sup>2</sup> e um fantoma cúbico de água, utilizando os códigos de Monte Carlo MCNPx e EGSnrc. Foram obtidos resultados para o PDD<sub>20,10</sub> e TPR<sub>20,10</sub> e comparados com dados experimentais obtidos no Instituto de Radioterapia e Megavoltagem de Minas Gerais, nos quais foram utilizados para a validação do modelo computacional. Os valores obtidos através das simulações estão dentro dos resultados esperados, levando em consideração que o espectro utilizado não foi o apropriado para o modelo geométrico desenvolvido, conforme reportado pelo grupo de pesquisa MCMEG [27] que obteve valores dentro dos desvios adequados para este tipo de simulação. O principal objetivo deste trabalho foi mostrar ao público científico interessado em modelagem computacional em diversas áreas da física médica, as importantes etapas para o desenvolvimento de modelos de um equipamento de radioterapia, bem como as análises dos resultados obtidos comparando com dados experimentais. Os resultados demonstram a importância da escolha de parâmetros adequados, bem como a reprodução da geometria de maneira similar por parte dos pesquisadores envolvidos no estudo.

#### **5. AGRADECIMENTOS**

Os autores agradecem à CNEN, CAPES, FAPEMIG pelas bolsas de mestrado e doutorado bem como ao apoio do LN/IRD pela utilização do cluster extremamente necessários para as simulações de MCNPx.

## REFERÊNCIAS

1. FONSECA, T. C. F. et al. Estudo comparativo entre simulações de um sistema de monitoração ocupacional Interna utilizando diferentes códigos de Monte Carlo. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 3, n. 1, 2015.
2. PAIXÃO, L et al. Monte Carlo derivation of filtered tungsten anode X-ray spectra for dose computation in digital mammography. **Radiologia Brasileira**, v. 48, n. 6, p. 363-367, 2015.
3. BROGGIO, David et al. Monte Carlo modelling for the in vivo lung monitoring of enriched uranium: results of an international comparison. **Radiation Measurements**, v. 47, n. 7, p. 492-500, 2012.
4. LACERDA, M. A. S. et al. Use of the MCNPX to calculate the neutron spectra around the GE-PETtrace 8 cyclotron of the CDTN/CNEN, Brazil. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 83, p. 235-241, 2014.
5. ROGERS, D. W. O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics This paper is dedicated to W Ralph Nelson and to the memory of Martin J Berger, two men who have left indelible marks on the field of Monte Carlo simulation of electron–photon transport. **Physics in medicine and biology**, v. 51, n. 13, p. R287, 2006.
6. PAIXÃO, L. et al. Monte Carlo study of a new I-125 brachytherapy prototype seed with a ceramic radionuclide carrier and radiographic marker. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 13, p. 74-82, 2012.
7. FONSECA, T. C. F. et al. A methodology to develop computational phantoms with adjustable posture for WBC calibration. **Physics in Medicine and Biology**, v. 59, p. 6811-6825, 2014.
8. PAIXÃO, L. et al. New method for generating breast models featuring glandular tissue spatial distribution. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 119, p. 200-206, 2016.
9. KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. 2000.
10. PIANOSCHI, Thatiane Alves. **Avaliação do código de simulação Monte Carlo PENELOPE para aplicações em geometrias delgadas e feixes de radiodiagnóstico**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2008.
11. ALLISON, John et al. Geant4 developments and applications. **Nuclear Science, IEEE Transactions on**, v. 53, n. 1, p. 270-278, 2006.

12. BRIESMEISTER, J. F. Los Alamos National Laboratory Report LA-12625-M. **Los Alamos, NM, USA, 1997.**
13. LIU, Wenlei et al. Algorithm for x-ray beam hardening and scatter correction in low-dose cone-beam CT: Phantom studies. In: **SPIE Medical Imaging**. International Society for Optics and Photonics, 2016. p. 978332-978332-8.
14. SOURIS, Kevin; LEE, John Aldo; STERPIN, Edmond. Fast multipurpose Monte Carlo simulation for proton therapy using multi-and many-core CPU architectures. **Medical Physics**, v. 43, n. 4, p. 1700-1712, 2016.
15. AGUIRRE, Eder et al. Impact of photon cross section systematic uncertainties on Monte Carlo-determined depth-dose distributions. **arXiv preprint arXiv:1603.08890**, 2016.
16. FONSECA, T. C. F.; CAMPOS, T. P. **Software for IMRT simulation based on MCNPx code**. Appl. Radiat. Isot. Jan 2016. Doi: 10.1016/1.apradiso.2015.12.061
17. ALMOND, Peter R. et al. **AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams**. Medical physics, 26 (1999), v. 26, n. 9, p. 1847–1870, 1999.
18. IAEA, TRS. 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of absorbed dose to water. **Vienna International Atomic Energy Agency, 2000.**
19. ANDREO, P. et al. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. **INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2005**
20. ICRU, I. I. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. **International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.**
21. KHAN, Faiz M.; GIBBONS, John P. **Khan's the physics of radiation therapy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
22. PURDY, James A.; PEREZ, Carlos A.; VIJAYAKUMAR, Srinivasan. **Technical basis of radiation therapy**. Springer, 2012.
23. MEDINA, Antonio Lopez et al. Comparison between TG-51 and TRS-398: electron contamination effect on photon beam-quality specification. **Physics in medicine and biology**, v. 49, n. 1, p. 17, 2003.
24. SAMPLE, Scott. **Evaluation of Beam Angle Scoring Using MCNP and Applied to IMRT**. 2007. Tese de Doutorado. Georgia Institute of Technology.

25. VISED X\_22S: **Visual Editor for interactively constructing & visualizing MCNPX geometry**. Disponível em: <<http://mcnpvised.com>>. Último acesso: 05 Abr. 2016.
26. PODGORSK, ERVIN B. External photon beams: physical aspects. **Radiation Oncology Physics: A handbook for teacher and students**. Vienna: AIEA, p. 161-217, 2005.
27. FONSECA, T. C. F. et al. **Simulation of Both Percentage Depth Dose and Tissue Phantom Ratio in Water Phantom for 6 MV Linac Photon Beam using Different MC Codes**. 2nd International Conference on Dosimetry and its Applications (ICDA-2), Guildford, United Kingdom, 2016. No prelo.