

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

CARLA KOZUKI

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE MODELAGEM
COMPUTACIONAL E DADOS EXPERIMENTAIS PARA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM FEIXE DE PRÓTONS**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2012

CARLA KOZUKI

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE MODELAGEM
COMPUTACIONAL E DADOS EXPERIMENTAIS PARA
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM FEIXE DE PRÓTONS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências”. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

CURITIBA

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

- K88 Kozuki, Carla
Análise comparativa entre modelagem computacional e dados experimentais para tomografia computadorizada com feixe de prótons / Carla Kozuki . – 2012.
98 f. : il. ; 30 cm
- Orientador: Hugo Reuters Schelin.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2012.
Bibliografia: f. 80-84.
1. Tomografia computadorizada. 2. Feixe de prótons. 3. Processamento de imagens. 4. Simulação (Computadores). 5. Engenharia biomédica. 6. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Schelin, Hugo Reuters, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

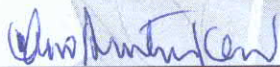
Título da Dissertação Nº 593

**“Análise Comparativa entre Modelagem Computacional
e Dados Experimentais para Tomografia
Computadorizada com Feixe de Prótons”**

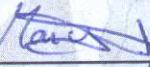
por

Carla Kozuki

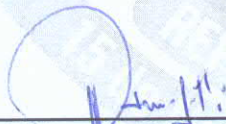
Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Câmpus Curitiba, às 14h do dia 16 de abril de 2012. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.
(Presidente – UTFPR)

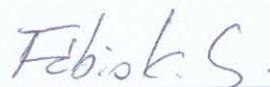


Prof. Marcelino José dos Anjos, Dr.
(UERJ)



Prof. João Antônio de Palma Setti, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus por essa grande conquista. Aos professores da UTFPR pela colaboração e ensino e à instituição pela estrutura. Aos professores Valeriy, Sergei, Ivan que contribuíram para o desenvolvimento desse trabalho. Em especial, ao professor Hugo, pela orientação. Aos colegas de laboratório Rita, Edney, Fabrício, José Carlos e outros que de alguma forma colaboraram com este trabalho. Aos meus familiares, pelo incentivo, apoio e compreensão.

À CAPES pela bolsa de mestrado.

RESUMO

KOZUKI, Carla. Análise comparativa entre modelagem computacional e dados experimentais para tomografia computadorizada com feixe de prótons. 2012. 98 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

Neste trabalho são apresentadas análises comparativas entre simulações computacionais e dados experimentais para o protótipo de um minitomógrafo com feixe de prótons. A primeira etapa consistiu em elaborar virtualmente dois modelos de *phantoms*. Foram utilizados programas de simulação baseados no método de Monte Carlo, *Geant4* versão 9.4p02 e *SRIM* 2010. Um *phantom* foi projetado utilizando polipropileno (PP), água e ar em estrutura tubular. Este *phantom* em PP é dedicado para estudos em reconstrução tomográfica. O outro modelo de *phantom* utiliza polietileno de alta densidade (PEAD) em formato de disco com espessuras de 3 mm, 4 mm e 5 mm. Estes são dedicados ao experimento de perda de energia em prótons. Concluída a etapa de simulação, os *phantoms* foram confeccionados em micro usinagem de precisão. Imagens tomográficas com raios X do *phantom* em PP foram obtidas no microtomógrafo do Instituto Politécnico da UERJ, para posterior comparação com as simulações. Os *phantoms* em disco de PEAD foram irradiados com feixe de prótons com energia de 24 MeV no ciclotron do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN). As imagens reconstruídas do *phantom* em PP com dados simulados demonstraram uma boa aproximação da estrutura comparando-as com imagens tomográficas com raios X. O experimento de perda de energia de prótons realizada no IEN demonstrou uma ótima aproximação com dados simulados com *Geant4* e *SRIM*.

Palavras chave: Tomografia Computadorizada. Feixe de prótons. Prótons. *pCT*. Reconstrução de imagem.

ABSTRACT

KOZUKI, Carla. Comparative analysis between computational modeling and experimental data of a proton computed tomography. 2012. 98 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

In this work comparative analyses between computational simulations and experimental data for the prototype of a proton beam mini-tomograph are presented. The first step was to construct virtually two models of phantoms. Simulation programs were used based on the Monte Carlo method: Geant4 version 9.4p02 and SRIM 2010. A phantom was designed using polypropylene (PP), water and air in tubular structure. This phantom in PP is dedicated to studies in tomographic reconstruction. The other phantom uses high density polyethylene (HDPE) in disk form with thickness of 3 mm, 4 mm and 5 mm. These are dedicated to experiment of energy loss of protons. Once completed the simulation part, the phantoms were constructed with precision machining. X-ray tomographic images of the phantom in PP were obtained with the micro-tomograph of the Polytechnic Institute from UERJ, for later comparison with the simulations. The HDPE disk phantoms were irradiated with 24 MeV energy proton beams at the cyclotron of the Institute of Nuclear Engineering (IEN). The reconstructed images of the phantom in PP with simulated data showed a good approximation of the structure when compared with x-ray tomographic images. The experiment of proton energy loss at IEN showed a great approximation with the simulated data obtained with Geant4 and SRIM.

Key-words: Computer Tomography. Proton beams. Protons. pCT. Image reconstruction.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Técnica de espalhamento passivo	19
Figura 2 – Técnica do escaneamento local.....	20
Figura 3 – Curva de Bragg	21
Figura 4 – Absorção de dose em relação à profundidade entre diferentes tipos de tratamento	22
Figura 5 – Comparação entre tratamentos com raios X e prótons	24
Figura 6 – Sistema de um tomógrafo de primeira geração.....	26
Figura 7 – Tela principal do programa <i>TRIM</i>	37
Figura 8 – Estrutura de um ciclotron.....	39
Figura 9 – Os elementos que compõem o protótipo.....	40
Figura 10 – (a) Câmara de espalhamento CV-28 e (b) mecanismo de movimentação do <i>phantom</i>	41
Figura 11 – Estrutura do <i>phantom</i>	43
Figura 12 – Foto do <i>phantom</i> finalizado	44
Figura 13 – Colimadores em orifício utilizados no protótipo do IEN.....	45
Figura 14 – Colimadores construídos, à esquerda 0,1 mm e à direita 0,2 mm	45
Figura 15 – Discos de PEAD com espessuras de 2,88; 4,15 e 4,93 mm.....	46
Figura 16 – Simulação do <i>phantom</i> com o colimador em orifício.	50
Figura 17 – (a) Visualização em 3D da simulação. Em detalhe (b) a visualização em perfil dos objetos simulados	51
Figura 18 – Imagem com escala de referência aos passos de translação em milímetro.....	52
Figura 19 – Imagem da simulação com os discos, em <i>Geant4</i>	53
Figura 20 – Imagem da simulação com os discos, em <i>SRIM</i>	53
Figura 21 – Esquema do experimento: folha de ouro à 90° do feixe e detector à 40°	57
Figura 22 – Esquema do experimento: folha de ouro à 90° do feixe, disco de PEAD e detector à 40°	57
Figura 23 – Esquema do experimento: folha de <i>Mylar</i> à 45° do feixe e detector à 90°	58
Figura 24 – Discos posicionados na câmara CV-28.....	58
Figura 25 – Discos posicionados na câmara CV-28.....	59
Figura 26 – Discos posicionados na câmara CV-28.....	59
Figura 27 – Média das energias utilizando colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro.....	61
Figura 28 – Espectro de energia na posição 0,0 mm, colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro	62
Figura 29 – Espectro de energia na posição 1,2 mm, colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro	63
Figura 30 – Médias das energias utilizando colimador em fenda de 0,2 mm de abertura	63
Figura 31 – Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 0,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm.....	64
Figura 32 – Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 0,9 mm e colimação em fenda de 0,2 mm.....	65
Figura 33 – Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 1,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm.....	66
Figura 34 – Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 1,1 mm e colimação em fenda de 0,2 mm.....	66

Figura 35 – Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 2,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm.....	67
Figura 36 – Reconstrução tomográfica do <i>phantom</i> . Imagens feitas com colimador em orifício (a) e em fenda (b)	68
Figura 37 – Imagem de referência.....	68
Figura 38 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 2,88 mm na simulação em <i>SRIM</i>	70
Figura 39 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,15 mm na simulação em <i>SRIM</i>	70
Figura 40 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,93 mm na simulação em <i>SRIM</i>	71
Figura 41 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 2,88 mm na simulação em <i>Geant4</i>	71
Figura 42 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,15 mm na simulação em <i>Geant4</i>	72
Figura 43 – Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,93 mm na simulação em <i>Geant4</i>	72
Figura 44 – Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 2,88 mm, visto no GENIE 2000.....	73
Figura 45 – Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 4,15 mm, visto no GENIE 2000.....	74
Figura 46 – Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 4,93 mm, visto no GENIE 2000.....	74
Figura 47 – Comparação dos espectros dos dados experimentais.....	75
Figura 48 – Espectro de calibração	75
Figura 49 – Comparação das médias das energias finais	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – SP para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons	31
Tabela 2 – Coeficientes de correção para determinados materiais utilizados em pesquisas com CT e pCT	32
Tabela 3 – Materiais que compõem o <i>phantom</i> e seus elementos	43
Tabela 4 – Dimensões das estruturas que compõem o novo <i>phantom</i>	43
Tabela 5 – Energias finais medidas a partir dos experimentos no IEN	76
Tabela 6 – Variação das médias das energias finais dos prótons entre métodos de aquisição de dados	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	Conversor Analógico-Digital.
CPGEI	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
CSDA	Aproximação de Desaceleração Contínua (<i>Continuous Slowing Down Approximation</i>).
CLP	Controlador Lógico Programável.
CsI(Tl)	Iodeto de Césio dopado com Tálcio. Refere-se material do cristal cintilador do detector desenvolvido para o protótipo de <i>pCT</i> de <i>LLUMC</i> .
CV-28	O acelerador de partículas (cíclotron) no Instituto de Energia Nuclear.
EMC	Espalhamento Múltiplo Coulombiano.
IP/UERJ	Instituto Politécnico, campus regional da Universidade Estadual do Rio de Janeiro, localizado em Nova Friburgo.
LIN/COPPE/UFRJ	Laboratório de Instrumentação Nuclear/Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia/Universidade Federal do Rio de Janeiro.
<i>LLUMC</i>	Centro Médico da Universidade de Loma Linda (<i>Loma Linda University Medical Center</i>).
<i>NIST PSTAR</i>	Instituto Nacional de Tecnologia e Padrões – Tabelas de <i>Stopping Power</i> para prótons (<i>National Institute of Standards and Technology Stopping Power and range tables for protons</i>).
<i>pCT</i>	Tomografia com prótons (<i>proton Computed Tomography</i>).
PEAD	Polietileno de Alta Densidade.
PP	Polipropileno.
RM	Ressonância Magnética.
Si(Li)	Silício dopado com Lítio. Material do detector semiconductor do protótipo de <i>pCT</i> do IEN.
<i>SP</i>	Poder de Frenagem (<i>Stopping Power</i>).
<i>CT</i>	Tomografia Computadorizada convencional (<i>Computerized Tomography</i>), utiliza raios X.
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

LISTA DE ACRÔNIMOS

CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear.
<i>Geant4</i>	Geometria e Rastreamento (<i>Geometry and Track</i>), método Monte Carlo desenvolvido pelo CERN para simular a passagem das partículas na matéria.
IEN	Instituto de Energia Nuclear.
<i>SRIM</i>	Frenagem e Alcance dos Íons na Matéria (<i>Stopping and Range of Ions in Matter</i>), um dos melhores métodos de Monte Carlo, baseado em Aproximação das Colisões Binárias para simulação de transporte dos íons.
<i>TRIM</i>	Transporte dos Íons na Matéria (<i>Transport of Ions in Matter</i>), aplicativo do <i>SRIM</i> .
UERJ	Universidade do Estado do Rio de Janeiro.
<i>WET</i>	Espessura Equivalente de Água (<i>Water Equivalent Thickness</i>).

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 MOTIVAÇÕES	13
1.2 HISTÓRICO	14
1.3 OBJETIVOS	16
1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	16
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1.1 Próton-terapia x Radioterapia	18
2.1.2 Planejamento do tratamento	23
2.2 PRINCÍPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	24
2.2.1 Histórico	24
2.2.2 Princípios físicos da CT	25
2.2.3 Reconstrução Tomográfica	27
2.3 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA pCT	28
2.3.1 Interação dos prótons com a matéria	28
2.3.2 Alguns estudos em relação Z/A	30
2.3.3 Reconstrução das Imagens em pCT	33
2.4 PROGRAMAS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	35
2.4.1 <i>Geant4</i>	35
2.4.2 <i>SRIM</i> 2011	36
2.4.3 Outros <i>softwares</i>	37
2.5 INFRAESTRUTURA	38
2.6 ESTRUTURA DO IEN/CNEN	38
2.6.1 O IEN	38
2.6.2 Acelerador de partículas	39
2.6.3 O protótipo de pCT	40
3 METODOLOGIA	42
3.1 INTRODUÇÃO	42
3.2 OBJETOS REAIS	42
3.2.1 <i>Phantom</i>	42
3.2.2 Colimadores	44
3.2.3 Discos de PEAD	45
3.3 ESTRUTURA DA SIMULAÇÃO	46
3.4 SIMULAÇÕES	49
3.4.1 <i>Phantom</i> e colimadores	49
3.4.2 Discos de PEAD	52
3.5 CONVERSÃO DOS VALORES DE PROJEÇÃO EM WET	53
3.6 AQUISIÇÃO DA IMAGEM DE REFERÊNCIA	54
3.7 EXPERIMENTOS NO IEN	55
3.7.1 Preparação do experimento	55
3.7.2 Descrição do experimento	56
4 RESULTADOS	60
4.1 SIMULAÇÃO DO PHANTOM E DOS COLIMADORES	60
4.2 RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA	67
4.3 IMAGEM DE REFERÊNCIA	68
4.4 COMPARAÇÃO DAS IMAGENS	69

4.5 SIMULAÇÕES DOS DISCOS DE PEAD.....	69
4.6 EXPERIMENTOS DO IEN	73
4.7 COMPARAÇÕES DOS RESULTADOS SIMULADOS E EXPERIMENTAIS.....	76
5 CONCLUSÕES.....	78
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	79
REFERÊNCIAS	80
ANEXO A – CÓDIGO FONTE DO <i>GEANT4</i>	85
ANEXO B – CÓDIGO FONTE DO <i>GEANT4</i>	92
ANEXO C – INFORMAÇÕES SOBRE A TOMOGRAFIA DO <i>PHANTOM</i>	93
ANEXO D – DADOS DE SAÍDA DO <i>GEANT4</i>	94
ANEXO E – DADOS DE SAÍDA DO <i>SRIM</i> 2011	95
ANEXO F – ESPECTROS DE ENERGIA DOS DADOS EXPERIMENTAIS.....	97

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

Uma forma recente e eficaz para o tratamento de cânceres localizados é a próton-terapia. Essa técnica consiste em utilizar um feixe de prótons para irradiar uma área tumoral. Os prótons possuem a característica de depositar sua energia no final de sua trajetória. Ao se modular a energia do feixe, é possível depositar a maior dose na região de interesse, prejudicando bem menos as áreas sadias ao redor (SCHULTE *et al.*, 2004).

As pesquisas a respeito da próton-terapia confirmam que ela é mais eficaz do que a radioterapia convencional, no sentido de que aquela atinge, principalmente, as células cancerígenas (SCHULTE *et al.*, 2004).

A ideia do uso dos prótons na medicina começou com o físico norte-americano Robert Rathbun Wilson, atualmente chamado de “pai da terapia com prótons”. Em um artigo publicado em 1946, titulado “*Radiological Use of Fast Protons*”, Wilson estabeleceu os princípios fundamentais e técnicas que estão sendo seguidas atualmente nos estabelecimentos de terapia de próton no mundo (NAPT, 2000).

Vários centros de tratamentos com prótons estão sendo criados, pois a aplicação dos prótons é bastante vantajosa. Atualmente, existem 28 centros de próton-terapia no mundo, ainda nenhum localizado na América Latina. Aproximadamente 83.700 pacientes no mundo já foram tratados com essa técnica (PTCOG SECRETARY, 2012).

O planejamento do tratamento da próton-terapia inclui a análise de imagens que exercerão a função de mostrar a localização do tumor.

As imagens que melhor auxiliam a próton-terapia são as imagens de tomografia computadorizada convencional (*CT – Computerized Tomography*) e ressonância magnética (RM) (SCHULTE *et al.*, 2004). Em alguns casos, imagens de tomografia por emissão de pósitrons (*PET-CT – Positrons Emission Tomography*) também podem auxiliar nesse tipo de tratamento (SCHULTE, 2007).

Para que se possa realizar um planejamento mais adequado, surgiu a ideia de desenvolver um tomógrafo que utilize feixe de prótons (*pCT – proton Computerized Tomography*), obtendo, desta forma, imagens da interação dessas partículas com a

matéria. Com essa condição, minimizam-se os erros intrínsecos às diferentes interações da radiação com a matéria (SCHULTE et al., 2004).

O conceito de um sistema de *pCT* está sendo desenvolvido no Centro de tratamento com prótons em Loma Linda – Califórnia, Estados Unidos da América (*Loma Linda University Medical Center – LLUMC*). Os pesquisadores desse centro, juntamente com pesquisadores da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), do Instituto de Energia Nuclear (IEN), e da Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ) estudam esse novo método tomográfico.

Os pesquisadores da UTFPR, IEN e UERJ uniram-se para desenvolver um protótipo de um *pCT* no Brasil com menores proporções em relação ao protótipo de *LLUMC*. As pesquisas são realizadas através de simulações computacionais e simultaneamente, realizam-se experimentos em um acelerador disponível no IEN.

1.2 HISTÓRICO

Os primeiros experimentos com feixes de prótons ocorreram por volta da década de 70, e evidenciavam a resolução de densidades de 0,5% entre os componentes de objetos irradiados com feixes de prótons (CORMACK, KOEHLER, 1976). Em 1974, após alguns estudos com prótons, foi demonstrado que as imagens de alto contraste obtidas da radiografia com estas partículas proporcionam imagens melhores de lesões de baixo contraste em espécimes humanas quando comparadas com técnicas de raios X convencionais. Segundo Hanson (1981), este benefício pode ser utilizado efetivamente por proporcionar reconstruções tomográficas com significativa melhora na resolução de densidade comparada com a que é possível com raios X a um mesmo nível de dose. Além disso, radiografias feitas a partir de partículas carregadas possuem a vantagem da redução da dose no paciente.

Com a viabilização de se utilizar prótons na medicina, surgiram estudos relacionados ao assunto. O primeiro contato que os pesquisadores da UTFPR tiveram com as pesquisas do *pCT* aconteceu na “XXIV Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil”, em Águas de Lindoia-São Paulo, em 2001. Nesta reunião, alguns aspectos relacionados ao tema foram discutidos, como os mecanismos de perda de

energia de prótons na matéria, espalhamento múltiplo Coulombiano e qualidade de imagem para localização precisa do tumor (EVSEEV, et al, 2004).

Desde então, pesquisas com *pCT* foram desenvolvidas e continuam em desenvolvimento.

KLOCK (2006) desenvolveu um detector para utilização no protótipo do *pCT* de *LLUMC*. O detector consiste de um cristal de iodeto de Césio dopado com Tálcio (CsI(Tl)) acoplado a um fotodiodo. O detector atendeu às exigências de resolução em energia, tempo morto e uniformidade da eficiência de detecção.

SETTI (2006) desenvolveu e instalou um mecanismo tomográfico para *pCT* na câmara de espalhamento do acelerador CV-28 do IEN/CNEN. A viabilidade das etapas experimentais da *pCT* de baixa energia no Brasil são decorrentes da implementação desse dispositivo.

