



## AVALIAÇÃO DA INTERAÇÃO DE UM FEIXE MODULADO DE PRÓTONS EM UM FANTOMA CILÍNDRICO DE ÁGUA POR MEIO DE UM PROGRAMA DE PROCESSAMENTO DE DADOS EM PRÓTON TERAPIA SIMULADA

## EVALUATION OF THE INTERACTION OF A MODULATED BEAM OF PROTONS IN A CYLINDRICAL PHANTOM OF WATER THROUGH A DATA PROCESSING PROGRAM IN PRÓTON SIMULATED THERAPY

Akemi Yagui<sup>1</sup>, João Antonio Palma Setti<sup>2</sup>, Edney Milhoretto<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR/ Curitiba, Paraná, Brasil.

[akemiyagui@hotmail.com](mailto:akemiyagui@hotmail.com).

<sup>2</sup>Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR/ Curitiba, Paraná, Brasil.

[setti@utfpr.edu.br](mailto:setti@utfpr.edu.br)

<sup>3</sup>Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR/ Curitiba, Paraná, Brasil.

[edney.milhoretto@gmail.com](mailto:edney.milhoretto@gmail.com)

**Resumo** – A terapia com prótons é um dos tratamentos oncológicos disponíveis em diversos grandes centros de tratamento em todo mundo, cuja eficácia clínica tem se mostrado como justificativa frente a seus altos custos de implementação. Os feixes de prótons possuem características únicas e são aproveitadas nos tratamentos. As interações físicas dos prótons com a matéria são objeto estudo, principalmente por meio de simulações computacionais, pois estudos com microdosimetria possuem alto custo. Neste trabalho serão avaliadas interações de dois campos com feixes polienergéticos de prótons em um fantoma de água, por meio de simulações em SRIM e em GEANT4, em que serão obtidos dados de feixes

monoenergéticos para então simular os feixes modulados. Para análise e cálculos dos dados obtidos foi criado um programa de processamento destes dados, o qual permitiu analisar a interação dos feixes de prótons ao longo do fantoma simulado, por meio de matrizes. Como primeira etapa, foram obtidos valores de alcances de profundidade em água de feixes mononenergéticos de prótons, com energia entre 10 e 200 MeV, com variação de 10 MeV. Com estes dados, foram simulados dois campos com feixes polienergéticos, por meio da sobreposição dos dados gerados em GEANT4, para avaliar a interação dos prótons ao longo de um fantoma cilíndrico de água, para irradiar uma distância pré-definida. A faixa de energia utilizada foi de 103 a 110 MeV para irradiar esta distância. Com o programa de processamento de dados em próton terapia simulada foi possível avaliar e analisar estas interações ao longo do fantoma simulado na região central, ao longo de uma espessura de 2 mm. Foi observado que os campos contemplaram 1 cm a mais do que o esperado.

**Palavras-chave:** terapia, câncer, próton, tecnologia

**Abstract** – The Proton therapy is one of the cancer treatments available in several major treatment centers worldwide, whose clinical efficacy has been shown to justify its high implementation costs. The proton bundles have unique characteristics and are advantageous in treatments. The physical interactions of protons with matter are object of study, mainly through computer simulations, since studies with microdosimetry have a high cost. In this work we will evaluate interactions of two fields with polyenergetic beams of protons in a water phantom, through simulations in SRIM and GEANT4, in which data from monoenergetic beams will be obtained to simulate the modulated beams. For the analysis and calculations of the obtained data a program of data processing was created, which allowed to analyze the interaction of the proton beams along the simulated phantom, through matrices. As a first step, water depth ranges were obtained from mononenergetic proton bundles, with energy between 10 and 200 MeV, with a variation of 10 MeV. With these data, two fields with pollenergetic bundles were simulated by overlapping the Data generated in GEANT4 to evaluate the interaction of protons along a cylindrical water phantom to radiate a predefined distance. The range of energy used was from 103 to 110 MeV to radiate this distance. With the simulated proton therapy data processing program, it was possible to evaluate and analyze these interactions along the simulated phantom in the central region, over a thickness of 2 mm. It was observed that the fields covered 1 cm more than expected.

