



## Validação da simulação do feixe de prótons

A. R. S. Sena<sup>a</sup>; J. W. Vieira<sup>b</sup>; F. R. A. Lima<sup>c</sup>

<sup>a</sup> DEN, UFPE, 50740-545, Recife-PE, Brasil

[arssena@gmail.com](mailto:arssena@gmail.com)

<sup>b</sup> IFPE, 50740-545, Recife-PE, Brasil

[jose.wilson59@uol.com.br](mailto:jose.wilson59@uol.com.br)

<sup>c</sup> CRCN, CNEN, 50740-545, Recife-PE, Brasil

[falima@cnen.gov.br](mailto:falima@cnen.gov.br)

---

### ABSTRACT

Proton Therapy is a technique for the treatment neoplasms are difficult to access, minimizing damage to neighboring tissue from the target volume and/or in organs of very small sizes such as children organs, in which the cells are bombarded by heavy ions one defined and collimated beam energy, in this case hydrogen ion. In last years, there were more than one hundred thousand applications worldwide. The Brazil, at present, has no treatment or research center that uses this technique, even having accelerators that can produce beam for this purpose. Recife is one of Brazil's cities with a well developed medical center. The Regional Center of Nuclear Sciences of Northeast (CRCN-NE/CNEN) has an accelerator for production of radio-pharmaceuticals, each channel of the cyclotron generates a beam of 18 MeV. Therefore, the objective is to analyze the conformity of the proton beam, its lateral spreading, loss energy along the trajectory, the point of maximum deposition and dose in cubic computational mathematical phantoms using the Toolkit of GEANT4 codes. This proton beam has a feature that gives you advantage, their form of energy loss in matter gives a well-defined scope, a small lateral distribution and maximum energy deposition at the end of the way of the particle, forming a curve known dose as the Bragg Peak. Putting the maximum dose in the final location of the beam with low absorption at the beginning and going close to zero after a few millimeters.

*Keywords:*

Computer Simulation, Heavy Ion Radiotherapy, Proton Therapy

---

## 1. INTRODUÇÃO

Próton Terapia vem sendo desenvolvida em vários centros de pesquisas ao redor do mundo, atualmente aplicado em centros especializados em tratamento com íons pesados, totalizando 136 salas de tratamento, com mais 60 salas em construção e 90 salas projetadas.

Tal feixe de prótons possui uma característica que lhe fornece vantagem, se comparado aos tratamentos tradicionais com elétrons, fótons e nêutrons, a sua forma de perda de energia na matéria lhe confere um alcance bem definido, uma distribuição lateral pequena e máxima deposição de energia no final do percurso da partícula. Deixando a máxima dose na localização final do feixe, baixa absorção no início e indo a zero depois de poucos milímetros [1].

Partículas pesadas tem uma característica única no processo de transferência de energia, como feixe perde energia no interior da matéria é o foco primitivo de estudo quando envolve radiação. Sua forma tem de ser definida, com alcance para cada massa de repouso e energia cinética. Quando se trabalha com íons pesados outras formas de interações são mais determinantes na forma de deposição que outras. Interações Inelásticas, Elásticas, Eletromagnéticas e Múltiplos Espalhamentos Coulombiano são algumas formas de interação que não são comuns nas demais radiações. Conhecer seu alcance, seu espalhamento antes e depois de penetrar no paciente, conhecer o local de máxima dose são algumas características importantes saber para se trabalhar com feixe de íons pesados.

A simulação da irradiação num fantoma de água por feixes de prótons dará as condições necessárias para avaliação do feixe de prótons utilizados em radioterapia.

Desta forma analisar um pincel de prótons: espalhamento lateral, perda ao longo da trajetória, ponto de máxima deposição e dose após o ponto de alcance do feixe, suas energias bem definidos para o deslocamento em material equivalente em fantomas cúbico de água matemáticos e computacional com a utilização o conjunto de códigos GEANT4[2].