MILHORETTO (2007) verificou, através de simulações computacionais, que ao variar as distâncias entre o colimador e um objeto de teste, não altera o espectro de energia do feixe de prótons. Também concluiu que diferentes diâmetros de colimação não alteram a energia detectada, nem o espectro final.

YEVSEYEVA (2009) comparou dados das simulações computacionais à resultados experimentais, e concluiu que as diferenças nos espectros de prótons são praticamente irrelevantes, pois ficam dentro da resolução energética típica em medidas experimentais.

SILVA *et al.* (2010) estudou coeficientes de correção da imagem com feixe de prótons, através de simulações computacionais, que podem auxiliar na reconstrução da imagem. KOZUKI *et al.* (2010) analisou um novo sistema de colimação para o *pCT* do IEN por modelagem computacional.

Motivado pelos resultados obtidos através das pesquisas sobre *pCT*, percebe-se que é necessário a realização de comparações entre resultados da simulação com dados experimentais. A partir de dados da simulação de um *phantom* é possível reconstruir uma imagem e compará-la com uma imagem de referência. Discos de polietileno, um material homogêneo, foram modelados computacionalmente para a simulação e os resultados comparados com espectros experimentais.

1.3 OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é avaliar os resultados das simulações computacionais para o protótipo do *pCT* que está em desenvolvimento. As simulações são a ferramenta de estudo da interação dos prótons com a matéria e, portanto, validar os códigos de simulação frente aos dados experimentais torna-se uma tarefa importante.

Os objetivos específicos são:

- a) Elaborar e construir um *phantom* e discos de PEAD para estudo da interação dos prótons com os materiais que os compõem, de forma computacional e experimental.
- b) Utilizar as energias finais dos prótons obtidas a partir das simulações para reconstruir imagens desse *phantom*.
- c) Comparar as imagens reconstruídas com uma imagem de tomografia computadorizada convencional, analisando suas resoluções de densidade.
- d) Comparar espectros de energia dos prótons obtidos através de simulações com discos de PEAD, com espectros de energia experimentais ao irradiar esses mesmos discos.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está organizada em cinco capítulos.

O primeiro capítulo apresenta uma introdução aos assuntos relacionados ao trabalho, como a próton-terapia e o protótipo do *pCT* que está em desenvolvimento.

No segundo capítulo, faz-se uma revisão da literatura sobre a *pCT* e uma breve comparação das técnicas envolvidas em *CT* convencional, mostram-se as equações que fundamentam o processo de interação dos prótons na matéria e explica-se o funcionamento básico do código *Geant4*.

O terceiro capítulo retrata a metodologia utilizada no presente trabalho, ou seja, descreve as simulações computacionais e os experimentos realizados.

No quarto capítulo, são apresentados os resultados e é feita a comparação das simulações com os experimentos. Finalmente, no quinto capítulo são apresentadas as conclusões do presente trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 REVISÃO DA LITERATURA

2.1.1 Próton-terapia x Radioterapia

A radioterapia já é uma técnica bastante consolidada no ramo da medicina, devido aos seus resultados positivos no tratamento de cânceres. Porém, o maior desafio para os físicos e médicos que planejam e executam o tratamento é o de minimizar a dose recebida pelos tecidos sadios que estão ao redor do tumor. Isso acontece porque quando se utiliza radiação ou feixe de partículas leves a maior dose se concentra logo na entrada da superfície (BARRET *et al.*, 2009).

Os fótons, utilizados na radioterapia convencional, provocam o aumento da dose absorvida conforme aumenta a profundidade, isso devido às interações secundárias ocasionadas pelo efeito da radiação na matéria (PODGORŠAK, 2006).

A próton-terapia é uma técnica recente que visa irradiar células cancerígenas com um feixe monoenergético de prótons. Os prótons por serem partículas carregadas pesadas possuem uma característica intrínseca de depositar um pico de energia a certa profundidade, que pode ser ajustada para cada caso. Por sua vez, pode-se perceber que a próton-terapia torna-se mais eficaz em tratamentos de tumores localizados em profundidade, e obtendo uma dose menor nos tecidos que não necessitam de tratamento (SCHULTE *et al.*, 2004).

Princípios da próton-terapia

Considerando as vantagens da próton-terapia, serão descritos a seguir os principais métodos utilizados neste tipo de tratamento (SMITH, 2009):

- a) Técnica do espalhamento passivo;
- b) Técnica do escaneamento local (também conhecida como escaneamento de feixe em lápis).

A técnica de espalhamento passivo utiliza equipamentos espalhadores no bocal de saída do feixe terapêutico (normalmente, dois espalhadores para campos largos e um único para campos pequenos, como é o caso da radiocirurgia). Para expandir o feixe lateralmente, um modulador de área ou um filtro de pico cria um pico de Bragg disperso no volume alvo. O pico de Bragg é uma região do gráfico da perda de energia dos prótons, que será descrito a seguir. Entre o bocal de saída e a superfície do paciente, um colimador específico é usado para configurar o campo lateralmente, conforme o campo de visão máximo do feixe. Isso limita a exposição do volume alvo. Uma área compensadora é usada para corrigir as superfícies irregulares do paciente, densidades heterogêneas no feixe parcial e as mudanças de formas da superfície do volume alvo distal.

A figura 1 ilustra essa técnica. Pode-se perceber que o tumor é irradiado em toda sua extensão e os tecidos adjacentes recebem a menor dose possível. Para que toda a área tumoral receba a dose terapêutica, é realizada uma modulação do feixe usando o filtro, o colimador e o bólus compensador (SMITH, 2009).

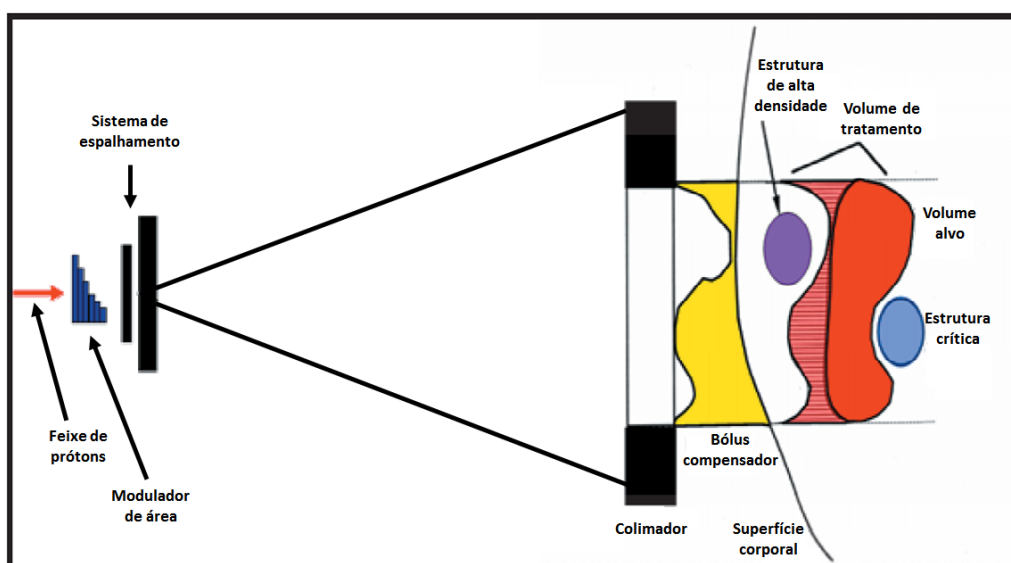


Figura 1: Técnica de espalhamento passivo
Fonte: Adaptado de SMITH (2009, p. 557).

O segundo método é a técnica do escaneamento local, também chamada de escaneamento de feixe em lápis. A figura 2 mostra como o alvo pode ser tratado através da sobreposição de picos de Bragg por todo o volume. Isso ocorre pelo uso de magnetos de escaneamento e mudanças de energia. Mudanças de energia nas técnicas de escaneamento podem ser realizadas através de três métodos, incluindo: (1) mudança de energia no acelerador, quando o síncrotron for usado; (2) mudança de energia com um

sistema de seleção de energia, quando o ciclotron for usado; ou (3) qualquer um dos métodos acima associados a absorvedores de energia na saída do tratamento (SMITH, 2009).

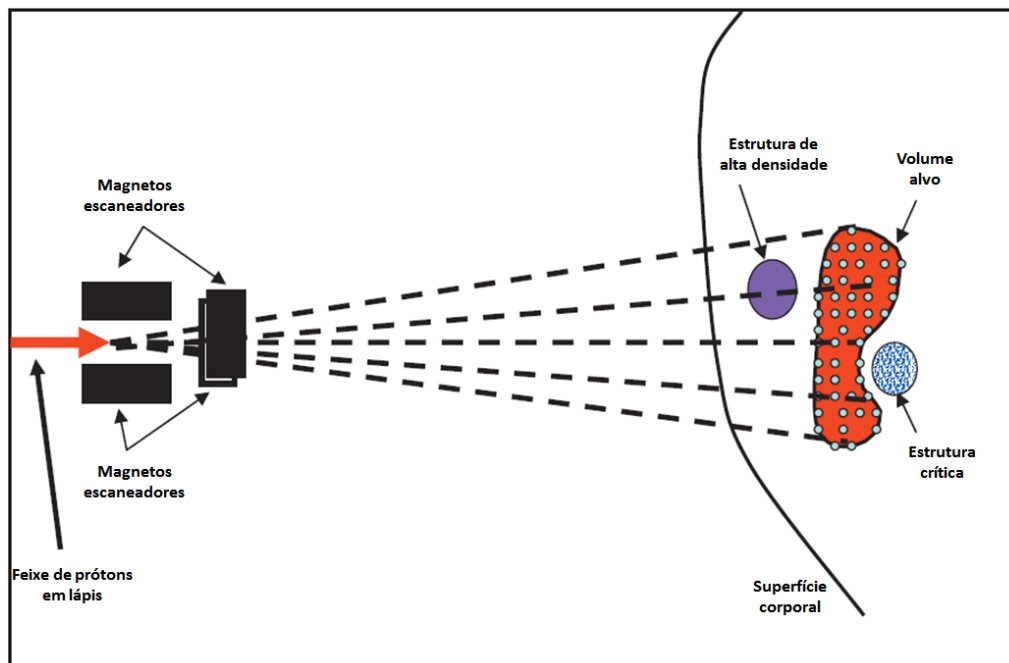


Figura 2: Técnica do escaneamento local
Fonte: Adaptado de SMITH (2009, p. 558).

A interação das partículas carregadas com material absorvedor provocará ao longo da trajetória dessas partículas um “rasto” de matéria ionizada, constituída de elétrons e íons. Se o absorvedor é muito espesso, as partículas irão interagir com o material até perderem toda sua energia, isto é, até serem totalmente paradas. A média da perda da energia por par de íon é independente do tipo de partícula e é específica para um dado absorvedor. O gráfico da perda da energia específica (que pode ser relatado como ionização específica ou número de pares de íons gerados) ao longo do caminho da partícula carregada é chamado de curva de Bragg. Uma curva de Bragg típica está mostrada na figura 3 para um feixe de prótons com energia inicial de 250 MeV (milhões de elétron-volt). Como a energia cai, a perda de energia específica aumenta de acordo com a fórmula de Bethe-Bloch, descrevendo a perda da energia das partículas carregadas. Este aumento na perda de energia quando a partícula está parando resulta em um grande número de ionizações provocado próximo ao final da trajetória da partícula. Isto é representado por um pico acentuado (pico de Bragg) na curva de Bragg. Mais de 80% da energia da partícula é perdida dentro do pico de Bragg (MARCUS, BEZAK, ALLEN, 2012).

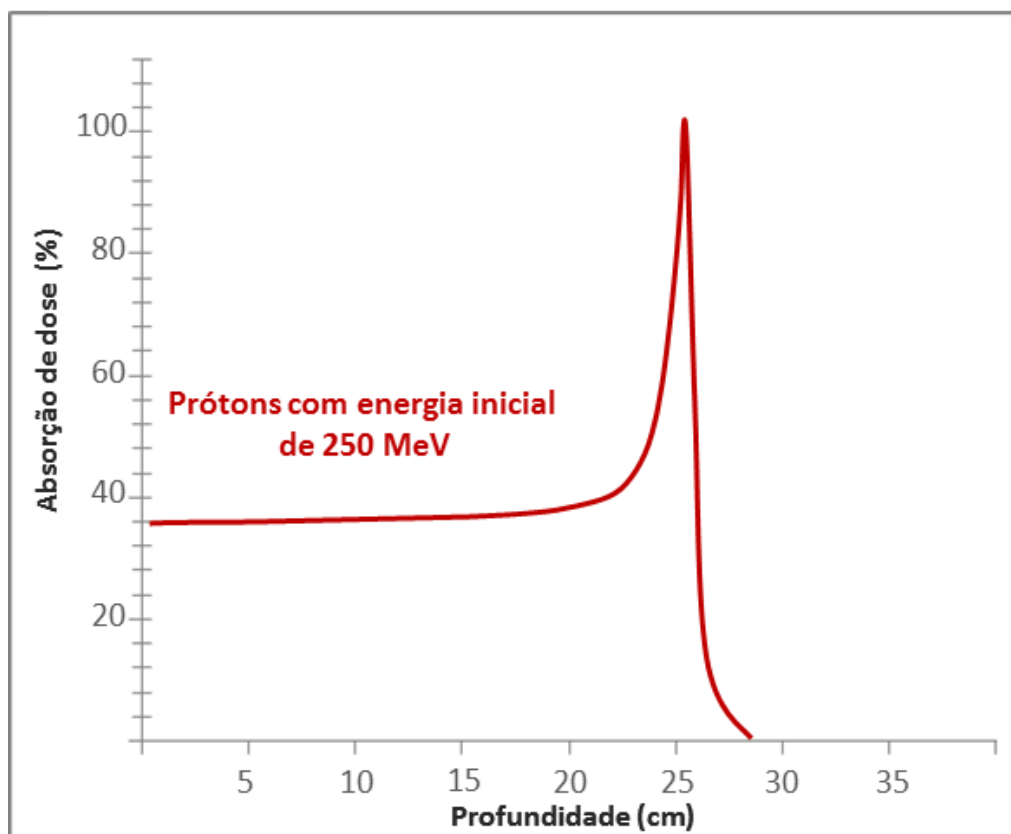


Figura 3: Curva de Bragg

Fonte: Adaptado de BEYZADEOGLU, OZYIGIT, EBRULI (2010, p. 68).

A deposição da energia das partículas carregadas é muito diferente da que ocorre com raios X, os quais depositam energia exponencialmente, como pode-se analisar na figura 4, que compara os métodos terapêuticos. Isso é de importante consequência para a radioterapia, pois com o uso de partículas carregadas torna possível depositar a maioria da energia em profundidade, enquanto poupa tecidos saudáveis. Ao selecionar uma energia apropriada para o feixe de partículas inicial, a profundidade do pico de Bragg pode ser apropriadamente controlada para combinar a posição do tumor no corpo (MARCU, BEZAK, ALLEN, 2012).

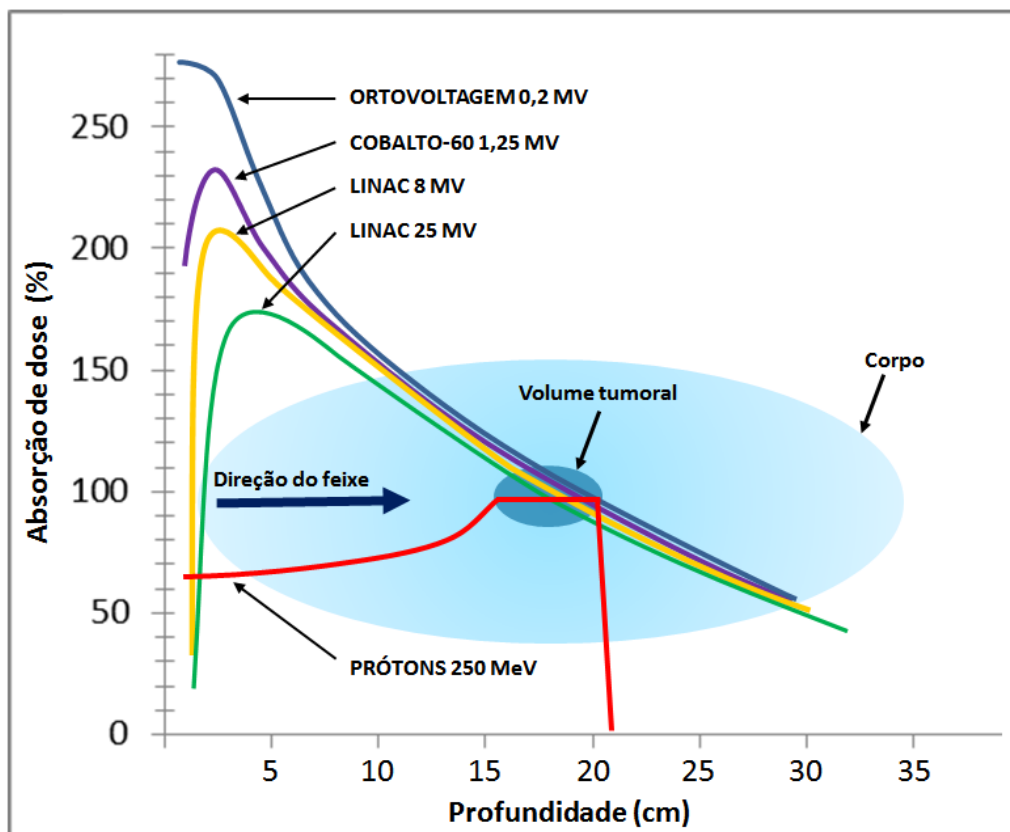


Figura 4: Absorção de dose em relação à profundidade entre diferentes tipos de tratamento
 Fonte: Adaptado de JOHNSON, LOREDO, SLATER, 2008.

Analisando a figura 4, pode perceber que com feixes de fótons (linhas azul, roxa, amarela e verde) a maior absorção da dose ocorre logo após poucos centímetros da superfície.

O feixe de prótons com energia de 250 MeV concentra sua dose em profundidade e está representado pela linha vermelha da figura 4. Os prótons perdem sua energia em um curto espaço antes de as partículas gastarem toda sua energia cinética. O platô da linha vermelha descreve o pico de Bragg após a realização de uma das técnicas de dispersão. Essa dispersão ocorre para que toda a área tumoral seja tratada (SMITH, 2009).

Pode-se ver também, na mesma figura que, com fótons, a dose depositada nos tecidos que estiverem depois do tumor será maior do que com feixe de prótons, a qual, aliás, será nula devido a toda perda da energia cinética das partículas.

2.1.2 Planejamento do tratamento

O planejamento do próton-terapia é baseado em imagens de tomografia computadorizada convencional e ressonância magnética. Porém para a aquisição dessas imagens, processos físicos diferentes são analisados. A radiação X, no caso da *CT*, e a interferência eletromagnética nos íons de hidrogênio presentes no corpo humano, no caso da *RM*, são interações diferentes quando comparadas com a interação dos prótons com a matéria.

Essa distinção no método de aquisição das imagens pode gerar variações na localização do tumor. Para que se minimize esse erro surgiu a ideia de unir o *pCT* no mesmo equipamento de próton-terapia. Isso pode ser obtido utilizando-se o mesmo feixe para a geração da imagem através do mesmo processo físico de interação, variando apenas a energia inicial dos prótons (SCHULTE *et al.*, 2004).

A figura 5 mostra a comparação do tratamento com raios X e com prótons, ambos com o planejamento baseado em uma imagem de *CT* convencional.