**Keywords:** therapy, cancer, proton, technology.

## Introdução

A próton terapia foi idealizada em 1946, por Robert Wilson. Porém, somente em 1952 as pesquisas com este tipo de tratamento foram iniciadas no Laboratório Lawrence Berkeley (LBL), na Califórnia. Estas pesquisas envolviam animais e o primeiro paciente foi tratado em 1954 (WILSON, 1946).

As características que tornam a terapia com prótons superior à terapia com fótons e elétrons é a maneira como ocorre a deposição de energia: em uma alta profundidade e de maneira finita. Esta forma de interagir com a matéria possibilita a preservação de órgãos adjacentes de risco ao volume tumoral e a necessidade de um menor número de campos para irradiar o volume tumoral (ICRU, 2016).

A deposição de energia de um feixe de prótons ocorre no formato de um pico, denominado Pico de Bragg. Este refere-se à relação entre a dose relativa e a profundidade de água, para um feixe monoenergético (PAGANETTI, 2005).

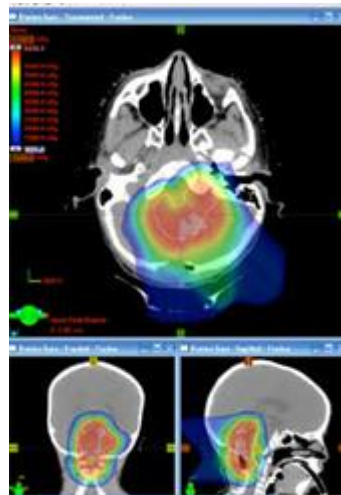
Na prática clínica, o objetivo do tratamento é que todo o volume alvo receba uma dose homogênea. Para a obtenção dessa homogeneidade, é necessário realizar a sobreposição dos Picos de Bragg, formando o que é denominado SOBP (*Spread-Out Bragg Peak*). Essa sobreposição de picos mantém essa distribuição homogênea da dose na profundidade desejada e também, preserva a queda acentuada do pico de Bragg, mantendo a capacidade de preservar os tecidos adjacentes saudáveis<sup>4</sup>. Como a distribuição de dose para prótons é mais definida, sua indicação é principalmente, para tumores profundos e bem localizados e para tumores pediátricos. O alcance depende da energia inicial do feixe de prótons e é extremamente importante no tratamento, assim como para a determinação do SOBP.

Os planejamentos para a realização do tratamento dependem da localização do tumor e a geometria de deposição de energia é realizada através de campos, ou seja, número de feixes que serão necessários para atingir o tumor com a energia necessária.

Dada a deposição de dose de extrema precisão, o volume alvo (PTV) também deve ser muito bem delimitado, exigindo imagens de alta resolução. O planejamento é realizado através do cálculo de dose, por meio de um planejamento o qual

consiste na aquisição de imagens para delimitação correta do volume tumoral. Somente a partir de imagens tridimensionais, como as fornecidas pela tomografia computadorizada, potenciais problemas durante a terapia podem ser previstos assim como os parâmetros relacionados ao tratamento, como a extensão do tumor tratado (SCHULTE, 2007).

Na Figura 1 se tem uma tomografia de cabeça e pescoço para delimitação exata de tumor nesta região e o planejamento da deposição da energia do feixe.



**Figura 1: Demonstração do planejamento de um tumor de base de crânio.**

A deposição de energia deve possuir extrema precisão e o volume alvo (PTV) também deve ser muito bem delimitado, exigindo imagens de alta resolução.

O planejamento é realizado por meio de aproximações do equivalente de água, que corresponde ao tanto de água para ter a mesma perda de energia, para determinada estrutura do paciente (GREVILLOT, 2011). Depois de realizado o planejamento, o paciente irá passar uma etapa de simulação, para verificação do uso de acessórios, melhor maneira de imobilização e verificação do planejamento. Após isso, é realizado o tratamento em si.