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

A partir da data do descobrimento da radiação, diversos trabalhos foram realizados utilizando radiações para fins pacíficos, como exemplo o diagnóstico e tratamento de tumores cancerígenos. Novas técnicas foram criadas ou sofreram melhoria em relação ao modo como a radiação é administrada, com o objetivo de melhorar a deposição de dose em um volume alvo, considerando efeitos biológicos, sociais e físicos. Os avanços tecnológicos têm visado a redução da dose em tecidos saudáveis, e maximizada no tecido alvo, neoplasma [3].

As vantagens da terapia de radiação de prótons, comparativamente com a terapia de radiação de fótons "convencional", foram descritas pela primeira vez com caráter radiológico por Wilson [4].

Ele apresentou a ideia de utilizar o alcance finito e o pico de Bragg de feixes de íons carregados para o tratamento de tumores no tecido saudável, sendo o pioneiro teórico do tratamento por próton e íons pesados na medicina [3].

Comparando tratamentos, pode-se verificar que os prótons oferecem uma melhoria potencial para muitas aplicações. Em alguns casos, a conformidade da dose que pode ser alcançada com terapia de fótons de intensidade modulada pode ser comparável ao que se consegue com as técnicas de prótons.

No entanto, devido à diferença de interação física que o feixe de fótons e feixe de prótons tem com a matéria a energia total depositada fora do volume alvo, será maior no tratamento com fótons do que no tratamento com protons [3].

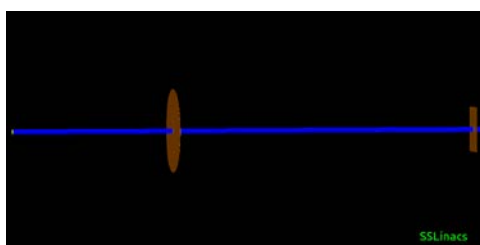
### **2.1. Desenvolvimento do Modelo Computacional de Exposição**

#### **2.1.1. Desenvolvimento do ambiente de simulação**

Para o tratamento de próton terapia a fonte é proveniente de um acelerador ciclotron ou síncrotron, que gera um feixe monoenergético e unidirecional, onde os ímãs que redirecionam o feixe de prótons até o alvo, também colimam o feixe, sendo necessário uma fonte espalhadora que gera um cone de distribuição do feixe. Ficando por conta de uma placa espalhadora a função de gerar um campo uniforme para o tratamento, um pincel de feixe.

A representação de todo esse processo fica resumido a produção de feixes monoenergéticos e paralelos com único sentido, disposição pode ser vista no esquema da Fig 1, onde duas placas determinarão o vetor diretor para cada partícula e energia e será arquivada para ser aplicada em qualquer fantoma, não sendo necessário simular a produção do feixe.

**Figura 1:** Geração do espaço de fase e feixe de prótons, determinando energia e vetor diretor.

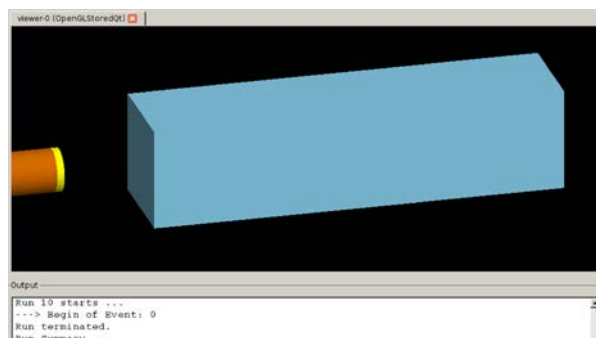


O acoplamento é realizado em etapas: definição, construção e aquisição. Definir o fantoma no código GEANT4 consiste em organizar um conjunto de voxels (cubos digital) de arestas tão pequenas quanto computacionalmente ótimo, uma vez que se muito pequenas gera aumento de tempo computacional, pois ocupa muita memória. Uma seção do fantoma completo de 25 cm de altura corresponde a aproximadamente 202 fatias, de um arquivo DICOM, e cada fatia com 474 colunas e 222 linhas, temos 21 256 056 voxels. O que permite reduzir as arestas do voxel em até sete vezes o tamanho anteriormente trabalhado de 0,12 cm para 0,017 cm. Esse novo voxel é capaz de ter volume de  $\approx 5,03 \cdot 10^{-6} \text{ mm}^3$ . Cada voxel será identificado para que possa representar um volume mínimo de um determinado órgão e seus constituintes.