Nessa figura, três cortes tomográficos diferentes mostram o mapeamento dos tratamentos com raios X na primeira linha, e com prótons na segunda linha. A imagem da primeira coluna da figura 5 é um corte axial de crânio, a da segunda coluna é um corte sagital e da terceira coluna é um corte coronal. Para análise da absorção da dose nos diferentes tratamentos foi colocada uma escala de cores acima da figura para melhor definir a porcentagem de dose na região tratada. Percebe-se que em ambos os tratamentos a região tumoral absorveu 100% da dose, porém com raios X a absorção de dose nos tecidos sadios também pode ser considerada alta.

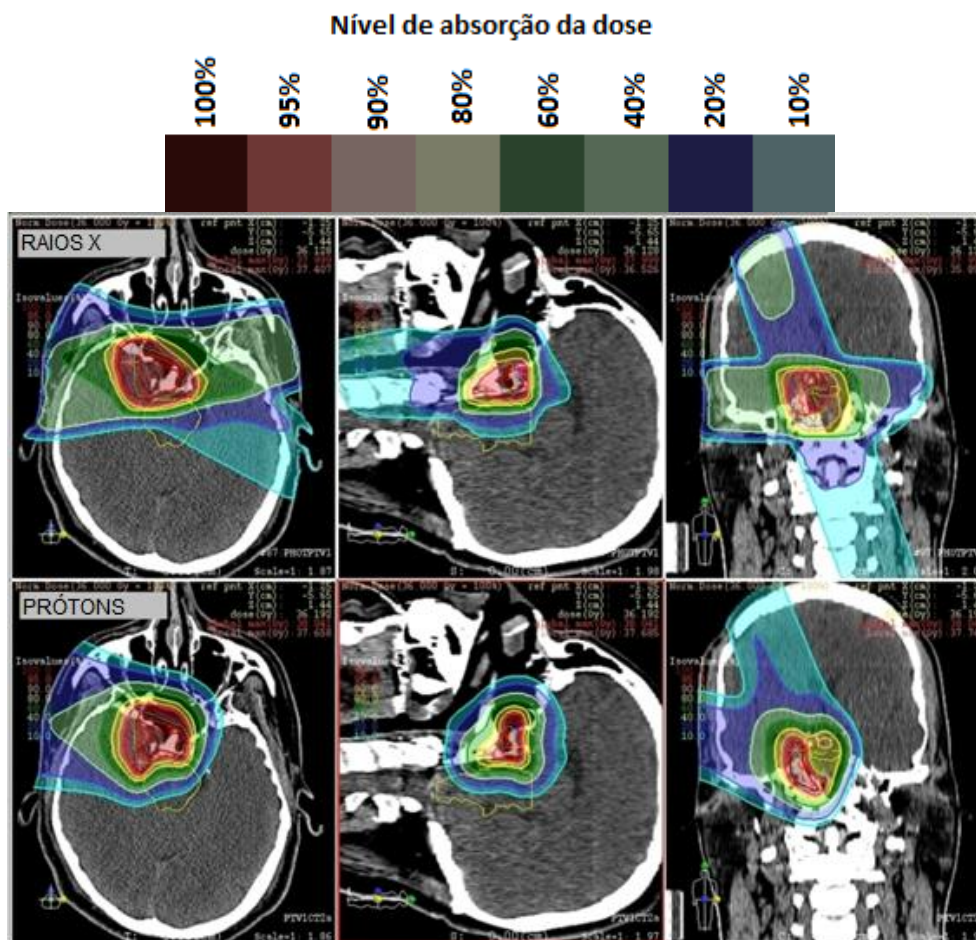


Figura 5: Comparação entre tratamentos com raios X e prótons
Fonte: RINECKER PROTON THERAPY CENTER, 2009.

Com essa figura, pode-se analisar a diferença entre os tipos de tratamento, e confirma-se que os prótons são mais eficazes que os raios X no tratamento de tumores profundos, pois tecidos saudáveis são menos afetados na próton-terapia. Isso significa que ao vincular uma imagem mais precisa com a *pCT* ao tratamento preciso com prótons, um resultado satisfatório pode ser esperado.

2.2 PRINCÍPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

2.2.1 Histórico

Ao falar de tomografia computadorizada, não se pode deixar de mencionar nomes importantes como Godfrey Newbold Hounsfield e Allan MacLeod Cormack que contribuíram expressivamente para o desenvolvimento do tomógrafo.

Hounsfield foi um engenheiro que estudou eletrônica, elétrica e mecânica, e foi encorajado pelo Departamento Britânico de Saúde (*British Department of Health*) a investigar a viabilidade da técnica de obter imagens a partir de medidas adquiridas da transmissão de raios X, visando informações de estruturas internas do corpo humano (SEERAM, 2001).

Outros nomes são considerados importantes na história da *CT*: Johann Radon, que desenvolveu os fundamentos matemáticos utilizados na reconstrução das imagens tomográficas e conseguiu demonstrar que a partir de um conjunto de projeções pode-se determinar a função original. Em 1961, William H. Oldendorf construiu o primeiro protótipo de tomógrafo utilizando uma fonte radioativa de iodo e um detector cintilador. Também Oldendorf reconstruiu, pelo método da retroprojeção, a imagem de um *phantom* (SEERAM, 2001).

Allan M. Cormack foi um físico nuclear que pesquisou a distribuição dos coeficientes de atenuação em tecidos do corpo humano. Em 1955, Cormack percebeu que deveria haver uma maneira de determinar as não homogeneidades de uma seção reta através de medições realizadas na região exterior. Em suas pesquisas sobre o assunto, não encontrou uma solução matemática para o problema. Cormack então realizou uma série de estudos teóricos e experimentais, publicados em artigos em 1963 e 1964 e se destacou por desenvolver soluções para os problemas matemáticos da *CT*.

Em 1979, Alan Cormack e Godfrey Hounsfield receberam o prêmio Nobel de medicina pelo desenvolvimento do tomógrafo computadorizado.

2.2.2 Princípios físicos da *CT*

Seeram (2001) descreve que na tomografia computadorizada, diferentemente da radiografia, as estruturas a serem analisadas não ficam sobrepostas, isto porque a tomografia gera uma imagem axial da estrutura e permite a distinção de estruturas pequenas. Assim, é possível diferenciar estruturas com densidades muito próximas.

Essa distinção só é permitida porque o tubo de raios X trabalha em conjunto com os detectores. Enquanto o tubo está em uma posição, os detectores estão em posição oposta para captar a radiação que sofreu interação com o corpo do paciente. Isso ocorre em todo o entorno do paciente, o que torna possível a reconstrução de uma imagem seccional, através da análise da atenuação da radiação.

Um grupo de colimadores na saída do tubo de raios X faz com que o feixe seja altamente colimado, e isso permite que uma imagem seccional seja gerada. Essa característica além de minimizar a dose no paciente, também contribui para a redução da geração de radiação secundária (SOARES, LOPES, 2000).

A aquisição dos dados pode ser realizada basicamente de duas formas, através da aquisição corte a corte (*slice by slice*) e aquisição de dados de volume. Na aquisição corte a corte, os dados são coletados através de diferenças na geometria do feixe. O tubo de raios X gira ao redor do paciente e coleta dados, para que o próximo corte seja adquirido, a mesa se movimenta e uma nova aquisição é realizada. Na aquisição de dados de volume, o feixe escaneia um volume de tecido em vez de um corte por vez. Os tomógrafos mais modernos utilizam-se deste último princípio de aquisição de dados para coletar maior número de dados por rotação do tubo, são os chamados tomógrafos em espiral (ou helicoidal) e os tomógrafos *multislice*.

Para a compreensão do presente trabalho torna necessária apenas a descrição dos tomógrafos de primeira geração, pois o protótipo de *pCT* que está sendo desenvolvido, é baseado em um sistema dessa geração. A primeira geração de tomógrafos utiliza apenas um detector. O detector translada em conjunto com a fonte de raios X de forma a adquirir uma projeção. Em seguida, o sistema rotacional sofre um pequeno incremento angular e o processo de translação é então repetido para a obtenção da projeção seguinte. Este processo é conhecido como translação + rotação (WEGENER, 1992).

A figura 6 ilustra um sistema da *CT* de primeira geração.

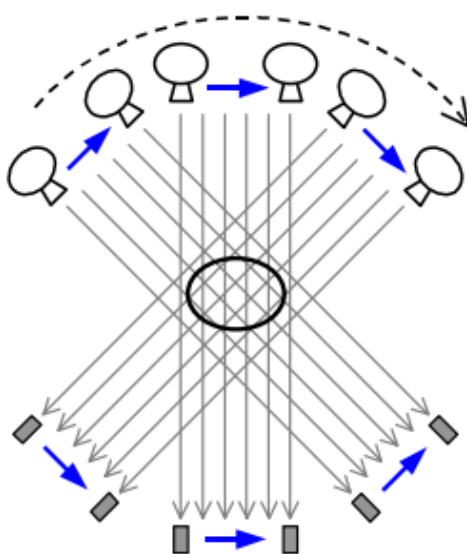


Figura 6: Sistema de um tomógrafo de primeira geração
 Fonte: Lopes, Soares (2000, p.2).

2.2.3 Reconstrução Tomográfica

O processo inicial para a aquisição de dados é o escaneamento, um grupo de detectores, ditos de referência, mede a intensidade de radiação que sai do tubo de raios X, e outro grupo de detectores mede a radiação transmitida após o paciente, obtendo os valores relativos da transmissão da radiação:

$$\text{Transmissão relativa} = \frac{\text{Intensidade de raios X na fonte}}{\text{Intensidade de raios X no detector}} \quad (1)$$

O feixe transmitido e o de referência, ambos são convertidos em sinais de corrente elétrica que são amplificados por um circuito especial. Em seguida, passa por uma amplificação logarítmica, na qual a leitura da transmissão relativa $\left(\frac{I_0}{I}\right)$ é alterada para dados de atenuação (μ) e espessura (x), através da Lei de Lambert, equação 2:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{I_0}{I} \quad (2)$$

onde:

μ : coeficiente de atenuação do material;

x : espessura do material tomografado;

I_0 : intensidade de raios X na fonte;

I : intensidade de raios X no detector.

Antes de os dados serem enviados para o computador, eles devem ser convertidos para a forma digital. Esse processo é feito através de conversores analógico-digital (CAD) ou por digitalizadores.

Os dados armazenados representam a leitura de atenuação da radiação e posteriormente serão processados e convertidos para a reconstrução da imagem. Para cada pixel da imagem, é atribuído um número CT . Os números CT são relacionados com os coeficientes de atenuação linear dos tecidos que constituem o corte e, podem ser calculados através da equação 3:

$$\text{Número } CT = \frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} \cdot K \quad (3)$$

onde:

μ_{tecido} : é o coeficiente de atenuação do tecido;

$\mu_{\text{água}}$: é o coeficiente de atenuação da água;

K: é uma constante ou fator de contraste.

O processo de reconstrução da imagem envolve muitos algoritmos para calcular todos os μ dos tecidos que a radiação interagiu. Os algoritmos aplicáveis em *CT* incluem métodos de retroprojeção e método iterativo. Os tomógrafos mais modernos utilizam algoritmos de reconstrução analíticos que superam as limitações dos demais algoritmos.

2.3 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA *pCT*

2.3.1 Interação dos prótons com a matéria

O feixe de partículas carregadas pesadas se enquadra no grupo de radiações que ioniza de forma direta e deposita sua energia no tecido através de interações Coulombianas dos prótons com os elétrons orbitais do material absorvedor. As partículas carregadas pesadas, como os prótons, ao penetrarem em um tecido, perdem energia, mas ao contrário dos elétrons, não divergem significativamente de sua trajetória de movimento e, portanto, exibem alcances distintos no tecido. Este alcance depende, principalmente, da energia cinética da partícula incidente e de sua massa (PODGORŠAK, 2006).

Segundo Podgoršak (2006), precisamente antes de a partícula carregada pesada gastar toda sua energia cinética, sua perda de energia por unidade de distância percorrida aumenta drasticamente e isto resulta em uma deposição de alta dose neste ponto do tecido, caracterizando o pico de Bragg, descrito anteriormente.

As perdas de energia e a mudança de direção de uma partícula carregada pesada ocorrem devido às colisões elásticas e inelásticas com os átomos do material alvo. Colisões inelásticas ocorrem principalmente entre prótons e a camada atômica mais externa dos elementos desse material. Durante toda a trajetória percorrida pelo próton, ele sofre múltiplos desvios também conhecidos por espalhamento múltiplo de Coulomb, EMC, principalmente, a baixo ângulo, ocasionado pelo núcleo do átomo (SETTI, 2006).

Esse processo é descrito pela equação de Boltzmann, no entanto não há solução analítica (ZIEGLER, 1999). A energia média perdida pelos prótons por unidade de comprimento percorrido é descrita pela teoria de Bethe-Bloch. Essa perda de energia também é conhecida por *Stopping Power*, *SP*, ou Poder de freamento e é importante para a faixa de 10 a 250 MeV (LEO, 1994).

Como o presente trabalho utiliza simulações computacionais, é preciso entender como elas ocorrem. O método de Monte Carlo faz este cálculo através de soluções aproximadas de formas simplificadas das equações. Para se resolver essas equações, uma possibilidade de aproximação é desprezar o espalhamento e concentrar o cálculo na forma de transferência de energia dos prótons para os elétrons e núcleos do material alvo. Dessa forma, a equação poderia ser escrita através do *CSDA* (*Continuous Slowing Down Approximation*) (REMIZOVICH, 1986):

$$\frac{dN}{dx} = \frac{d}{dE} (\bar{\omega}(E) \cdot N(x, E)) \quad (4)$$

onde a perda total de energia do próton com a energia E por unidade de trajetória ao longo de x , $\bar{\omega}(E)$ é determinada pela fórmula de Bethe-Bloch para o *Stopping Power* (*SP* ou Poder de Frenagem), e $N(x, E)$ descreve o número dos prótons com energia E em ponto x (ZIEGLER, 1999 e REMIZOVICH, 1986).

$$\frac{dE}{dx} \equiv \bar{\omega}(E) = \int_0^{\omega_{\max}(E)} \omega \cdot W_{\text{inelástico}}(\omega|E) d\omega \cong 4\pi \cdot r_e \cdot m_e c^2 \cdot \eta \cdot F(\beta, \varepsilon) \quad (5)$$

onde:

r_e : é o raio do elétron clássico,

m_e : é massa do elétron,

c : é a velocidade da luz,

$\beta = v/c$: é a velocidade relativística do próton,

$F(\beta, \varepsilon)$: é o fator cinemático de dimensionamento, que depende da ligação média dos elétrons atômicos ε .

Podemos considerar através da equação (5) que a probabilidade de colisão inelástica determinada pela secção de choque do átomo pode ser definida na equação (6):

$$W_{\text{inelástico}} = \frac{N_A}{A} \cdot \rho \cdot \sigma_{\text{inelástico}} \quad (6)$$

onde:

$W_{inelástico}$: probabilidade de colisão inelástica;

N_A : número de Avogadro;

A : massa atômica;

ρ : densidade do absorvedor;

$\sigma_{inelástico}$: secção de choque do átomo.

Desconsiderando a dependência de outros átomos, tais como misturas e compostos, a equação (6) resulta na equação (7), pois a probabilidade de um fóton interagir com cada átomo é pequena, então definimos como:

$$W_{inelástico} = \sum_i w_i W_i \quad (7)$$

onde:

w_i : é a fração de peso do ($i^{ésimo}$) componente atômico.

A equação (4) está simplificada em (8), o que permite calcular o alcance linear dos prótons (em cm):

$$N(x, E) = \frac{N_0}{\omega} \delta(R_{CSDA}(E_{in}) - R_{CSDA}(E) - x) \quad (8)$$

onde o alcance de *CSDA* está definido por:

$$R_{CSDA}(E_{in}) = \int_0^{E_{in}} \frac{dE}{\bar{\omega}(E)} \quad (9)$$

onde:

E_{in} : é a energia inicial do próton; e,

E : é a energia atual.

A tabela *NIST PSTAR* é um banco de dados que fornece o *SP* e o alcance dos prótons para vários materiais (BERGER, 1998).

2.3.2 Alguns estudos em relação Z/A

Para a maioria dos elementos presentes na natureza, a razão número atômico por massa atômica (Z/A) é de aproximadamente 0,5, somente com a notável exceção do hidrogênio, o qual possui razão Z/A igual a um. Essa característica do hidrogênio contribui com uma pequena fração de peso na água.

É possível realizar uma aproximação entre a atenuação do fóton, que ocorre na *CT*, com a perda de energia do próton, na *pCT*, considerando a razão Z/A , ou seja, torna-se possível, uma relação de proporcionalidade. A tabela 1 demonstra essa possibilidade.

Tabela 1: *SP* para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons

Material	Coeficiente de atenuação mássico para $E_\gamma = 70$ keV		Coeficiente de atenuação mássico para $E_\gamma = 662$ keV		Potencial de Ionização (ϵ)		Próton <i>SP</i> para $E_p=23$ MeV		Próton <i>SP</i> para $E_p=250$ MeV	
	Em cm^2/g	Em % para água	Em cm^2/g ($\times 10^{-2}$)	Em % para água	Em eV	Em % para água	Em MeV. cm^2/g	Em % para água	Em MeV. cm^2/g	Em % para água
Água	0,1927	100,00	8,561	100,00	75,0	100,00	23,27	100,00	3,911	100,00
Polietileno	0,1886	97,87	8,791	102,69	57,4	76,53	24,92	107,09	4,143	105,93
Polipropileno	0,1855	96,26	8,632	100,83	-	-	24,98	107,35	4,150	106,11
A-150	0,1887	97,92	8,465	98,88	65,1	86,80	23,53	101,12	3,932	100,54
B-100	0,2325	120,65	8,143	95,12	85,9	114,53	21,63	92,95	3,657	93,51
C-552	0,1749	90,76	7,706	90,01	86,8	115,73	20,47	87,97	3,461	88,49
Músculo estriado	0,1915	99,34	8,483	99,09	74,7	99,60	23,07	99,14	3,877	99,13
Politetrafluoretileno (Teflon)	0,1732	89,88	7,403	86,50	99,1	132,13	19,23	82,64	3,272	83,66
Poliestileno	0,1787	92,73	8,289	96,82	68,7	91,6	22,86	98,24	3,827	97,85
Alumínio	0,2302	119,46	7,452	87,05	166	221,33	17,64	75,81	3,076	78,65

Fonte: ASSIS, *et al.*, 2005; modificada e ampliada por SILVA, *et al.*, 2010.

Mesmo sabendo que as interações entre fótons e prótons com a matéria ocorrem de forma bem diferentes, essas interações têm características independentes do absorvedor quando estiverem expressas em unidades de massa.

As colunas de porcentagem dos valores dos coeficientes de atenuação mássicos para as energias de 70 keV (energia efetiva de um tubo de raios X) e 662 keV (energia dos raios gama emitidos por uma fonte de césio 137), e *SP* de prótons para as energias de 23 MeV (energia disponível no protótipo de *pCT* no IEN) e 250 MeV (energia disponível em *LLUMC*) estão apresentados, em negrito, na tabela para que a relação destes parâmetros possa ser calculada.

As reconstruções das imagens obtidas dos dados das simulações foram feitas utilizando um algoritmo que não levava em consideração a interação dos prótons com a matéria, pois da forma como a imagem foi reconstruída os dados eram tratados como se fossem interações de fótons com os materiais alvo. Para que esta problemática fosse resolvida, SILVA (2010) realizou o cálculo de coeficientes de correção que podem ser aplicados nos dados finais para normalizar os valores numéricos correspondentes aos

tons de cinza de cada pixel da imagem obtida de algoritmos de reconstrução tomográfica desenvolvidos para raios X.

A tabela 2, apresenta esses coeficientes de correção para os materiais utilizados nas pesquisas com *pCT* e outros materiais normalmente estudados em *CT* convencional.