## **1 Avaliações das interações de prótons com auxílio de *softwares***

A forma mais simples de avaliar a quantidade de entrega de energia é através do *Stopping Power*, que avalia a perda de energia (dE) da partícula em um material ao longo de uma trajetória elementar dx, conforme a equação 1:

$$S = dE/ dx \text{ (TAKAHASHI, 2006).}$$

Existem diversas ferramentas que permitem a simulação da interação de íons, tais como prótons, com a matéria. Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizadas as seguintes ferramentas para simulação: GEANT4 e SRIM. O GEANT4 é uma ferramenta que simula a passagem de partículas através da matéria, utilizando C++ como linguagem. Por permitir a simulação de geometrias complexas de composições e materiais diferentes, esta ferramenta possibilita aplicações tais como: física nuclear, física de partículas, engenharia espacial e médica (GEANT, 2017).

Além do GEANT4, existe outra ferramenta bastante utilizada, o SRIM, mais simples quando comparada ao GEANT4. O SRIM permite simular a passagem de íons em até oito camadas formada por materiais e espessuras diferentes, trazendo resultados como perda de energia dos íons pesados, espalhamento lateral, alcances, entre outros<sup>6</sup>. Estas ferramentas operam através de geradores de números aleatórios procurando reproduzir as características randômicas da interação da radiação com a matéria, por meio do método de Monte Carlo.

Para comparação foram utilizados dados disponíveis no sítio eletrônico do laboratório “*National Institute of Standards and Technology*” (NIST), localizado nos Estados Unidos, em que há um banco de dados de alcances de feixes de prótons com diversas energias (NIST, 2017).

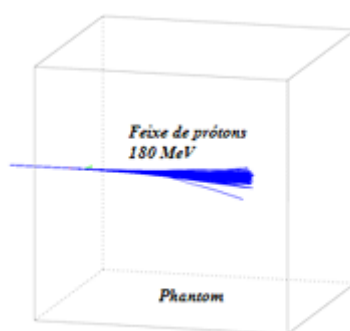
O objetivo deste artigo é obter valores de alcances de profundidade de feixes monoenergéticos de prótons em um fantoma cúbico composto por água, apresentar o Programa de Processamento de Dados em Próton Terapia Simulada e simular a interação de dois feixes modulados de prótons, formando 2 campos, com energia entre 50 e 150 MeV em um volume alvo esférico de 0,53 cm<sup>3</sup> que estará localizado na profundidade de 76 mm, dentro de um fantoma cilíndrico composto por água, com altura de 100 mm e diâmetro de 150 mm constituído por água.

## **2 Simulação para determinação dos alcances de profundidade**

Como primeira etapa deste trabalho, foram determinados os alcances de profundidade do feixe monoenergético em função da energia inicial. Para isso, foi

simulado um fantoma cúbico formado por água, com volume de 2700 mm<sup>3</sup>, em GEANT4, com a finalidade de obter os valores de alcances de profundidade. Os feixes monoenergéticos possuem valores entre 10 e 200 MeV, com variação de 10 MeV. No SRIM foram simulados feixes com as mesmas energias para comparação.

Os parâmetros da simulação em GEANT4 foram: o volume principal de simulação onde será inserido o fantoma e o feixe de prótons foi configurado no vácuo, com pressão de 3-18 Pa e temperatura de 2,73 K. A distância do feixe superfície do fantoma cúbico foi configurada a um valor de 220mm, e o feixe para cada energia contém 10 000 prótons. Na Figura 1 é possível observar o fantoma cúbico de água irradiado por um feixe de 180 MeV. A figura 2 demonstra a visualização da simulação do feixe de 180 MeV.



*Figura 2: Fantoma de água interagindo com o feixe de prótons com energia de 180MeV.*

No SRIM obteve-se o alcance dos prótons com um intervalo de energia entre 0 e 200 MeV, e, para este trabalho, foram selecionadas as mesmas energias utilizadas no GEANT4.