A construção no código GEANT4 dar-se-á pela parametrização dos voxels do fantoma tomográfico, é reproduzido um voxel n-vezes com diferentes propriedades, contanto que não se

sobreponham[2]. Sendo os voxels construídos a medida que haja necessidade de uso, caso contrário o número total de voxels criados independentes ocasionaria um gasto de memória que aumentaria o tempo de simulação. A geometria voxelizada está representada na Fig 2.

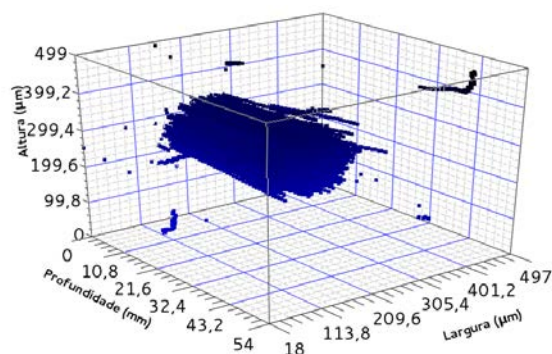
**Figura 2:** Fantoma cubico de água no código Geant4.



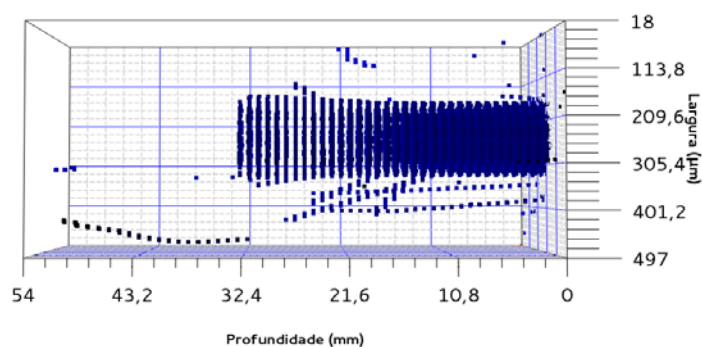
Aquisição de dados dosimétricos é uma derivada da função já existente do GEANT4 através da construção de estruturas específicas para coletar dados, essas estruturas são chamadas de *G4VSensitiveDetector*. Quando uma partícula interage nesse volume, ele é coletado, impresso num arquivo de saída. Dessa forma a energia depositada, na interação com o modelo, é arquivada com posição e energia. Se um mesmo voxel é atingido por evento ocorre a soma de energias depositadas.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

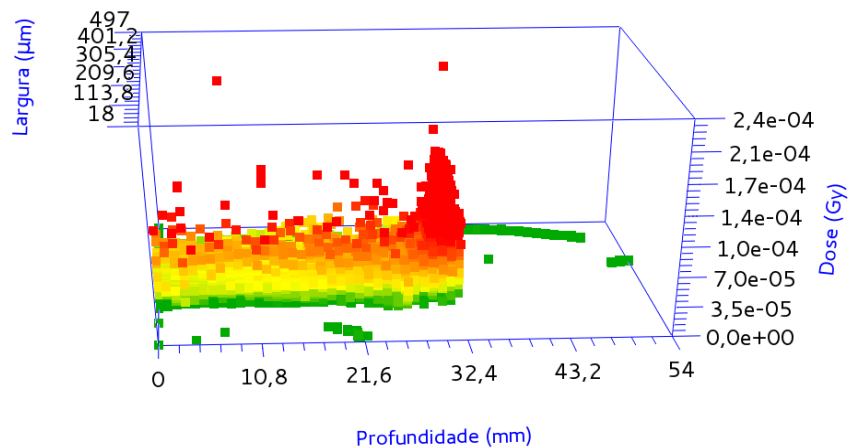
O campo de feixe de energia definida é bem comportado utilizando filtros e colimadores para reduzir a divergência e emitância angular no interior do volume a ser tratado em relação a fonte, como pode ser visto na Fig 3. É um feixe de intensidade uniforme não havendo variação em seus parâmetros, tais como, energia, distância fonte alvo e distribuição do feixe.