Tabela 2: Coeficientes de correção para determinados materiais utilizados em pesquisas com *CT* e *pCT*

Material	Coeficientes de correção	
	Energia referente ao protótipo no IEN (23 MeV)	Energia referente aos centros de tratamento com feixe de prótons (250 MeV)
Água	1	1
A-150	0,9684	0,9835
B-100	1,2980	1,0172
C-552	1,0318	1,0172
Músculo Estriado (ICRU)	1,0024	0,9996
Politetrafluoretileno (Teflon)	1,0876	1,0336
Poliestireno	0,9439	0,9895
Polietileno	0,9139	0,9694
Polipropileno	0,8967	0,9502
Alumínio	1,5759	1,1067

Fonte: SILVA, et al., 2010.

Os tecidos biológicos interagem com os fótons de 70 keV e 662 keV principalmente através do espalhamento Compton, o que permite a aplicação na fórmula (10):

$$\mu/\rho = \frac{N_A}{A} \cdot \rho \cdot Z \cdot \sigma_C / \rho = \frac{\eta}{\rho} \sigma_C = \frac{Z}{A} (N_A \cdot \sigma_C) \quad (10)$$

onde:

μ/ρ : coeficiente de atenuação mássico;

σ_C/ρ : coeficiente para espalhamento Compton.

E analisando as pequenas diferenças nas razões Z/A dos tecidos, podemos, então, considerar que a relação μ/ρ pode ser aproximadamente tratada como uma constante independente do absorvedor. Nesta aproximação, um conjunto de projeções tomográficas paralelas dará uma boa aproximação para a transformada de Radon da distribuição de densidade do objeto $\rho(x,y)$ (WEBB, 1988):

$$P_\theta(t) = \ln \frac{I_0}{I_\theta(t)} = \int_{L(t,\theta)} \mu(x,y) dr \cong \frac{\mu}{\rho} \iint_{-\infty}^{+\infty} \rho(x,y) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (11)$$

A imagem tomográfica pode ser obtida usando a transformada inversa de Radon de (10). Como uma regra, o cálculo prático é efetuado usando o algoritmo de retroprojeção filtrada, e a imagem da matriz resultante normalmente é apresentada nas unidades *CT* (KAK, SLANEY, 1988).

2.3.3 Reconstrução das Imagens em *pCT*

Como a *CT* de raios X gera a imagem através do coeficiente de atenuação do material (μ), não se pode aplicar o mesmo algoritmo de reconstrução de imagem nos dados obtidos de interação com prótons. Isso porque os dados da *pCT* serão referentes às medidas de perda de energia dos prótons devido à ionização, que está diretamente conectada com o *SP* do material (ASO, FUJISAKA, 2007).

O conceito de densidade equivalente de água (*Water Equivalent Thickness – WET*) (LI, LIANG, MUELLER, 2003) pode ser utilizado para a reconstrução no caso dos prótons. Supondo que um próton com energia inicial E_{in} atravesse uma camada de matéria homogênea conhecida e seja detectado com a energia cinética E_{out} . No *CSDA*, baseando-se na equação (8), a densidade da camada (em *cm*) poderia ser dada como:

$$L_{material} = \frac{1}{k \cdot \eta_{material}} \int_{E_{in}}^{E_f} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{material})} \quad (12)$$

onde:

$L_{material}$: Espessura do material;

$$k = 4\pi r_e^2$$

$\eta_{material}$: densidade volumétrica de elétrons do material;

$F(\beta, \varepsilon_{material})$: fator cinemático de dimensionamento, que depende da ligação média dos elétrons atômicos $\varepsilon_{material}$.

A mesma perda de energia ocorre se os prótons atravessarem uma camada de água:

$$L_{\acute{a}gua} = \frac{1}{k \cdot \eta_{\acute{a}gua}} \int_{E_{in}}^{E_f} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{\acute{a}gua})} \quad (13)$$

onde:

$L_{\acute{a}gua}$: espessura da camada de água;

$$k = 4\pi r_e^2$$

$\eta_{\acute{a}gua}$: densidade volumétrica de elétrons da água;

$F(\beta, \varepsilon_{\acute{a}gua})$: fator cinemático de dimensionamento, que depende da ligação média dos elétrons atômicos $\varepsilon_{\acute{a}gua}$.

Então, tendo em mente nossos comentários para a relação Z/A , a relação dessas duas espessuras poderia ser aproximadamente (com um erro de cerca de $\pm 2\%$ ou até menor) calculada como:

$$\frac{L_{material}}{L_{\acute{a}gua}} = \frac{\eta_{\acute{a}gua}}{\eta_{material}} \times \frac{\int_{E_{in}}^{E_f} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{material})}}{\int_{E_{in}}^{E_f} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{\acute{a}gua})}} \cong \frac{\eta_{\acute{a}gua}}{\eta_{material}} \quad (14)$$

Por conseguinte, a transformada inversa de Radon da trajetória equivalente na água (em cm), determinada a partir das medidas da energia final do próton, deve fornecer a matriz da imagem da distribuição relativa à da densidade volumétrica de elétrons na água ao longo das seções de choque do objeto por que:

$$L_{equivalente\ de\ \acute{a}gua}(t, \theta) = \frac{1}{\eta_{\acute{a}gua}} \iint_{-\infty}^{+\infty} \eta_{\acute{a}gua}(x, y) \delta(x \sin \theta + y \cos \theta - t) dx dy \quad (15)$$

onde:

$L_{equivalente\ de\ \acute{a}gua}$: é a camada equivalente de água;

Na prática, é mais conveniente definir a trajetória equivalente usando os dados de referência do *NIST PSTAR* para o *CSDA* do próton na água R (em g/cm^2), ao invés da integração numérica do *SP*, como:

$$L_{equivalente\ de\ \acute{a}gua} = \frac{\Delta R_{\acute{a}gua}}{\rho_{\acute{a}gua}} = \frac{R_{\acute{a}gua}(E_{in}) - R_{\acute{a}gua}(E_f)}{\rho_{\acute{a}gua}} \quad (16)$$

Este conceito (*WET*) poderia ser usado tanto para o tratamento experimental da projeção como da simulação Monte Carlo de *pCT*. No primeiro caso, os valores da reconstrução das projeções da densidade volumétrica de elétrons poderiam ser comparados aproximadamente com os números de *CT* convencional para o mesmo objeto usando a definição:

$$CT(x, y) \approx 1000 \times \frac{\rho(x, y) - \rho_{\acute{a}gua}}{\rho_{\acute{a}gua}} \times \frac{(Z/A)_{\acute{a}gua} \cdot N_A}{(Z/A)_{\acute{a}gua} \cdot N_A} \approx 1000 \times \left(\frac{\eta(x, y)}{\eta_{\acute{a}gua}} - 1 \right) \quad (17)$$

Deve ser ressaltado que a precisão da comparação (17) está evidentemente definida pela precisão da suposição de que a relação Z/A é independente do material. Por outro lado, esse conceito *WET* é totalmente baseado na equação (15), a qual não

envolve esta hipótese integralmente. Por conseguinte, a precisão dos valores reconstruídos da densidade volumétrica de elétrons relativa à da água depende unicamente de quanto difere da unidade a relação das integrais no numerador e denominador da equação (14). O último depende obviamente do potencial médio de ionização ε para cada material.

2.4 PROGRAMAS DA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

A simulação computacional torna-se importante no presente trabalho por criar objetos virtualmente, e a partir daí, uma análise da viabilidade da construção dos mesmos pode ser feita. Esta etapa de modelagem computacional economiza tempo e dinheiro e é uma boa solução quando se trata de implementação de novos sistemas ou construção de equipamentos.

2.4.1 *Geant4*

O *Geant4* (*Geometry and Track*) é um programa que assim simula a interação das partículas pela matéria, modelando os objetos em três dimensões e, portanto, considera a geometria de cada componente da simulação (*Geant4 website*).

O código *Geant4* foi desenvolvido em linguagem C++ e é usado em um grande número de experimentos e projetos em vários domínios de aplicação, incluindo física de alta energia, astrofísica e ciência espacial, física médica e proteção radiológica.

Este *software* depende de dois programas externos para mostrar a simulação elaborada, são eles: o *Wired* e o *DAWN*, e podem ser obtidos gratuitamente na Internet para uso acadêmico. A função básica desses programas é transformar os dados de saída do *Geant4* para a forma gráfica permitindo a visualização da simulação.

O *Wired* é um programa feito em linguagem Java que foi desenvolvido para permitir a visualização de dados de eventos físicos em qualquer plataforma. E o *DAWN* (*Drawer for Academic WritiNgs*) calcula partes visíveis dos dados em três dimensões antes de desenhar para então produzir gráficos vetoriais de alta qualidade para aplicações técnicas.

O usuário para gerar a simulação Monte Carlo pode alterar o código, pois este é extremamente flexível e provido de um conjunto de sub-rotinas para definição de materiais, geometrias e propriedades de partículas, de acordo com as necessidades e interesses (CRISTÓVÃO, CAMPOS, 2008).

O *Geant4* está em constante aprimoramento e é amplamente usado no meio acadêmico e científico. Pode ser instalado nos sistemas *Linux*, *Unix* e em *Microsoft Windows*[®] utilizando um programa chamado *Cygwin*. A versão utilizada no presente trabalho é a *Geant4.9.4_p02*.

2.4.2 SRIM 2011

O *SRIM (Stopping and Range of Ions in Matter)* é composto por um grupo de programas. Com ele, é possível calcular a maioria dos aspectos relacionados à perda de energia de partículas na matéria, ou seja, é um recurso computacional que considera a interação das partículas no material alvo, utilizando o código de Monte Carlo. Este programa possui tabelas de *Stopping Power (SP)*, distribuição de alcance e espalhamento para um íon em uma requerida energia em um elemento alvo, isto significa que pode ser bastante específico.

Este *software* é amplamente utilizado em pesquisas, pois sua interface bastante simples torna fácil a manipulação. O programa principal *TRIM* (aplicativo do *SRIM*) possui uma ampla lista de materiais para serem simulados e esses possíveis alvos podem ser configurados desde camadas simples até multicamadas complexas.

Na figura 7 é mostrada a tela principal do programa *TRIM*. Nela são configuradas as camadas de materiais bem como sua composição e espessura, o tipo de íon a ser utilizado, sua energia e ângulo de incidência.

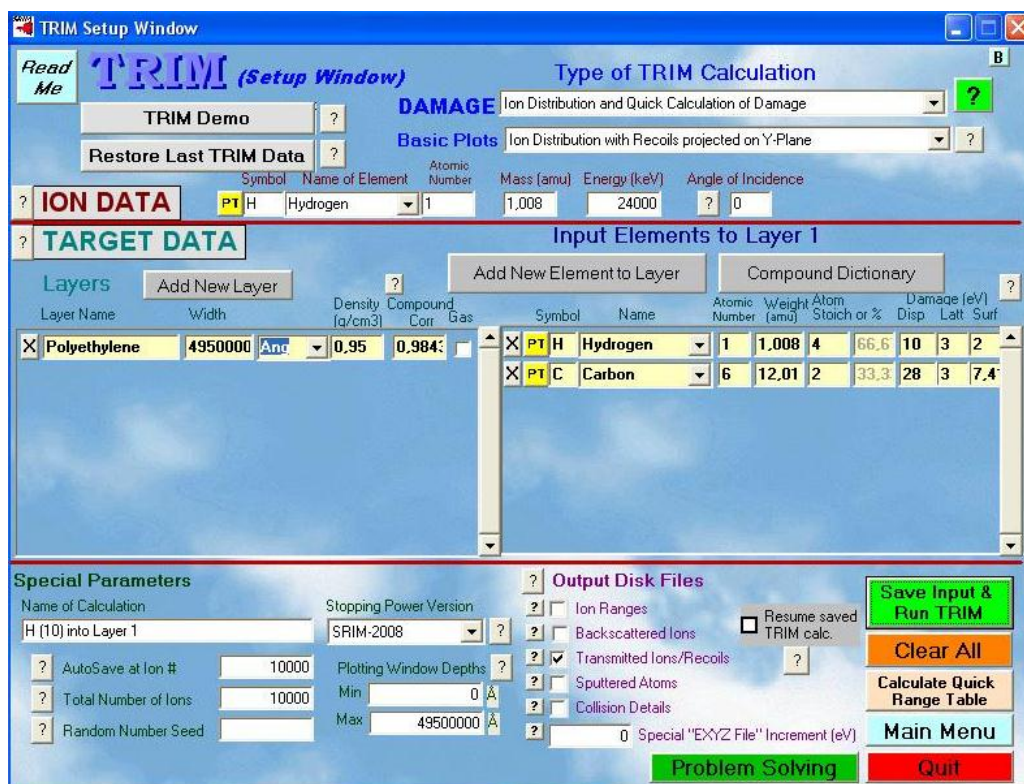


Figura 7: Tela principal do programa TRIM
Fonte: Software SRIM 2011.

Este programa pode ser adquirido gratuitamente no *website* de seus desenvolvedores.

2.4.3 Outros *softwares*

Outros programas que estão associados ao desenvolvimento do presente trabalho são:

- a) OriginPro 8
- b) GENIE 2000

Para a construção dos espectros de energia, os quais, serão apresentados na seção dos resultados, é utilizado o *software* OriginPro 8 SR0 v.8.0724 (B724).

E o GENIE 2000 abre a extensão *.CNF para a análise dos espectros dos dados experimentais obtidos no IEN. Este *software* foi desenvolvido por Canberra. A versão instalada desse *software* é *Genie 2000 Gama Acquisition & Analysis v.1.4*.

2.5 INFRAESTRUTURA

A infraestrutura necessária para o desenvolvimento deste projeto está relacionada com a experiência de várias instituições:

- a) A Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), que desde 1996 faz pesquisa em tomografia. O programa de pós-graduação em engenharia biomédica da UTFPR, uma das linhas de pesquisa do Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI), tem uma forte conexão com a comunidade médica local e industrial.
- b) O Instituto Politécnico da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (IP/UERJ) campus de Nova Friburgo, possui muita experiência prática em modelagem computacional de fenômenos físicos complexos e infraestrutura computacional altamente desenvolvida.
- c) O Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) possui ampla experiência na elaboração de sistemas de tomografia.
- d) As atividades experimentais com feixe de prótons são desenvolvidas no acelerador CV-28 do IEN/CNEN no Rio de Janeiro.

2.6 ESTRUTURA DO IEN/CNEN

2.6.1 O IEN

O Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) é uma das unidades da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão vinculado ao Ministério da Ciência e Tecnologia. É uma instituição pública federal destinada à pesquisa, desenvolvimento e inovação na área de tecnologia nuclear. Foi fundado em 1962, com o propósito inicial de instalar e operar um reator nuclear no Rio de Janeiro.

O IEN atualmente trabalha com aplicações técnicas nucleares, tecnologia de reatores e engenharia de sala de controle, desenvolvimento de processos químicos e de materiais, produção e fornecimento de radiofármacos, recolhimento de rejeitos radioativos e ensino.

O IEN dispõe de um acelerador de partícula, o ciclotron CV-28, que foi adquirido e instalado em 1974. Este acelerador de partículas é principalmente usado para a produção de radiofármacos.

2.6.2 Acelerador de partículas

O IEN conta com um acelerador de partículas do tipo ciclotron. Este tipo de acelerador é circular e possui dois eletrodos com a forma de um "D", estes são os polos e são semicirculares. Sua montagem é numa câmara de vácuo entre os polos de um grande eletroímã (HUMPHRIES JR.,1999).

Existe a ação de um campo magnético estático de magnitude constante e perpendicular à trajetória do feixe de partículas que permite o desvio das partículas. Um campo elétrico faz com que as partículas ganhem energia e altere o raio da órbita, levando esta, portanto, a uma forma espiralada. O raio é proporcional a sua energia cinética (HUMPHRIES JR.,1999).

A figura 8 ilustra a estrutura de um ciclotron.

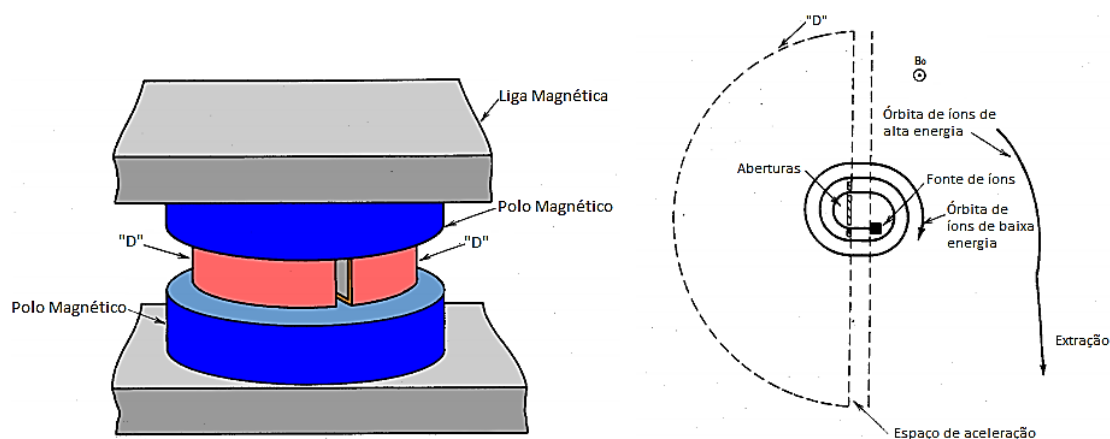


Figura 8: Estrutura de um ciclotron
Fonte: Modificado de HUMPHRIES JR.,1999.

2.6.3 O protótipo de pCT

A partir da disponibilidade deste acelerador de partículas, projetou-se um protótipo de pCT , que tem por finalidade analisar a interação do feixe de prótons com materiais alvo.

Um protótipo de um minitomógrafo com feixe de prótons está em desenvolvimento no IEN, em parceria com UTFPR. O principal fator limitante do projeto é a energia do feixe de prótons disponível no cíclotron CV-28 do IEN/CNEN, que é de 22,98 MeV, e também as dimensões da câmara de espalhamento levou à elaboração de um protótipo de dimensões reduzidas (SETTI, 2006).

Um esquema do protótipo do minitomógrafo utilizado em testes no cíclotron CV-28 do IEN/CNEN está ilustrado no figura 9.

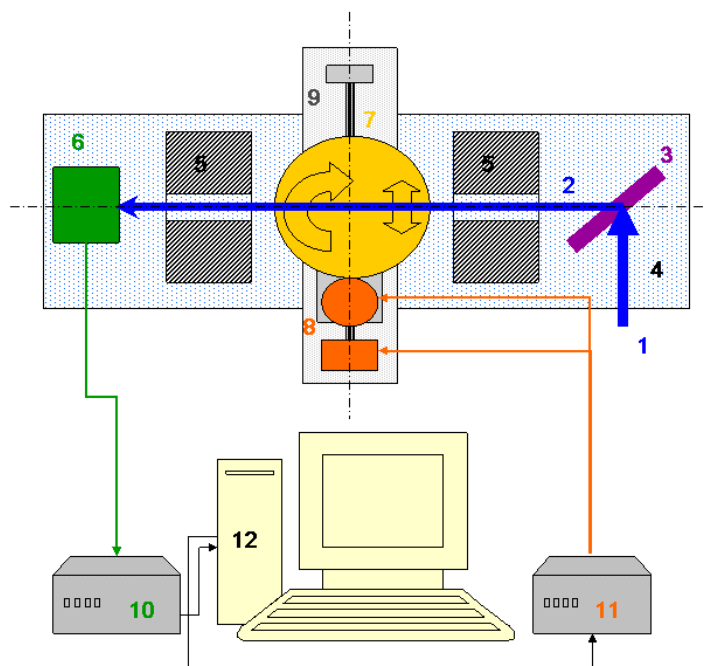


Figura 9: Os elementos que compõem o protótipo
 Fonte: EVSEEV *et al.*, 2004.