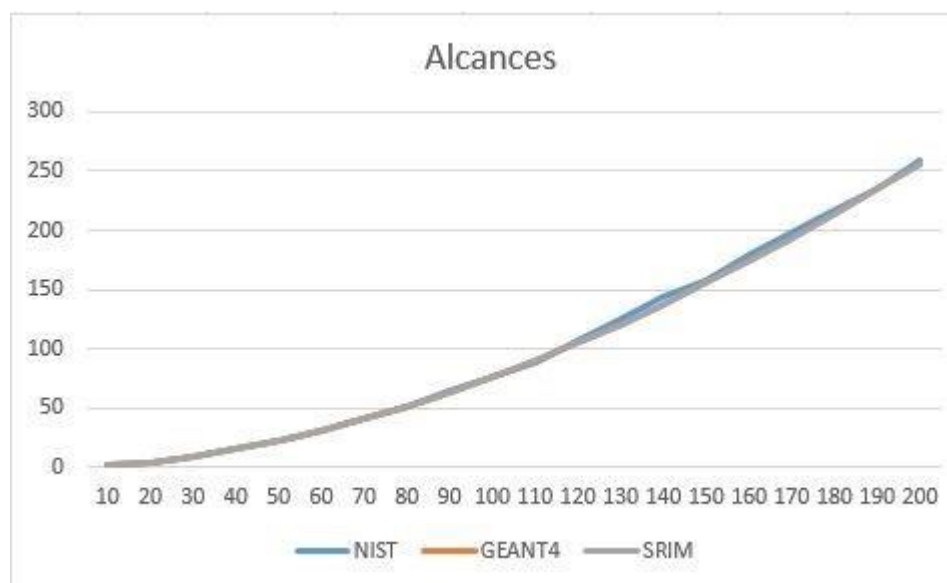
Os resultados dos alcances obtidos para a simulação realizada em GEANT4 com o fantoma cúbico e em SRIM estão na Tabela reduzida 1.

*Tabela 1: Tabela 1: Alcances obtidos em GEANT4 e em SRIM, e alcances disponíveis da tabela NIST (NIST, 2017).*

Energia (MeV)	SRIM (mm)	GEANT 4 (mm)	NIST (mm)	Diferença % máxima
50	21,89	21,91	22,24	1,57
100	76,03	76,18	77,07	1,35
150	155,58	155,80	157,6	1,14

200      256,19      256,49      259,3      1,2

Na Figura 3 tem-se um gráfico com as energias obtidas em GEANT4, SRIM e na tabela NIST.



*Figura 3: Alcances obtidos em SRIM, GEANT4 e os disponíveis na tabela NIST (NIST, 2017).*

Por meio da tabela reduzida 1, observa-se que os valores possuem uma diferença percentual pequena (menos de 1,6%), visto no gráfico representado pela figura 3.

### 3 Programa de Processamento de Dados em Próton Terapia Simulada

O arquivo de saída da simulação é composto pelo registro de energia, posicionamento lateral nos eixos x,y e distância em relação a superfície de entrada do detector. Cada próton simulado tem seu registro efetuado em várias camadas de simulação que compõe o detector. Quando ocorre a interação do próton, um novo registro é gravado. Para as simulações realizadas neste trabalho os prótons foram registrados 30 vezes. Cada simulação para avaliação do alcance foi realizada com 10 mil prótons, totalizando 300 mil registros aproximadamente.

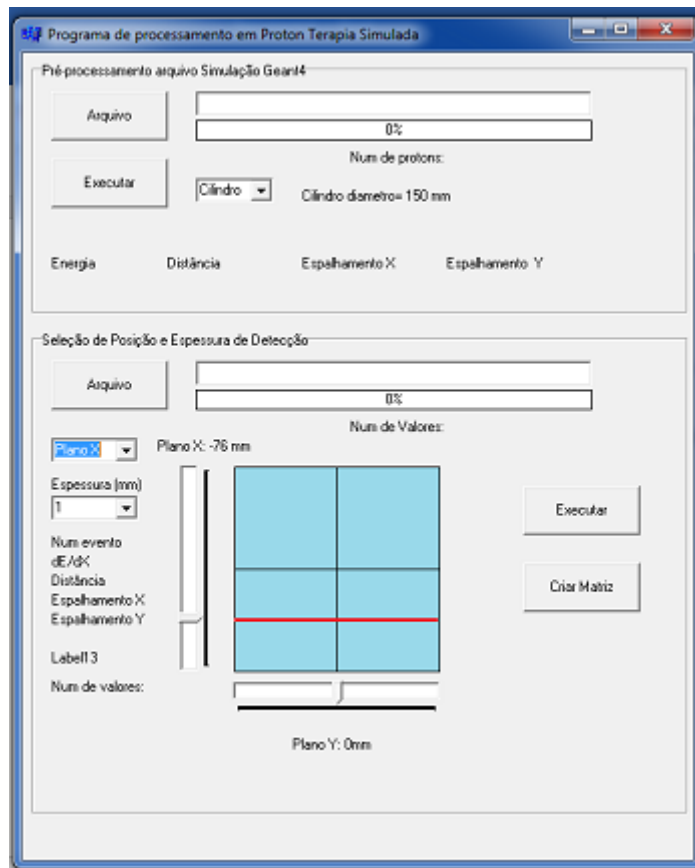
O programa de Processamento de Dados trabalha da seguinte forma: primeiro o arquivo de saída do GEANT4, é lido e armazenado em uma tabela. Nesta