**Figura 3:** Distribuição do campo no volume alvo

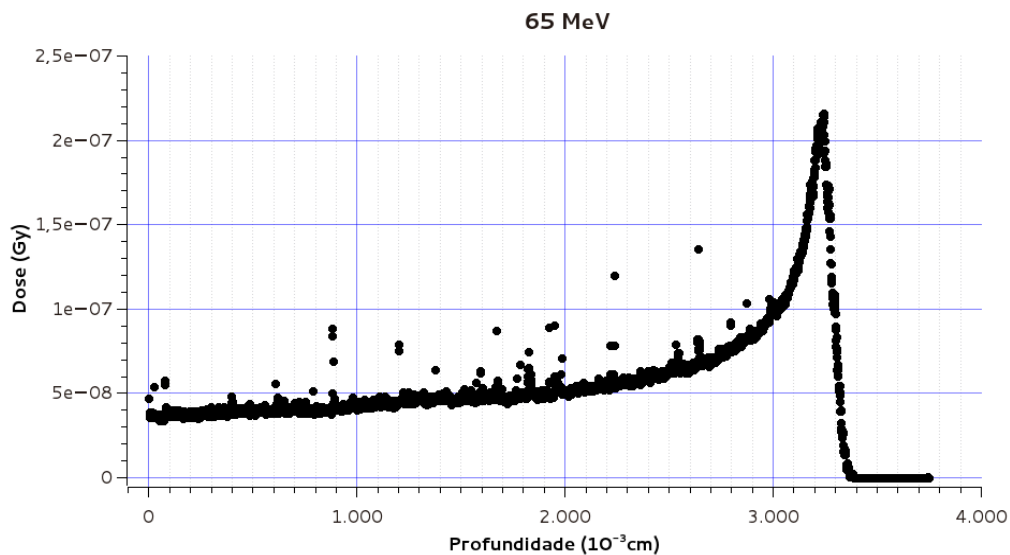
As relações angulares de divergência e emitância são observadas de baixo grau, até no ponto de máxima profundidade onde o feixe sofre um ligeiro aumento na divergência e emitância angular, como pode ser visto na Fig 4.

**Figura 4:** Distribuição do campo no volume alvo vista lateral.

A distribuição de dose para a largura e profundidade do feixe se apresenta com maior intensidade nos pontos distais do campo, como apresenta as Fig 5. Sendo assim o feixe apresenta-se sem distinção entre as distribuições iniciais e no volume de tratamento.