Esse esquema apresenta os elementos do minitomógrafo descritos a seguir:

- (1) O feixe inicial;
- (2) Feixe com intensidade reduzida após o espalhamento elástico no elemento alvo;
- (3) Folha alvo para espalhamento elástico do feixe;
- (4) Barra de suporte usada na montagem dos colimadores;
- (5) Colimadores;
- (6) Detector de prótons;

- (7) Mecanismo de movimentação, onde é fixada a amostra;
- (8) Dois motores de passo fornecem a rotação e translação ao longo da guia;
- (9) Guia;
- (10) Interface eletrônica de saída que trata o sinal do detector;
- (11) Controle eletrônico CLP (Controlador Lógico Programável) que gerencia os movimentos do mecanismo, sob supervisão de um programa;
- (12) Programa.

Devido ao alto vácuo que é preparado para as realizações dos testes experimentais, Setti (2006) desenvolveu um sistema mecânico com a finalidade de movimentar a amostra a ser irradiada. A necessidade de precisão durante a movimentação, fez com que Setti (2006) implementasse um sistema que rotaciona com passo de um grau e precisão de 10%, e translada até 10 mm com passo de 0,05 mm e precisão de 10%. O sistema mecânico utiliza dois motores de passo de baixa potência com reduções mecânicas controladas por um CLP.

A figura 10 (a) mostra o interior da câmara de espalhamento CV-28, onde é possível identificar a entrada do feixe de prótons em (1), o colimador em (2), o local da fixação da amostra em (3) e os braços móveis da câmara nos números (4). A figura 10 (b) apresenta o mecanismo desenvolvido para a movimentação da amostra.

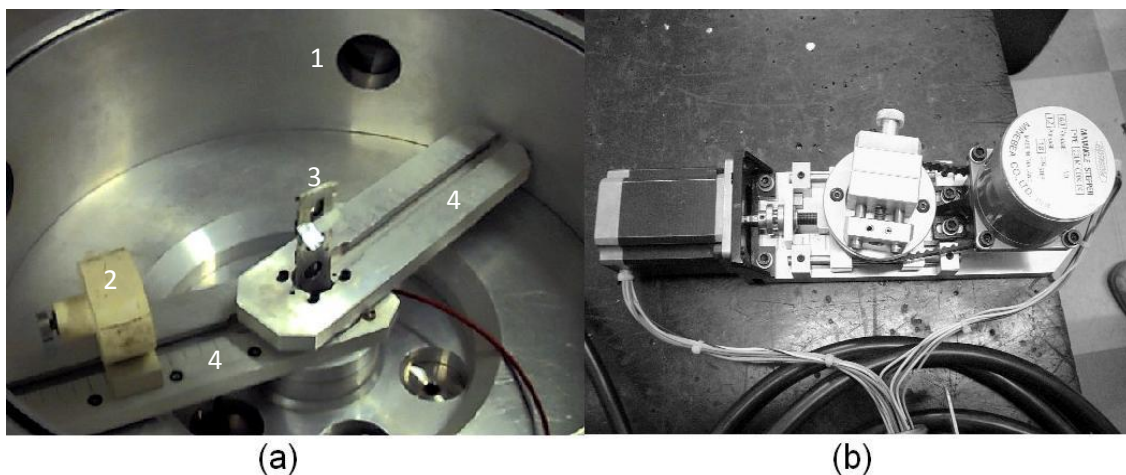


Figura 10: (a) Câmara de espalhamento CV-28 e (b) mecanismo de movimentação do *phantom*
Fonte: Adaptado de SETTI, 2006.

3 METODOLOGIA

3.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo serão apresentados os seguintes itens: os objetos reais; a estrutura das simulações; os passos das simulações realizadas com os objetos virtuais; e, a metodologia dos experimentos realizados.

O objetivo principal que motiva o presente trabalho é a análise da confiabilidade dos dados adquiridos através das simulações. Primeiramente, os dados da modelagem computacional utilizando o *phantom* e colimadores foram utilizados para a reconstrução de imagens, e essas comparadas com uma imagem de referência. Posteriormente, espectros de energia obtidos através dos dados das simulações com discos homogêneos de PEAD foram comparados com os espectros de energia obtidos nos experimentos no IEN.

3.2 OBJETOS REAIS

3.2.1 *Phantom*

Um objeto (*phantom*) para realizar os testes é imprescindível, pois com ele pode-se examinar o sistema de tomografia com feixe de prótons e se os dados esperados para a aquisição da imagem tomográfica estão sendo obtidos.

O *phantom* confeccionado possui em sua composição materiais como polipropileno e água. O polipropileno (PP) possui densidade de $0,90 \text{ g/cm}^3$, sendo próxima à da água ($1,00 \text{ g/cm}^3$), o que torna possível uma análise de diferenciação destes materiais nas imagens reconstruídas e permite fazer uma correlação do *phantom* com os tecidos corporais, isso porque o corpo humano é composto por cerca 70% de água.

O *phantom* consiste de dois tubos de polipropileno, um internamente ao outro e centralizados na estrutura externa (os êmbolos), a água destilada preenche o espaço

entre os dois tubos e no interior do tubo interno permanece o ar. A figura 10 mostra a estrutura do *phantom*.

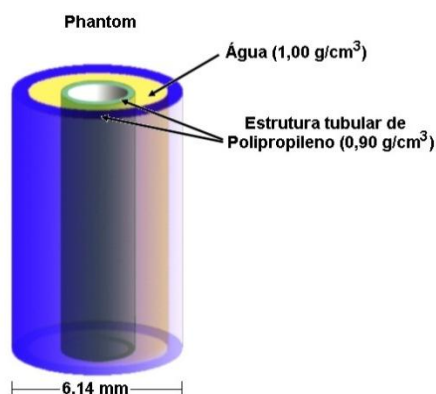


Figura 11: Estrutura do *phantom*
Fonte: A autora.

Os elementos que compõem este *phantom* estão listados na tabela 3.

Tabela 3: Materiais que compõem o *phantom* e seus elementos

Material	Elementos dos materiais			Densidade do material	Quantidade de elementos
Água destilada	Hidrogênio	1,01 g/mole	Z=1	1,00 g/cm ³	2
	Oxigênio	16,00 g/mole	Z=8		1
Polipropileno	Hidrogênio	1,01 g/mole	Z=1	0,90 g/cm ³	6
	Carbono	12,01 g/mole	Z=6		3

Fonte: A autora.

Na tabela 4 são demonstradas as dimensões das estruturas componentes do *phantom*. Essas medidas foram obtidas utilizando um micrômetro.

Tabela 4: Dimensões das estruturas que compõem o novo *phantom*

Estruturas	Diâmetro (mm)	Material	Densidade (g/cm ³)
Tubo interno - diâmetro interno	1,98	Polipropileno	0,90
Tubo interno - diâmetro externo	3,20		
Tubo externo - diâmetro interno	4,70		
Tubo externo - diâmetro externo	6,14		
Camada de Água - diâmetro interno	3,20	Água destilada	1,00
Camada de Água - diâmetro externo	4,70		
Camada de Ar	1,98	Ar	0,00125

Fonte: A autora.

O objeto real construído foi fotografado e está apresentado na figura 12. Para fixar o tubo interno foram utilizados dois êmbolos de borracha que, além de centralizá-lo, fazem o processo de vedação da água. Dois pequenos pinos de plástico fazem a fixação do tubo interno com os êmbolos.



Figura 12: Foto do *phantom* finalizado
Fonte: A autora.

3.2.2 Colimadores

Em um tomógrafo computadorizado convencional existem dois conjuntos de colimadores: um conjunto é montado junto ao cabeçote do aparelho, posicionado antes do paciente e ajuda a controlar a dose de radiação no paciente. O outro grupo é colocado anteriormente aos detectores, ou seja, após o paciente, o que proporciona melhor qualidade da imagem, pois reduz a radiação secundária, define a espessura do corte e também limita o campo de visão (LOPES, SOARES, 2000).

No protótipo que está sendo desenvolvido para *pCT*, o feixe de prótons é colimado por dois colimadores, ambos de alumínio contendo um orifício central cada, sendo estes de diâmetros variáveis entre 0,2 e 1 mm. Estão posicionados antes e depois do objeto de teste. Ao final da trajetória, a energia do feixe é captada por um detector de silício dopado com Lítio (Si(Li)) e a diferença da energia final em relação à inicial proporciona a informação, através de algoritmos computacionais, da densidade da amostra de teste.

A principal função do colimador em qualquer sistema em que ele esteja presente é barrar o feixe que não estiver na direção de sua abertura. Independente da forma dessa abertura, o feixe não deve ser alterado pelo material do colimador. A proposta de desenvolver um colimador com abertura em fenda altera o número de partículas que atinge o detector. Isso porque a fenda permite uma área de passagem das partículas maior do que a do orifício, o que acarretará em maior número de dados coletados a cada simulação.

Atualmente, o sistema de colimação encontra-se funcional e eficiente, não ocorrem interações significativas do feixe com o alumínio e, ao testar um novo formato, essa característica deve permanecer. A figura 13 mostra os colimadores em orifício que estão disponíveis para a realização de experimentos no IEN.



Figura 13: Colimadores em orifício utilizados no protótipo do IEN
Fonte: SETTI (2006).

Na confecção dos colimadores em fenda, as peças foram planejadas de acordo com as dimensões do protótipo para que não houvesse erro na adequação das mesmas. Devido a precisão e acabamento necessários, o departamento de mecânica da UTFPR ficou responsável pela fabricação dos colimadores reais.

Os experimentos no IEN com os colimadores em fenda que eram esperados, ainda não foram alcançados por limitações do tempo disponível para a realização dos mesmos.

Na figura 14 estão os colimadores construídos com a abertura em fenda.



Figura 14: Colimadores construídos, à esquerda 0,1 mm e à direita 0,2 mm
Fonte: A autora.

3.2.3 Discos de PEAD

Os discos de polietileno de alta densidade (PEAD) foram produzidos a partir de barras desse material, e por ser um objeto homogêneo em densidade, pôde-se testar o espectro de energia final dos prótons.

O material polietileno é classificado como PEAD quando sua densidade está entre 0,941 e 0,970 g/cm³ (COUTINHO, 2003). O PEAD utilizado possui densidade de 0,95 g/cm³ (NITAPLAST *website*).

A necessidade de um material rígido, de baixo custo relativo e com densidade próxima à da água fez com que a opção pelo PEAD fosse uma boa escolha.

Na usinagem destes discos, figura 14, devido à imprecisão dos equipamentos utilizados, as medidas que eram esperadas de 3, 4 e 5 mm, tornaram-se 2,88; 4,15 e 4,93 mm, respectivamente.



Figura 15: Discos de PEAD com espessuras de 2,88; 4,15 e 4,93 mm
Fonte: A autora.

3.3 ESTRUTURA DA SIMULAÇÃO

As simulações são realizadas principalmente pelo programa *Geant4*. Nele é possível obter uma melhor aproximação da geometria dos objetos reais e esse *software* possibilita o uso de modelos alternativos para o mesmo processo físico (YEVSEYEVA, 2009).

O código das simulações do *software Geant4* é escrito em linguagem C++ orientado a objeto. Este código já está configurado desde trabalhos anteriores. Com a atualização da versão do programa para *Geant4 9.4 p02*, algumas alterações nos códigos fonte foram necessárias, a fim de permitir que o *software* funcione corretamente.

Uma ampla biblioteca com estruturas pré-definidas é usada neste programa, tais como geometria dos objetos, geração das partículas carregadas, interações nucleares etc, o que facilita a elaboração de todas as características da simulação no código. Estas estruturas permitem a simulação aproximar-se da realidade, pois consideram os objetos com suas três dimensões, o feixe com propriedades próximas do real, entre outras características.

O código de simulação é composto por vários códigos fonte, cada um com uma finalidade. Esses códigos são:

DetectorConstruction.cc: Código principal que fornece a estrutura dos objetos, composição dos mesmos, posicionamento.

EventAction.cc: Código que monitora e registra a trajetória das partículas.

PhysicsList.cc: Código responsável pelos eventos físicos nucleares, interação entre partículas.

PrimaryGeneratorAction.cc: Código responsável pela geração do feixe de partículas carregadas, prótons, elétrons, íons.

RunAction.cc: Código responsável pela ação inicial e final de cada evento.

SteppingAction.cc: Código que representa ações escolhidas pelo usuário a cada final de passo.

SteppingVerbose.cc: Código responsável pela comunicação dos eventos, erros e avisos na tela.

VisManager.cc: Código responsável pela criação do arquivo de visualização do simulação.

DetectorHit.cc: Código responsável pelo registro de cada colisão entre as partículas no material alvo.

DetectorSD.cc: Código responsável pelo arquivo de saída com os resultados da simulação.

Cada código possui um arquivo *.hh correspondente e são conhecidos por classes. Nessas classes são declaradas as estruturas que foram incluídas no código *.cc. O código fonte que é modificado para incluir os objetos na simulação é o

DetectorConstruction.cc. O material que compõe cada um dos objetos dentro da área de simulação, o chamado volume *World*, deve ser especificado no início do arquivo.

No arquivo fonte principal *DetectorConstruction.cc* estão as configurações dos objetos, a posição e os materiais que os compõem. Portanto, é neste arquivo que as alterações como a posição do *phantom* em relação aos demais objetos e abertura do colimador estão configuradas.

O seguinte trecho do código determina a posição do *phantom* nos eixos *x*, *y* e *z*.

```
G4double PhantomPosition_x = 0.0 *mm;
G4double PhantomPosition_y = 0.0 *mm;
G4double PhantomPosition_z = 0.0 *mm;
```

A descrição de uma das camadas do *phantom*, do tubo interno de PP, é apresentada da seguinte forma, no código:

```
G4double innerRadiusOfThePolyethylenePhantom = 0.99*mm;
G4double outerRadiusOfThePolyethylenePhantom = 1.6*mm;
G4double hightOfThePolyethylenePhantom = 15.0*mm;
G4double startAngleOfThePolyethylenePhantom = 0.*deg;
G4double spanningAngleOfThePolyethylenePhantom = 360.*deg;

solidPolyethylenePhantom = new G4Tubs("PolyethylenePhantom",
                                     innerRadiusOfThePolyethylenePhantom,
                                     outerRadiusOfThePolyethylenePhantom,
                                     hightOfThePolyethylenePhantom,
                                     startAngleOfThePolyethylenePhantom,
                                     spanningAngleOfThePolyethylenePhantom);

logicPolyethylenePhantom = new G4LogicalVolume(solidPolyethylenePhantom,
        Polyethylene,
        "PolyethylenePhantom",
        0,
        0,
        0);

physiPolyethylenePhantom = new 4PVPlacement(G4Transform3D
(rmzP,
                                     G4ThreeVector(PhantomPosition_x,
        0,
        PhantomPosition_z)),
        "PolyethylenePhantom",
        logicPolyethylenePhantom,
        physiExperimentalHall,
        false,
        0);
```

O arquivo completo *DetectorConstruction.cc* pode ser analisado no Anexo A, onde consta a descrição de todos os objetos que foram simulados.

No Anexo B pode ser visualizado o código *PrimaryGeneratorAction.cc*, o qual especifica as características do feixe de prótons simulado.

3.4 SIMULAÇÕES

As simulações computacionais foram realizadas em computadores do Laboratório de Física das Radiações Ionizantes da UTFPR. Os dados das simulações são o material base para a construção dos objetos que estão sendo desenvolvidos para o protótipo do *pCT*. Portanto, essa etapa é necessária para a determinação dos melhores materiais dos componentes do protótipo.

3.4.1 *Phantom* e colimadores

O objeto de teste utilizado nas simulações deste trabalho, o *phantom*, foi projetado para ser irradiado no IEN, por isso possui pequenas dimensões devido às limitações da câmara de espalhamento e a baixa energia disponível no acelerador de partículas carregadas do Instituto. A energia disponível na câmara de espalhamento do IEN é variável (IEN *website*) e pode atingir até 24 MeV.

As simulações realizadas com o *phantom* e com o sistema de colimação foi uma etapa que visou a comparação dos resultados da simulação com os resultados experimentais. Porém, devido às limitações de tempo para a realização dos experimentos no IEN e para não arriscar a funcionalidade do protótipo do *pCT*, não foram possíveis os testes com o objeto complexo (*phantom*) e com os colimadores em fenda. Apenas os testes com os discos simples de PEAD foram realizados e serão descritos a seguir.

Considerando esta limitação, os dados computacionais das simulações com o *phantom* foram utilizados somente para reconstrução da imagem visando comparar com uma imagem de referência obtida de tomografia por raios X, analisando as resoluções de densidades dessas imagens.

Os colimadores de alumínio atualmente instalados no protótipo possuem um orifício centralizado para permitir a passagem dos prótons que estiverem naquela direção. O menor diâmetro possível para estes experimentos era de 0,2 mm e para que um número suficiente de prótons chegasse ao detector de silício, um feixe de alta intensidade era necessário nas simulações. Portanto, o tempo de processamento tornava-se longo.

A análise de um novo sistema de colimação foi considerada para tentar resolver a problemática do tempo, reduzir ao máximo o espalhamento do feixe e minimizar o efeito de borda. A opção escolhida foi alterar o formato do colimador, trocando o formato de orifício para fenda. Para que essa alteração fosse possível um estudo a respeito deste novo formato foi necessário, a fim de avaliar se a mudança no sistema de colimação não interferiria no espectro de energia final dos prótons.

As simulações principiaram com a configuração apenas do *phantom* (figura 16) para posteriormente, configurar no código os colimadores (figura 17).

A figura 16 ilustra a simulação do *phantom* e do colimador em orifício, estando demonstrado apenas um colimador, que está localizado após o *phantom*.

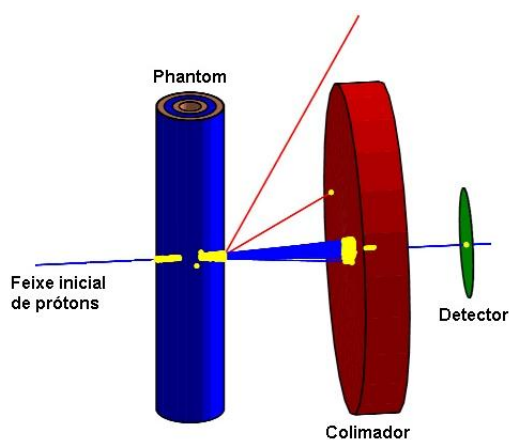


Figura 16: Simulação do *phantom* com o colimador em orifício.

Fonte: A autora.

A figura 17 é resultado da simulação em *Geant4*. Na figura 17 (a), é possível analisar o *phantom* e o feixe (linha azul) passando tangencialmente ao tubo externo para que não haja interação dos prótons com o mesmo e, assim, melhor compreensão da disposição dos objetos. O colimador está apresentado em duas tonalidades para observação da fenda. A figura 17 (b) mostra a simulação vista de cima, revelando o perfil dos componentes e o detector logo atrás do colimador. Este detector está localizado a 1 mm de distância do colimador.

Para realizar a configuração da fenda no código, dois semicírculos de alumínio foram posicionados lado a lado.