tabela são computados os valores da diferença de energia pela distância de cada evento registrados no arquivo de saída da simulação, para calcular o *Stopping Power*, e a posição do pico de Bragg, e cada elemento da matriz, corresponde a interação em 1mm no fantoma.

Neste mesmo programa pode-se selecionar a região do volume do detector, onde se quer criar uma matriz de dados mostrando a interação de cada próton. Essa matriz é formada a partir das medidas e da geometria do fantoma (por exemplo, para o fantoma cúbico, com aresta de 300 mm, a matriz será formada por 300 linhas e 300 colunas) e será registrado em cada célula a soma da dose relativa que coincidam na posição, dessa maneira cada elemento da matriz corresponde a uma região de 1 mm<sup>2</sup> do fantoma. Após o processamento, uma matriz final é gerada, mostrando a distribuição de energia dentro de uma determinada região do detector, previamente selecionada.

Para o processamento das informações obtidas nas simulações dos feixes modulados, foi desenvolvido um programa com código em C *Builder*, baseado na linguagem em C++. A finalidade do código é gerar uma matriz de dados com a soma da deposição de energia em cada posição do fantoma. Na Figura 4 há a interface do programa.





*Figura 4: Interface do programa de processamento em próton terapia simulada.*

Na Figura 4 é apresentada a tela inicial da interface do programa, com os parâmetros que podem ser selecionados para a avaliação da simulação em questão. Na região superior da interface do programa, tem-se a região denominada “pré-processamento arquivo Simulação GEANT4”, em que no local chamado “arquivo” colocam-se os dados de saída gerados na simulação em GEANT4. O campo que está selecionado “cubo” possibilita selecionar uma das quatro geometrias disponíveis: cubo, cilindro, esfera ou elipse. Após a seleção, deve-se clicar em executar, para que o programa processe os dados. Nesta primeira etapa, o programa fornece dois arquivos: os valores de distância dos picos de Bragg (onde tem-se a maior entrega de energia do próton) e os valores de saída, que correspondem aos cálculos de poder de freamento ao longo do fantoma. A parte inferior, denominada “Seleção de Posição e Espessura de Detecção”, é a segunda etapa, em que será criada a matriz, para visualizar a deposição de energia ao longo do fantoma em uma região selecionada: no campo arquivo, colocam-se os valores de saída gerados, escolhe-se o plano a ser analisado (x ou y; para este trabalho foi utilizado apenas o plano x, por fornecer os dados necessários às simulações

realizadas) e a região do fantoma (na seta ao lado esquerdo ou inferior do cubo), e ao clicar em “executar”, ele irá realizar os cálculos necessários e em “criar matriz”, ele irá calcular a soma da deposição de energia em cada elemento desta matriz.

#### 4 Simulação com feixe modulado

O fantoma irradiado pelo feixe modulado tem geometria cilíndrica, com altura de 100 mm e diâmetro de 150 mm, constituído por água e o volume alvo selecionado é na região central, conforme figura 5.