**Figura 5:** Dose por profundidade por largura de um feixe de 65 MeV.

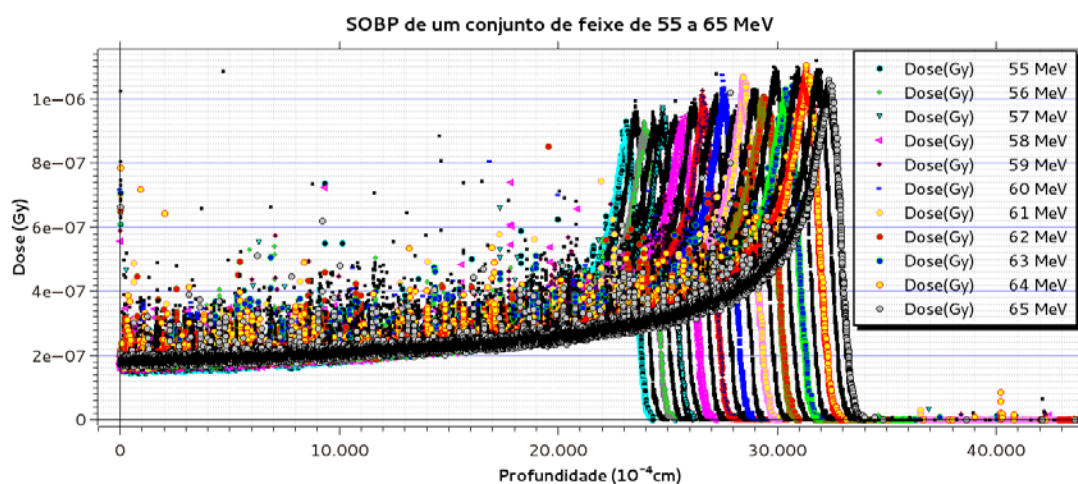
O feixe em profundidade apresenta uma forma bem característica de atenuação, a medida que penetra no volume deposita energia de forma exponencial, como pode ser visto na Fig 6.

**Figura 6:** Pico de Bragg em 3,2 cm.

Com moduladores ou atenuador de energia, ocorre a variação do ponto de máxima deposição ou alcance máximo. Ao passar pelo atenuador de uma determinada espessura o feixe emerge com

uma energia associada a energia inicial e a espessura do modulador, alterando a espessura do modulador de forma discreta, por passos surge uma sucessão de energias discretas, resultando num SOBP como apresentado na Fig 7.

**Figura 7:** Formação do SOBP.



#### 4. CONCLUSÕES

A simulação apresenta boa conformidade com a ICRU-78, com parâmetros que segue abaixo:

1. Os fatores experimentais que mais influenciam os resultados de deposição de dose estão relacionados com energia do feixe, densidade do alvo e número atômico do alvo.
2. O pico de Bragg tem baixa divergência e emitância angular e alcance máximo bem definido. Possibilitando determinar em qual ponto deseja trabalhar sem causar danos a outros tecidos saudáveis.
3. Utilizando um atenuador para energia do feixe é possível alterar a profundidade de alcance do feixe de forma contínua ou discreta, com isso espaçando a dose depositada a um volume maior que num feixe monoenergético, o SOBP.
4. O campo de irradiação do SOBP, que é definido pela ICRU78 de 2007, definido como a área de largura versus profundidade na linha central do feixe onde 90% da dose deverá ser depositada.



5. Para um feixe de 10 a 18 MeV uma profundidade de máxima de 1 cm e mínima de 0,5 cm foi determinado.

Com relação ao teste que procura avaliar o teor de energia depositada em cada voxel por partícula que adentra no fantoma.

Cada partícula deposita em média  $7 \cdot 10^{-11}$  Gy no ponto máximo de alcance, para um feixe de 65 MeV. Depositando uma dose de total  $1,91 \cdot 10^{-4}$  Gy no volume alvo que tem um coeficiente de  $6,4 \cdot 10^{-8}$  Gy/próton entre 55 e 65 MeV.

## **5. AGRADECIMENTO**

Agradeço aos colegas acadêmicos do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE) e Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CRCN-NE/CNEN) e ao CNPq pelo apoio financeiro e intelectual.

## **REFERÊNCIAS**

1. ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, Recording, and Reporting Proton-Beam Therapy. ICRU Report 78**, Bethesda: ICRU, 2008.
2. AGOSTINELLI, S. “Geant4 – a simulation toolkit”. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, v. 506, p. 256-303, 2003.
3. PAGANETTI, H. **Proton Therapy Physics**, CRC Press, 2011.
4. WILSON, R. R. “Range, straggling, and multiple scattering of fast protons.” **Physical review**, v. 74, p. 385-386, 1947.