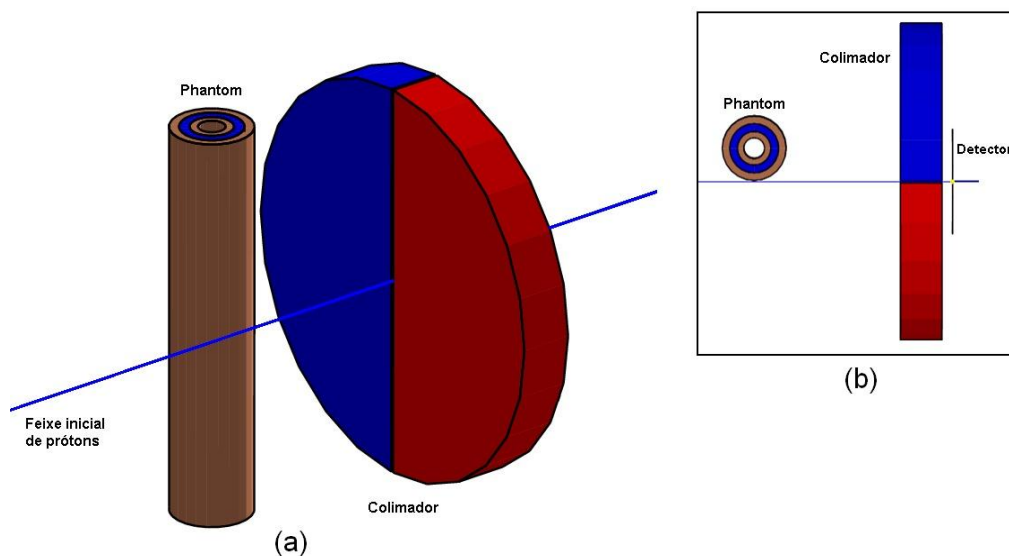


Figura 17: (a) Visualização em 3D da simulação. Em detalhe (b) a visualização em perfil dos objetos simulados

Fonte: A autora.

Os testes com o colimador em fenda foram realizados com abertura de 0,2 mm, a mesma medida do colimador em orifício.

Realizadas as devidas alterações no código para incluir o *phantom* com todas as camadas e os colimadores em orifício e fenda, definiu-se um deslocamento de translação do *phantom* de 0,1 mm a cada passo da simulação para melhorar a qualidade da imagem final reconstruída. Isso totaliza 63 passos de translação, o que permite um maior número de dados para a reconstrução da imagem.

Uma imagem axial do objeto com escala milimetrada está apresentada na figura 18, para melhor compreensão dos passos de translação e da área de varredura do feixe colimado.

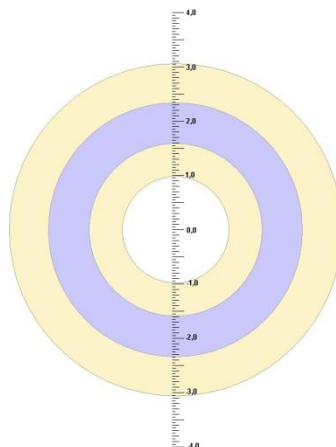


Figura 18: Imagem com escala de referência aos passos de translação em milímetro
Fonte: A autora.

3.4.2 Discos de PEAD

A etapa da simulação do feixe de prótons atravessando os discos de PEAD foi realizada através dos *softwares Geant4* e *SRIM*.

As simulações com os discos de PEAD feitas no *Geant4* (figura 19) tiveram como objetivo a comparação dos resultados das simulações com os resultados dos testes no IEN, assim como as simulações em *SRIM* (figura 20). Optou-se por simular discos de PEAD com diferentes espessuras, porque dessa forma, torna-se possível a realização de experimentos simples e, acima de tudo, valiosos na aquisição de dados. Os dados experimentais podem ser comparados com aqueles originados a partir da simulação computacional.

As espessuras dos discos simulados foram 2,88 mm, 4,15 mm e 4,93 mm.

A figura 19 mostra a disposição dos objetos na simulação em *Geant4*. O feixe simulado é mostrado pela linha azul, o disco de PEAD está representado pelo objeto em marrom, o colimador de alumínio é o objeto vermelho e o detector está representado em verde.

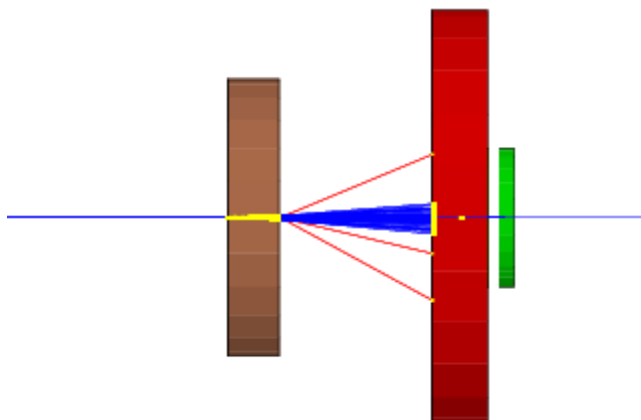


Figura 19: Imagem da simulação com os discos, em *Geant4*
 Fonte: A autora.

A figura 20 demonstra a simulação do feixe de prótons ao atravessar o disco de PEAD de espessura de 2,88 mm. Como a simulação em *SRIM* é realizada em camadas, a imagem gerada para demonstrar a simulação da passagem dos prótons na camada de PEAD é simples. Pode-se perceber o espalhamento do feixe conforme os prótons percorrem o material.

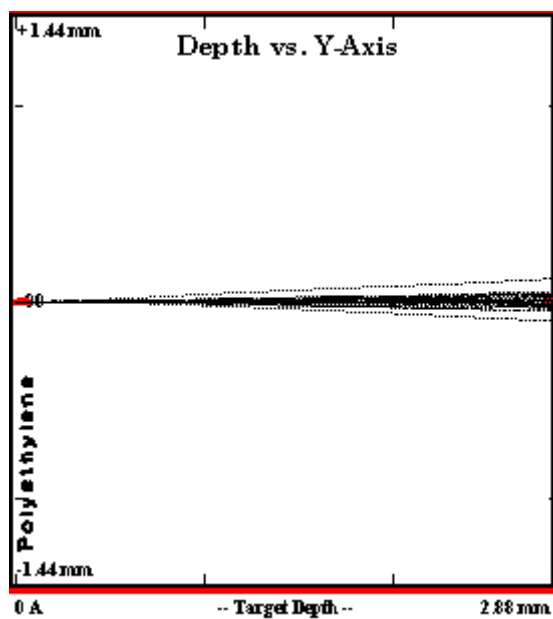


Figura 20: Imagem da simulação com os discos, em *SRIM*
 Fonte: A autora.

3.5 CONVERSÃO DOS VALORES DE PROJEÇÃO EM *WET*

O valor de energia de cada ponto simulado deve ser convertido para valores em espessura equivalente de água, *WET*, antes de executar a reconstrução da imagem.

Um algoritmo em Mathcad® (Mathcad *website*) utilizado em trabalhos anteriores (YEVSEYEVA, 2005) com algumas alterações foi utilizado para essa finalidade. O mesmo algoritmo simula um conjunto completo de projeções para 180° a partir dos valores de cada projeção, adequando a reconstrução tomográfica pretendida. As energias finais correspondentes foram recalculadas pela equação (16) usando *WET*. Esta matriz de resultados de valores *WET* é enviada para o Matlab® (Matlab *website*) para função inversa de Radon (*iradon*) reconstruir a imagem. Os cálculos são feitos baseado na tabela do *SP* dos prótons para água *NIST/PSTAR*.

3.6 AQUISIÇÃO DA IMAGEM DE REFERÊNCIA

A imagem dita de referência utilizada para a comparação com as imagens reconstruídas da simulação foi obtida através de uma parceria entre a UTFPR e o IP/UERJ. O IP/UERJ possui um microtomógrafo à disposição utilizado principalmente em pesquisas. Neste equipamento, é possível a aquisição de tomografia de pequenos animais, como abelhas, sapos, ratos e entre outros.

Este microtomógrafo consiste em um tomógrafo convencional, porém em pequenas dimensões, isto é, também utiliza a radiação X para determinar os perfis de atenuação da radiação que atravessou uma estrutura e gerar sua imagem.

O *phantom* construído na UTFPR foi enviado ao IP/UERJ para ser tomografado. As informações da aquisição dessa imagem estão no Anexo C.

3.7 EXPERIMENTOS NO IEN

3.7.1 Preparação do experimento

Anteriormente ao experimento propriamente dito, existem algumas etapas que favorecem a realização dos testes. Elas estão listadas abaixo e serão descritas a seguir.

- a) Procedimento para o vácuo
- b) Etapa de energização dos componentes
- c) Verificação do sinal do detector
- d) Medida do nível de radiação
 - Medida de dose do ambiente
 - Medida de dose individual
 - Monitoração de contaminação

Procedimento para o vácuo

O sistema de vácuo da câmara de espalhamento no IEN é composto de uma bomba mecânica e duas bombas difusoras. A bomba mecânica acionada efetua o pré-vácuo da câmara e é responsável também pelo bombeamento do sistema de gás. Além disto, duas bombas difusoras são responsáveis pelo alto-vácuo da câmara de espalhamento.

Inicialmente é feito um pré-vácuo lentamente com a bomba mecânica para que não haja turbulências em altas pressões, o que poderia acarretar na destruição de alvos e janelas de detectores a gás. Quando não há mais perigo de turbulências, o pré-vácuo passa a ser feito mais rapidamente. Depois de realizado o pré-vácuo, esta bomba deixa de ser utilizada e passa-se à utilização das bombas difusoras, uma realiza o aquecimento e a outra é acionada para o alto-vácuo. Essas bombas são capazes de levar o interior da câmara a uma pressão da ordem de 50 mT (Torr) ou 50 μ mHg.

O tempo de preparo do vácuo na câmara de espalhamento foi de aproximadamente 25 minutos.

Etapa de energização dos componentes

Os componentes fundamentais devem estar energizados, são eles: o pré-amplificador, o amplificador e o detector. Para o detector, a tensão foi aumentada

manualmente de forma gradativa de 0 a 770 V DC. Esse aumento gradativo é necessário para não danificá-lo.

Verificação do sinal do detector

Uma verificação do sinal do detector é necessária para que os dados do procedimento possam ser adquiridos corretamente.

Medida do nível de radiação

A medição do nível de radiação é um procedimento realizado a cada mudança na câmara de espalhamento.

Para medidas de segurança, cada operador que estiver envolvido nestes procedimentos deve usar um monitor individual, uma caneta dosimétrica com monitor digital. E, ao abandonar a sala da câmara de espalhamento, é necessário passar pela sala de monitoração de contaminação.

3.7.2 Descrição do experimento

A utilização de uma folha de ouro colocada no feixe central é uma medida necessária que possibilita o experimento. O feixe de prótons de 24 MeV é suficiente para perfurar o disco de PEAD, por isso, a necessidade da folha de ouro. O feixe atravessa o ouro e sofre desvios praticamente elásticos, aqueles que não alteram a energia cinética dos prótons, atingem o disco de PEAD, e sensibilizam o detector.

A maioria do feixe atravessa a folha e atinge a saída do feixe demonstrada na parte de cima da imagem (figura 20). Neste local ocorre a maior parte da interação dos prótons e por consequência torna-se mais radiativa.

Uma pequena porcentagem dos prótons quando atingem a lâmina de ouro sofre colisões com os núcleos e desvios elásticos (sem perda da energia) podem ocorrer. São esses prótons que chegam ao detector. Essa disposição dos objetos no experimento real possui a finalidade de que poucos prótons com energia bem definida cheguem ao detector.

As folhas de ouro e *Mylar* foram utilizadas para obtenção de espectros de referência e com eles pode-se calibrar o feixe. O espectro do ouro é bem definido devido a colisão elástica dos prótons com os átomos de ouro. A forma como a folha de ouro foi irradiada está amostrada na figura 21.

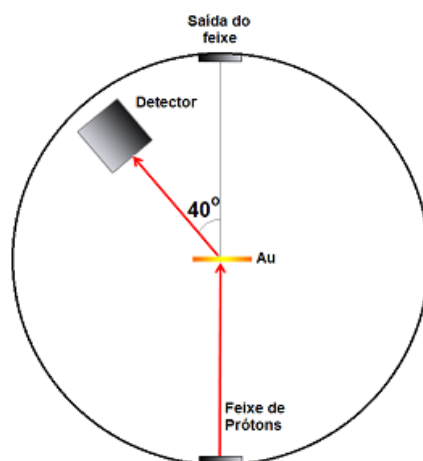


Figura 21: Esquema do experimento: folha de ouro à 90° do feixe e detector à 40°
Fonte: A autora.

Os discos de PEAD foram irradiados à uma angulação de 40° em relação ao feixe inicial, como pode-se visualizar na figura 22.

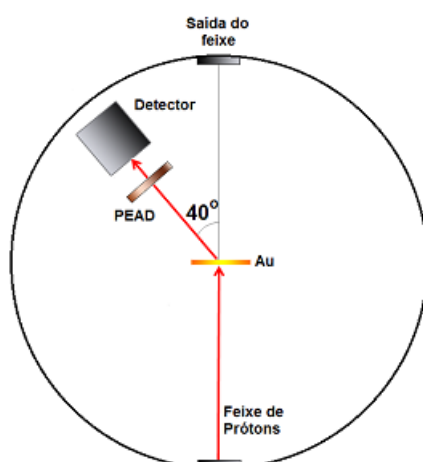


Figura 22: Esquema do experimento: folha de ouro à 90° do feixe, disco de PEAD e detector à 40°
Fonte: A autora.

A folha de *Mylar* também foi irradiada com a intenção da calibração do feixe, o esquema da realização deste experimento pode ser visto na figura 23.

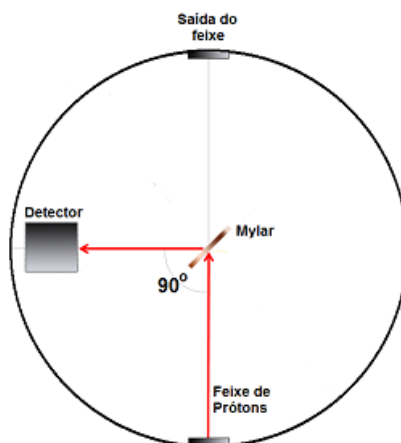


Figura 23: Esquema do experimento: folha de *Mylar* à 45° do feixe e detector à 90°
Fonte: A autora.

As figuras 24, 25 e 26 mostram como se realizou a montagem dos discos na câmara de espalhamento CV-28. Para facilitar a compreensão dos elementos do experimento, eles foram numerados nas figuras:

1. Braço móvel;
2. Discos de PEAD;
3. Alvo espalhador;
4. Colimador;
5. Plataforma giratória, onde é colocada a amostra;
6. Entrada do feixe de prótons;
7. Saída do feixe de prótons;

A figura 24 mostra a câmara de espalhamento e o mecanismo fixado para a sessão de testes. Os discos estão posicionados para a realização dos experimentos.

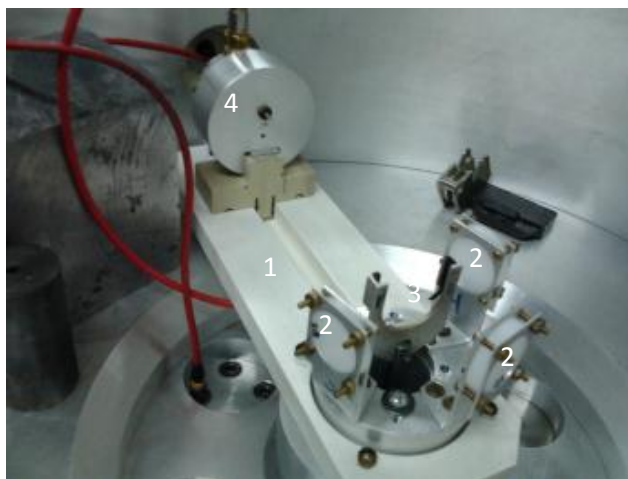


Figura 24: Discos posicionados na câmara CV-28
Fonte: A autora.

A figura 25 é uma fotografia tirada de cima para melhor visualização do posicionamento dos discos na câmara. Os discos de PEAD estão fixados na plataforma giratória.

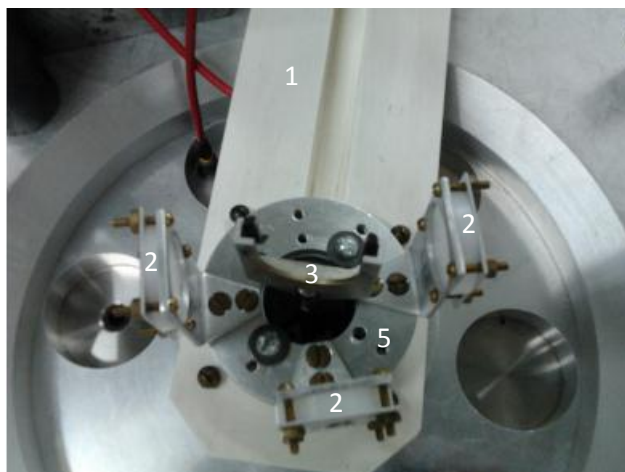


Figura 25: Discos posicionados na câmara CV-28
Fonte: A autora.

A figura 26 mostra apenas dois discos fixados, pois se percebeu que ao girar o dispositivo, um dos discos poderia atrapalhar o feixe, portanto foram posicionados dois discos a cada experimento.

As linhas pontilhadas mostram o trajeto do feixe, sendo o pontilhado mais grosso a trajetória dos prótons que não sofrem desvios ao atravessarem a folha de ouro e a linha pontilhada mais fina mostra a trajetória dos prótons que sofreram esses desvios.

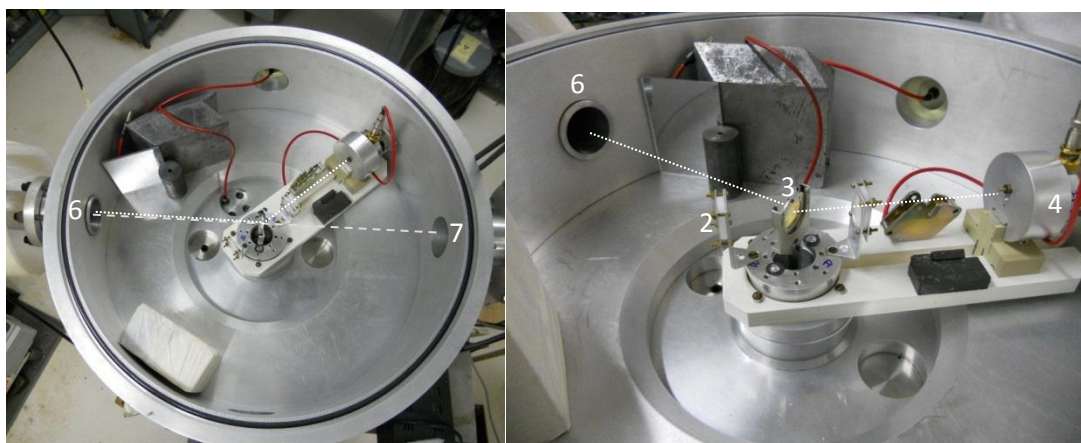


Figura 26: Discos posicionados na câmara CV-28
Fonte: A autora.

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados das simulações, a análise da energia final dos prótons simulados, a imagem do *phantom* reconstruída, a imagem de referência, e os resultados dos experimentos no IEN comparados com a simulação.

4.1 SIMULAÇÃO DO *PHANTOM* E DOS COLIMADORES

O código contendo as características do colimador em orifício ao ser compilado, gera um arquivo de saída *.out, que contém as informações dos valores de energia final de cada próton e a quantidade de prótons detectados.

Os passos de translação possuem um deslocamento de 0,1 mm na posição x , tanto para o colimador com orifício como para com abertura em fenda. A primeira projeção realizada é na região central do *phantom*, e realizando-se a translação, o *phantom* é escaneado desde o centro até a borda externa.

Em todas as projeções obtiveram-se as energias de cada próton detectado. Isso possibilita a construção de gráficos, feito no *software* Excel 2007, com os perfis das médias dessas energias para a respectiva projeção. Esses gráficos são construídos tanto para o colimador em orifício de diâmetro de 0,2 mm como para o colimador em fenda com a mesma abertura.

Os dados das energias finais são essenciais para a reconstrução da imagem. A energia inicial de cada próton é de 24 MeV e a simulação permite conhecer a energia final das partículas. Com estes dados torna possível a aplicação de um algoritmo de reconstrução.