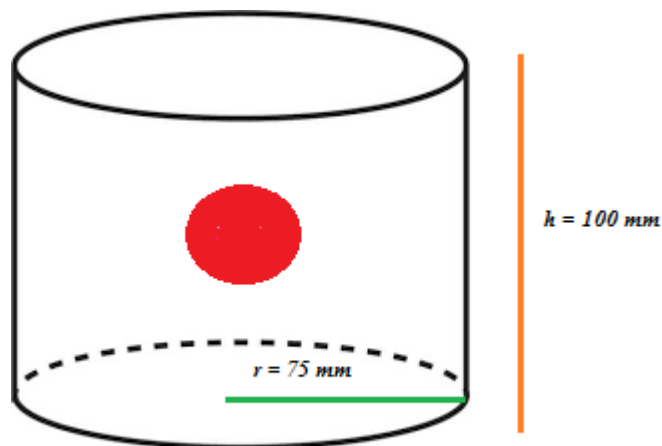


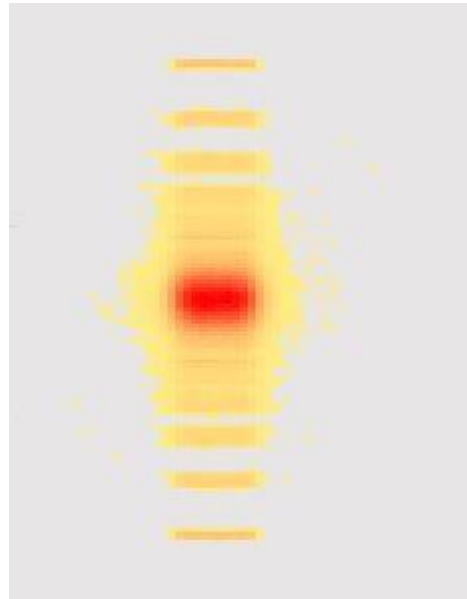
Figura 5: Esquema ilustrativo do phantom cilíndrico e em vermelho o volume pré-definido para ser irradiado.

Para selecionar a faixa de energia modulada deve-se escolher uma energia maior do que seria para um feixe monoenergético, pois deve-se levar em conta a interação de 2 campos. A faixa de energia escolhida foi de 103 a 110 MeV.

Este feixe de energia irradiou o fantoma cilíndrico, com um campo a uma distância de 100 mm do fantoma e outro a -100 mm, para realizar a sobreposição dos dados, e raio de 5 mm, contendo 200 mil prótons.

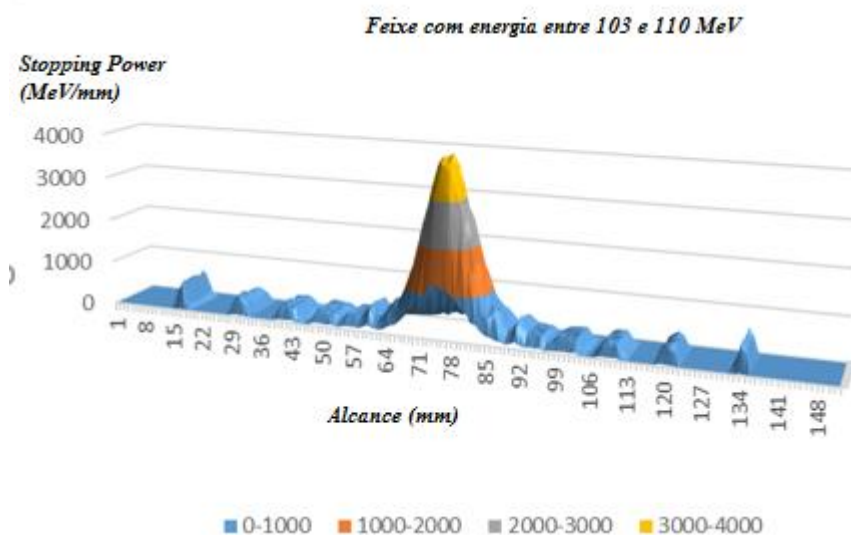
No Programa de Processamento de Dados em Próton Terapia Simulada foram realizados os cálculos de *Stopping Power* em 2 mm de espessura no ponto central do fantoma.

A simulação realizada com o feixe modulado teve energia entre 103 e 110 MeV e pode ser visualizada a deposição da energia ao longo do fantoma cilíndrico na Figura 6, em que a região vermelha é onde houve a maior concentração de energia depositada por unidade de comprimento.



*Figura 6: Imagem da deposição de energia do feixe modulado de prótons ao longo do fantoma cilíndrico.*

Na Figura 7 há um gráfico em função do *stopping power* ao longo do fantoma cilíndrico.