A opção de colimar o feixe com uma fenda ao invés de um orifício, torna as simulações mais rápidas e obtém-se um maior número de dados computacionais para aproximá-los aos dados reais (KOZUKI, *et al.*, 2010).

A figura 27 mostra o perfil das energias finais referente à simulação com o colimador em orifício.

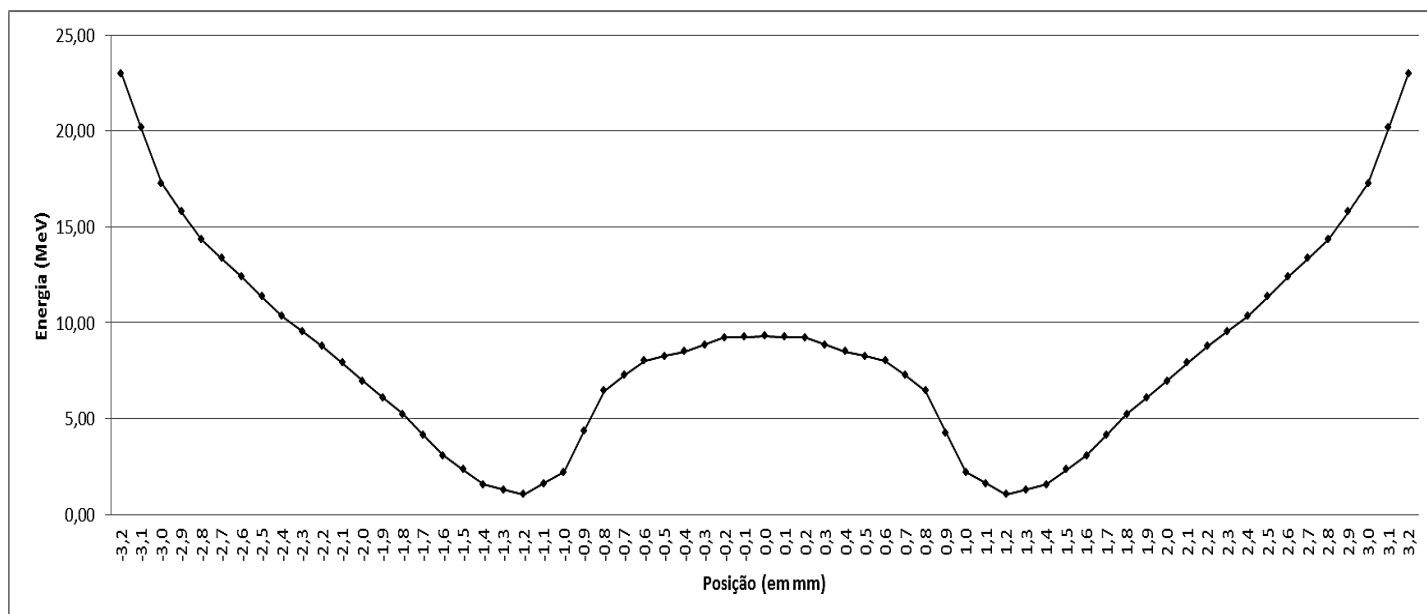


Figura 27: Média das energias utilizando colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro
Fonte: A autora.

Analisando a figura 27, pode-se perceber que na região central do objeto (posição 0,0), a média das energias finais dos prótons registradas pelo detector foi de aproximadamente 10 MeV sendo necessário um feixe com intensidade de 100.000 íons. Este perfil das médias das energias finais é importante para se analisar as regiões de maior interação do feixe com o *phantom*.

A seguir serão apresentados dois passos de translação referentes aos dados das simulações com o colimador em orifício (figuras 28 e 29).

A figura 28 demonstra a trajetória das partículas e o espectro de energia dos prótons ao atravessarem o centro do *phantom*, utilizando o diâmetro de colimação de 0,2 mm. O espectro de energia é gerado pelo *software* OriginPro 8.0.

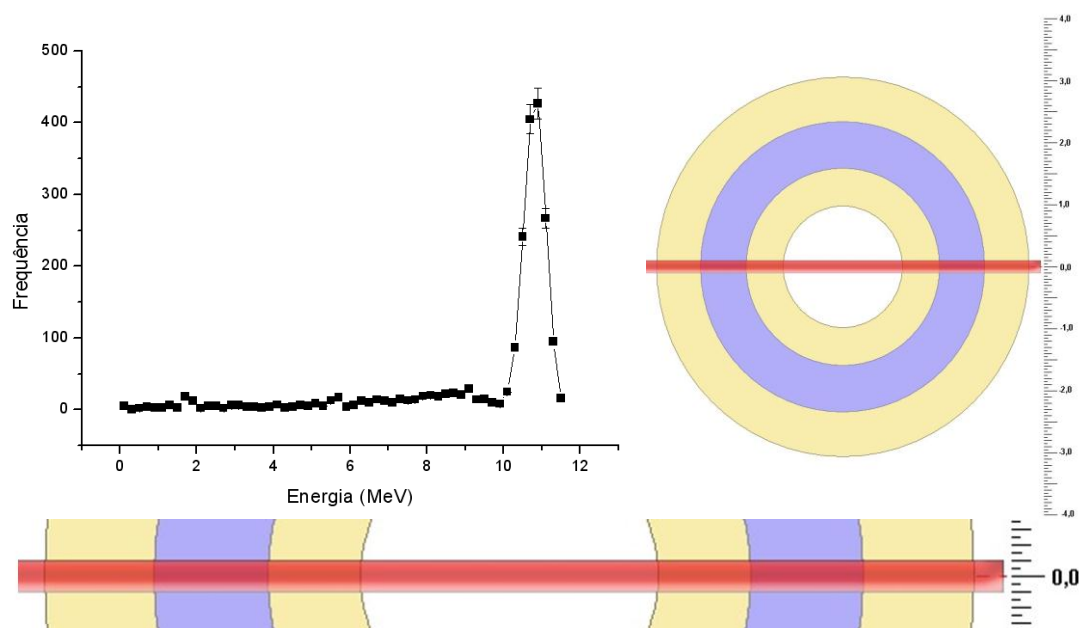


Figura 28: Espectro de energia na posição 0,0 mm, colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro
Fonte: A autora.

No passo de 1,2 mm, onde o feixe a trajetória do feixe atravessa a maior espessura de PP, como se pode visualizar na figura 29. Nesse passo observa-se uma maior queda na média das energias que corresponde à depressão do gráfico (figura 27). Quando comparado com o passo 0,0 mm, esse passo de 1,2 mm necessita de uma quantidade maior de prótons na simulação para se obter dados suficientes visando a reconstrução da imagem tomográfica.

A figura 29 mostra um espectro de energia irregular, pois este passo representa a passagem dos prótons por uma extensa camada de PP (no tubo central), região que pode ser analisada em detalhe da passagem do feixe. O pico de energia está em aproximadamente 1 MeV, isso quer dizer que neste passo a maior parte dos prótons perdem sua energia devido à densidade do material percorrido.

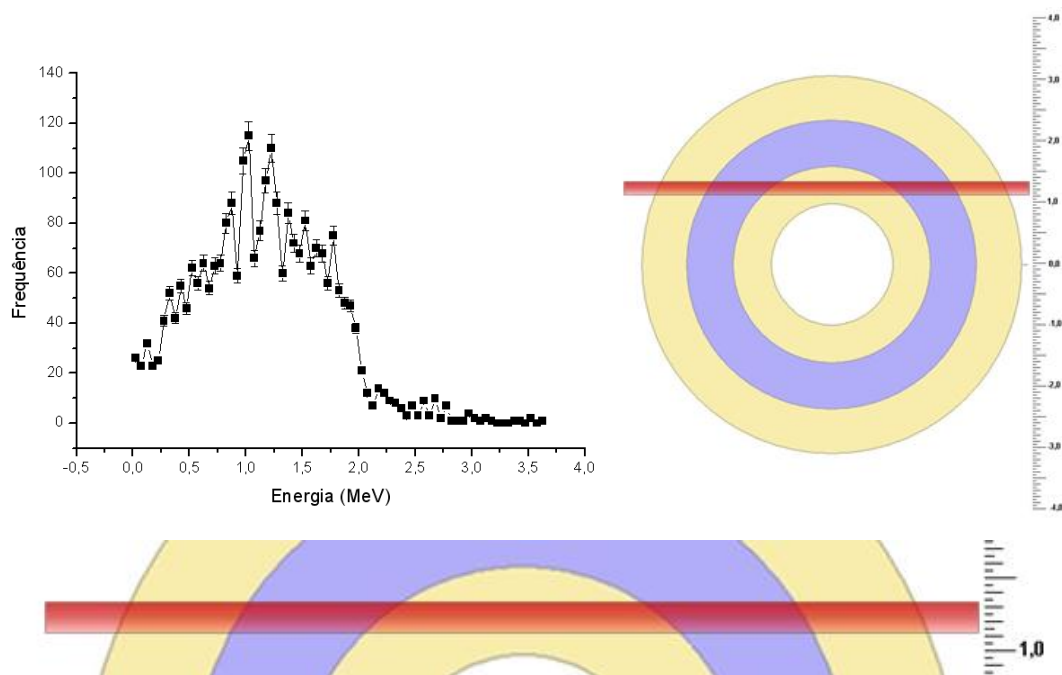


Figura 29 – Espectro de energia na posição 1,2 mm, colimação em orifício de 0,2 mm de diâmetro
Fonte: A autora.

A análise dos dados de saída aplicada para o colimador em orifício pode também ser aplicada para os dados do colimador com abertura da fenda de 0,2 mm. A seguir serão apresentados os espectros referentes a essa colimação.

A figura 30 mostra o gráfico das médias das energias a cada passo de simulação com o colimador em fenda.

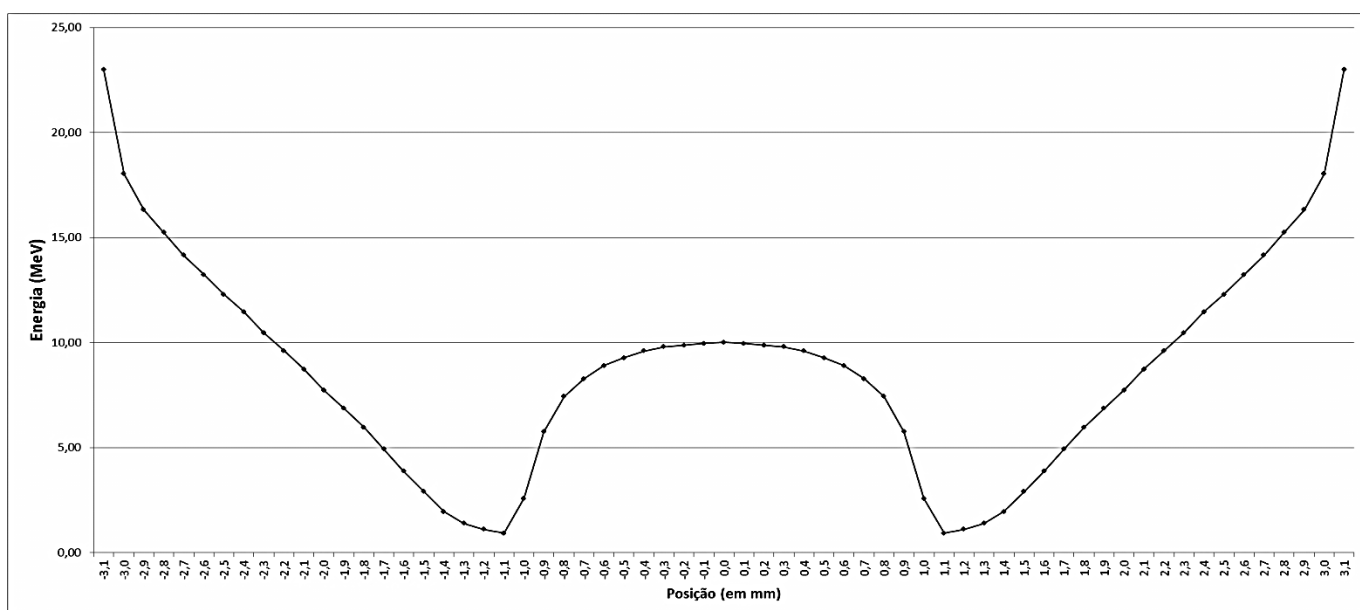


Figura 30: Médias das energias utilizando colimador em fenda de 0,2 mm de abertura
Fonte: A autora.

A mudança do parâmetro relacionado à abertura do colimador altera principalmente o número de prótons que serão detectados ao final da simulação e o tempo dessa simulação. Como a fenda permite a detecção de um maior número de prótons, pode-se considerar a possibilidade de uma resolução melhor na imagem reconstruída.

Analisando a figura 31, a qual representa o passo central, pode-se perceber que um número satisfatório de prótons interagiu com o *phantom* e foi possível obter o espectro de energia com os dados finais. O pico do espectro está em aproximadamente 11 MeV e a média das energias dos prótons que atingiram o detector é de 10,02 MeV.

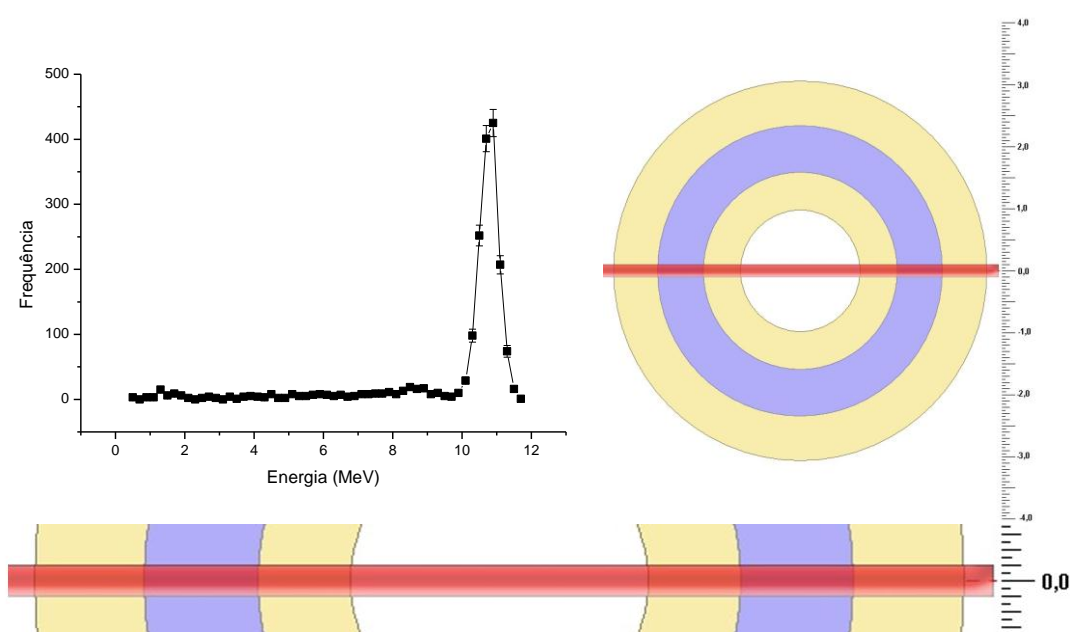


Figura 31: Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 0,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm

Fonte: A autora.

No passo de 0,9 mm, figura 32, percebe-se um pico não tão definido com energia próxima de 6 MeV. Por ser uma varredura de 0,2 mm, não é possível distinguir no espectro qual a trajetória exata dos prótons, pode-se apenas concluir que alguns passaram por regiões mais densas, como a camada de PP e, outros, por regiões com menor densidade, como a camada de ar. A média das energias é de 5,75 MeV.

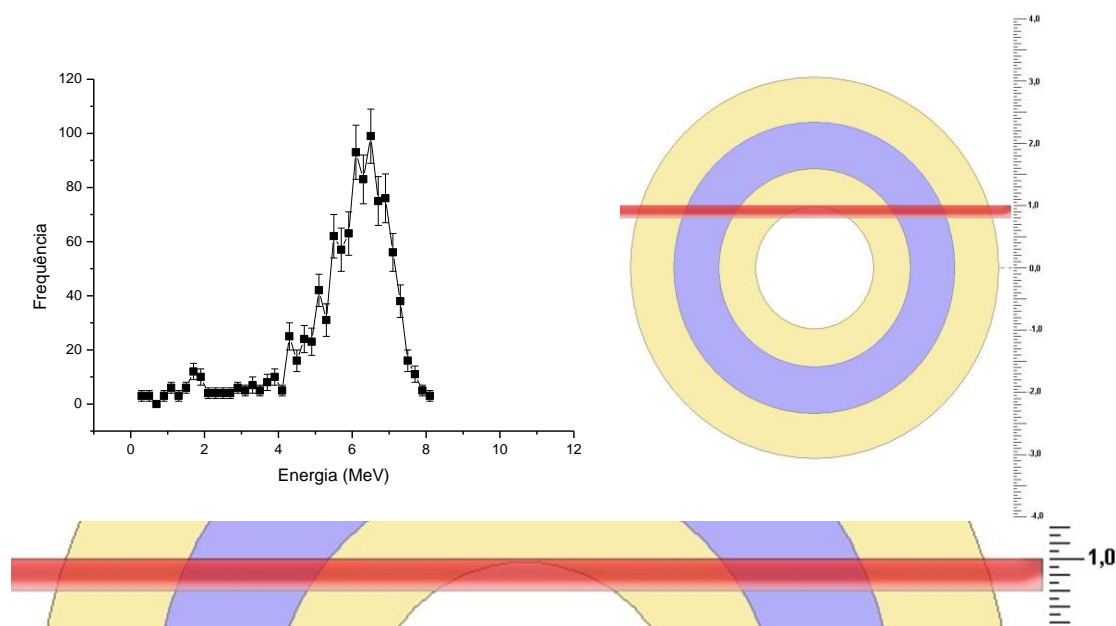


Figura 32: Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 0,9 mm e colimação em fenda de 0,2 mm

Fonte: A autora.

A região próxima a esta interface, entre PP e ar, é bastante crítica, pois, durante as simulações, os passos correspondentes a esta região necessitaram de maior intensidade do feixe, e ainda registraram uma menor energia no detector. Pela importância da análise destes dados, que pode influenciar na reconstrução da imagem, as próximas figuras (figuras 33 e 34) ainda correspondem aos passos adjacentes a esta interface.

Os prótons que realizaram a trajetória de PP, água, PP, ar, PP, água, PP, agora no passo de deslocamento de 1,0 mm (figura 33), tiveram uma considerável perda de energia, o que caracteriza um pico com energia de aproximadamente 2 MeV. E a média dessas energias finais dos prótons foi de 2,58 MeV.

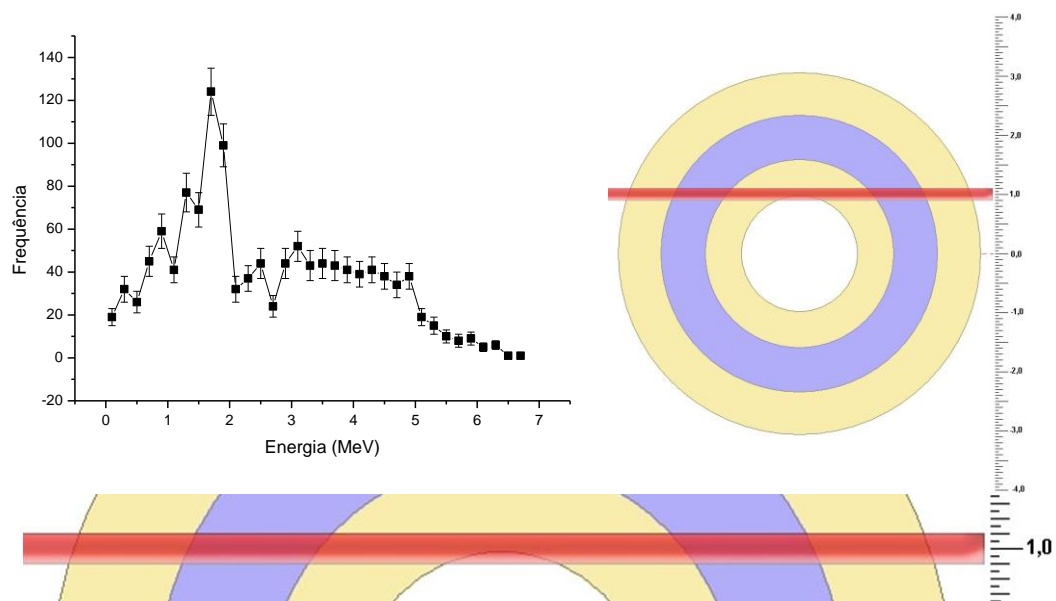


Figura 33: Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 1,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm

Fonte: A autora.