*Figura 7: Stopping power do feixe de prótons com energia modulada entre 103 e 110 MeV.*

Por meio do gráfico representado na figura 7, nota-se que a região central do fantoma cilíndrico teve maior deposição de energia, principalmente na região de 76 mm, porém, essa região estendeu-se entre 64 e 85 mm, totalizando um valor de 11 mm a mais. Na simulação com feixe modulado é possível notar, por meio da Figura 7, que, na região em que ocorre maior deposição de energia, quase não há deposição de energia baixas (em azul: 0-1000), o que demonstra que os prótons mais energéticos interagem neste local.

## 5 Considerações finais

As pesquisas com prótons são de extrema importância para aplicações clínicas, e as simulações são a melhor maneira de realizar isso, uma vez que medidas com microdosimetria são muito caras.

O programa de processamento de dados em próton terapia simulada possibilita realizar análises mais significativas, uma vez que realiza os cálculos de energia depositada por distância, permitindo analisar o comportamento do feixe por meio de matrizes geradas, em que é possível visualizar a interação do feixe ao longo do fantoma e criar gráficos para análise da deposição de energia. Com este programa, é possível avaliar a interação de feixes de prótons em 4 diferentes geometrias, facilitando as análises.

Neste trabalho foi possível realizar análises das interações de um feixe de prótons com energia modulada após obter dados de alcances de profundidade de diferentes feixes monoenergéticos de prótons em um fantoma de água e por meio do Programa de Processamento de Dados em Próton Terapia Simulada.

Além disso, verificou-se que o feixe modulado simulado neste trabalho contemplou o local do PTV pré-definido, porém a região de maior concentração de energia depositada no fantoma contemplou cerca de 1 cm a mais do que o planejado.

## Referências

GEANT4. 2016. Disponível em <<http://geant4.web.cern.ch/geant4/applications/index.shtml>>. Acesso em: 22 fev. 2017.

GREVILLOT, L. **Monte Carlo simulation of active scanning proton therapy system with Gate/Geant4 : Towards a better patient dose quality assurance.** 2011. 152 fls. Tese de doutorado - Ecole Doctorale Electronique, Electrotechnique et Automatique, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2011. Disponível em: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00735746/document> Acesso em: 25 ago. 2016.

PAGANETTI, H; BORTFELD, T. Proton Beam Radiotherapy: the State of the Art. New Technologies in Radiation Oncology, Boston, Heidelberg, Springer Verlag, out. 2005. Disponível em: <<https://pdfs.semanticscholar.org/55d7/1e86e5ae6da5fbb59cbaa53dfda56c4baa47>>.p df Acesso em: 17 fev. 2017.

SCHULTE, Reinhard W., “Proton treatment room concepts”, Loma Linda, 2007. Disponível em <<http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/15330346070060S409>>. Acesso em: 01 mai. 2017.

TAKAHASHI, J. Instrumentação para Física de Partículas e Altas Energias. Disponível em <<http://slideplayer.com.br/slide/1803162/>> . Acesso em: 24 fev. 2017.

WILSON, R. Radiological use of fast protons. Massachusetts: Fermilab, Research Laboratory of Physics, Harvard University, v. 47, 5 ed, 1946. Disponível em<<http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/47.5.487>> . Acesso em: 18 fev. 2017.

## Sobre o(s) autor(es)

**Akemi Yagui** – Mestranda em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), graduada em Tecnologia em Radiologia (UTFPR), professora nas Faculdades Integradas Camões e atua na área hospitalar. UTFPR: Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901

**João Antonio Palma Setti** – Doutorado em Engenharia Elétrica e Industrial (UTFPR), mestrado em Engenharia Elétrica e Industrial (UTFPR), graduado em Engenharia Elétrica (UTFPR). Professor acadêmico na UTFPR. UTFPR: Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901

**Edney Milhoretto** - Doutorado em Engenharia Elétrica e Industrial (UTFPR), mestrado em Engenharia Elétrica e Industrial (UTFPR), graduado em Tecnologia em Radiologia (UTFPR). Professor acadêmico na UTFPR. UTFPR: Av. Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba - PR, 80230-901