A menor energia foi constatada no passo 1,1 mm (figura 34). Neste ponto, a área de varredura possui a maior camada de PP do tubo interno do *phantom*. O espectro gerado desse passo possui um pico em aproximadamente 1 MeV. A média da energia dos prótons neste passo é de 0,92 MeV.

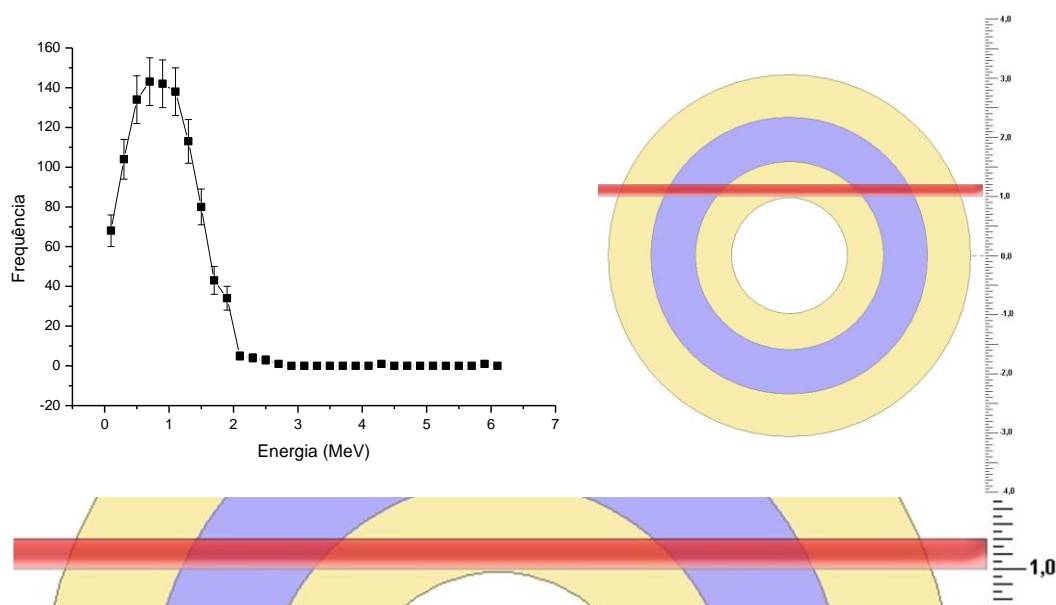


Figura 34: Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 1,1 mm e colimação em fenda de 0,2 mm

Fonte: A autora.

Para finalizar a análise dos gráficos obtidos das simulações com o *phantom*, o passo de 2,0 mm (figura 35) foi analisado por atravessar uma camada de PP e uma

camada espessa de água. O pico de energia encontra-se à energia aproximada de 8,5 MeV e a média das energias finais é de 8,73 MeV.

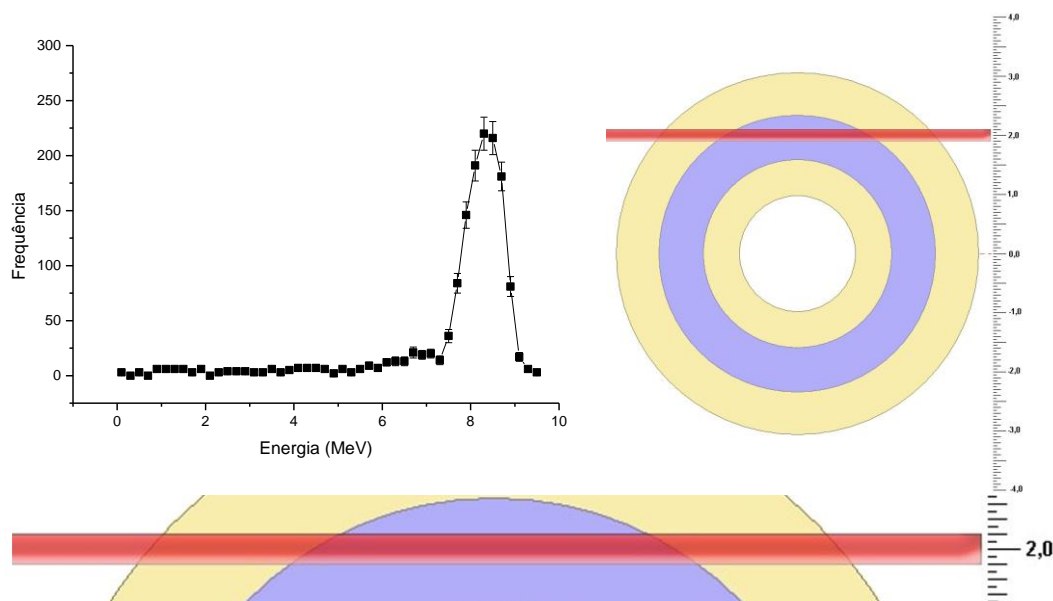


Figura 35: Espectro de energia correspondente ao passo com deslocamento de 2,0 mm e colimação em fenda de 0,2 mm
Fonte: A autora.

4.2 RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA

Analisados os dados das simulações do *phantom*, a próxima etapa é a aplicação desses dados em um algoritmo de reconstrução.

O algoritmo de reconstrução aplicado à imagem obtida pela interação dos prótons com a matéria é aquele usado para a reconstrução de imagem adquirida pela transmissão de raios X. É feita uma adaptação incluindo o conceito *WET* (*Water Equivalent Tissue*) às fórmulas existentes no código.

Com os dados obtidos em *Geant4* foram reconstruídas duas imagens tomográficas com algoritmo desenvolvido em trabalhos anteriores. O sistema ainda não é sensível o bastante para detectar diferenças entre energias em camadas finas e de materiais de densidades muito próximas, como é o caso do tubo de PP e a camada de água na imagem. O núcleo aparece com um tom de cinza escuro no centro que corresponde ao ar.

Na figura 36 (a), a reconstrução foi feita utilizando um colimador com orifício de 0,2 mm de diâmetro, e em 36 (b) a reconstrução foi feita baseada no colimador em fenda com a mesma abertura. As imagens ficaram praticamente iguais.

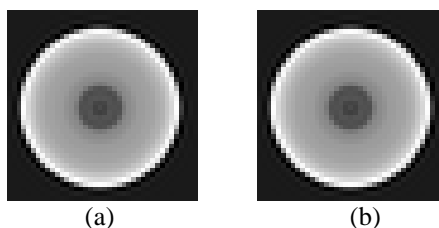


Figura 36: Reconstrução tomográfica do *phantom*. Imagens feitas com colimador em orifício (a) e em fenda (b)

Fonte: A autora.

As imagens não representam com exatidão a estrutura do *phantom* devido a limitações do algoritmo. Com relação à reconstrução da imagem, pode-se concluir que a imagem final não foi alterada, resultado bastante importante, porque significa que o colimador em fenda não modifica o resultado final dos espectros e, conseqüentemente, a imagem reconstruída.

4.3 IMAGEM DE REFERÊNCIA

A imagem de referência, obtida através do microtomógrafo com feixe de raios X do IP/UERJ, é apresentada na figura 37, na qual os materiais que compõem o *phantom* são distinguidos.

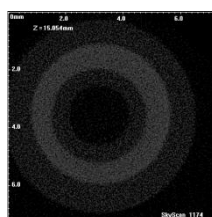


Figura 37: Imagem de referência

Fonte: A autora.

Na imagem, observam-se três tonalidades de cinza: cinza escuro, cinza médio e cinza claro. O anel externo, em cinza médio, corresponde ao cilindro externo do *phantom* que é composto de polipropileno. O anel subsequente, em cinza claro,

corresponde à água. O anel seguinte, corresponde ao cilindro interno de polipropileno, também em cinza médio, e o círculo central, em cinza escuro, representa o ar.

4.4 COMPARAÇÃO DAS IMAGENS

Com a análise das imagens, as originadas dos dados da simulação e a imagem de referência, percebe-se que a imagem de referência, apesar do nível de ruído, apresenta uma definição dos materiais internos do *phantom* com melhor exatidão. Na imagem dita como referência pode-se perceber a espessura de cada material que compõe o *phantom* e é possível distinguir a densidade de tais materiais analisando os tons de cinza, o que caracteriza uma boa resolução de densidade dessa imagem.

Nas imagens reconstruídas essas informações não são tão simples de se analisar. Este resultado deve-se ao fato de o algoritmo de reconstrução utilizado nas imagens reconstruídas da simulação ainda não estar totalmente adequado ao protótipo da *pCT* e também devido a proximidade entre os valores de densidades dos materiais, que dificulta a distinção dos mesmos nessas imagens.

4.5 SIMULAÇÕES DOS DISCOS DE PEAD

A partir dos dados da simulação, os espectros de energia foram gerados pelo programa Origin 8.0. O Anexo D apresenta parte de um arquivo de saída do programa *SRIM* e o Anexo E, parte de um arquivo de saída *.out do *Geant4*.

As figuras 38, 39 e 40 demonstram esses espectros das espessuras de 2,88; 4,15 e 4,93 mm dos discos de PEAD simulados no programa *SRIM* 2011.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 2,88 mm de espessura de PEAD e atingiram o detector na simulação com *SRIM* é de 16,32189 MeV, figura 38.

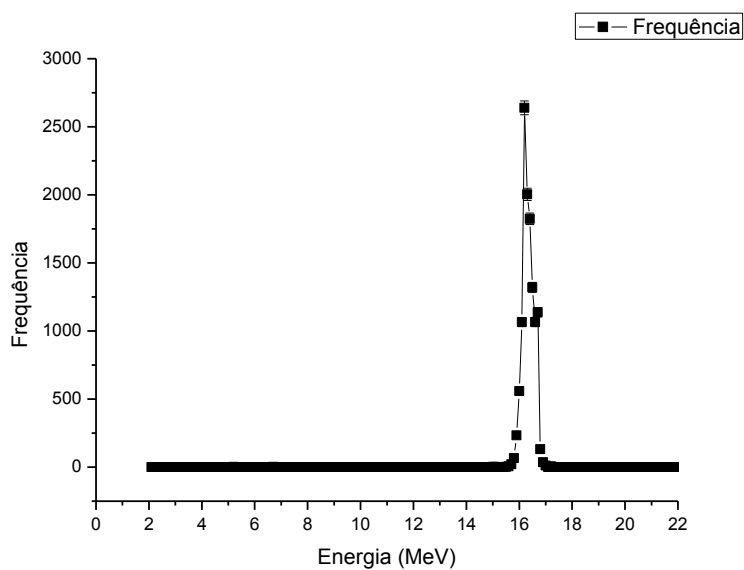


Figura 38: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 2,88 mm na simulação em *SRIM*
Fonte: A autora.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,15 mm de PEAD e atingiram o detector na simulação com *SRIM* é de 11,77189 MeV, figura 39.

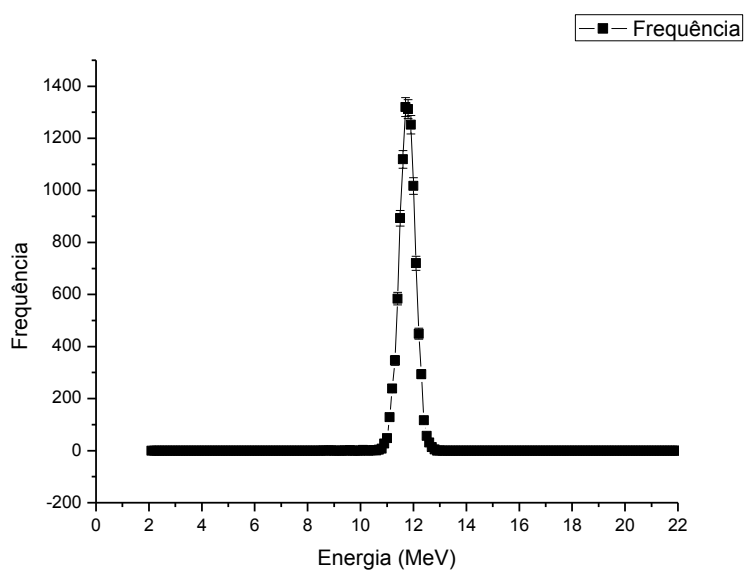


Figura 39: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,15 mm na simulação em *SRIM*
Fonte: A autora.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,93 mm de PEAD e atingiram o detector na simulação com *SRIM* é de 7,933160 MeV, figura 40.

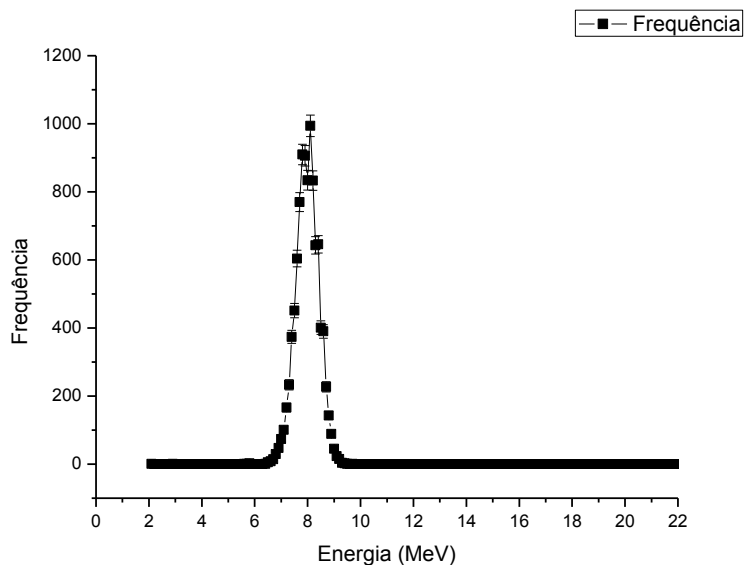


Figura 40: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,93 mm na simulação em *SRIM*
Fonte: A autora.

As figuras 41, 42 e 43 demonstram os espectros de energias dos dados simulados em *Geant4* dos discos de PEAD com espessuras de 2,88; 4,15 e 4,93 mm.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 2,88 mm de PEAD e atingiram o detector na simulação com *Geant4* é de 16,34861 MeV, figura 41.

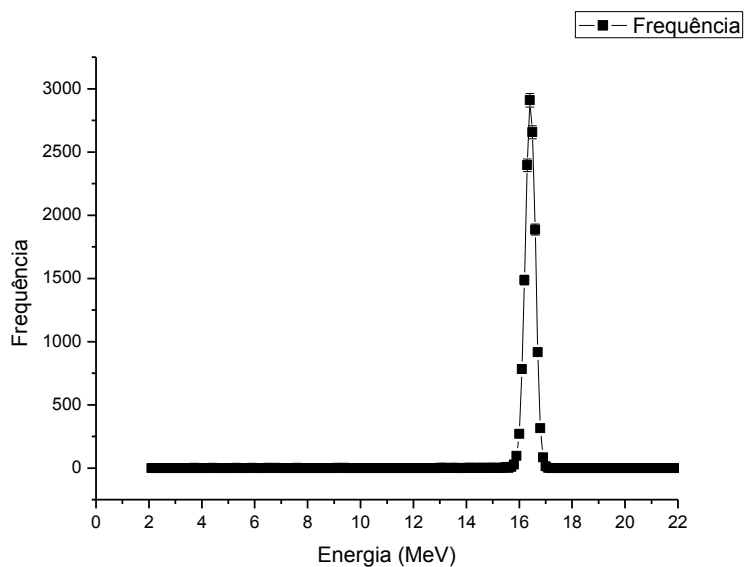


Figura 41: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 2,88 mm na simulação em *Geant4*
Fonte: A autora.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,15 mm de PEAD e atingiram o detector na simulação com *Geant4* é de 11,81556 MeV, figura 42.

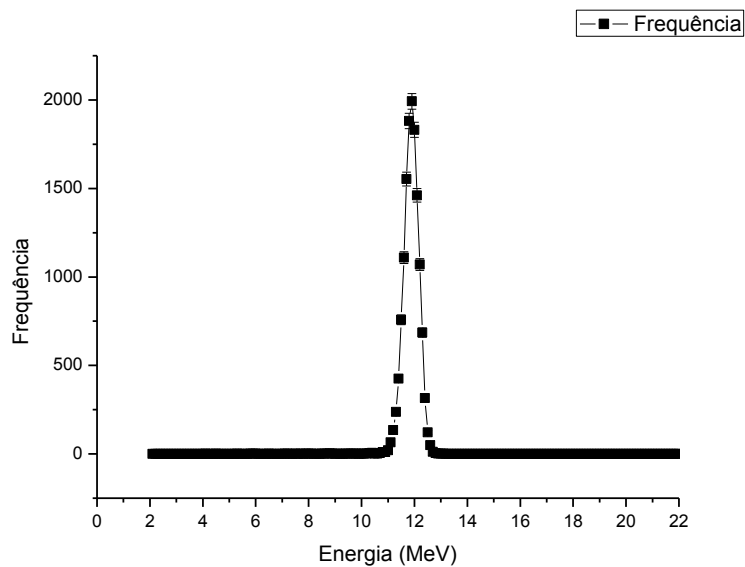


Figura 42: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,15 mm na simulação em *Geant4*
Fonte: A autora.

A média das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,93 mm de PEAD e atingiram o detector na simulação com *Geant4* é de 8,285700 MeV, figura 43.

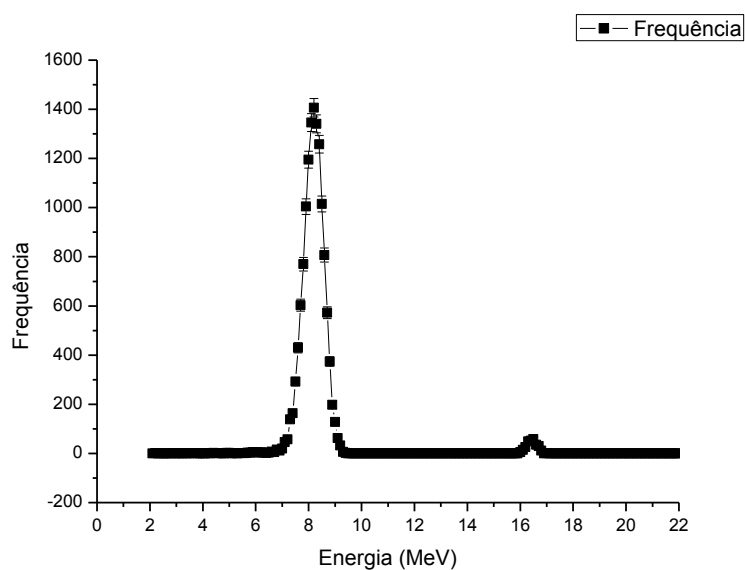


Figura 43: Espectro de energia utilizando disco de PEAD de 4,93 mm na simulação em *Geant4*
Fonte: A autora.

4.6 EXPERIMENTOS DO IEN

A partir dos experimentos realizados na câmara de espalhamento no IEN, os seguintes resultados foram adquiridos:

- Medição da energia inicial;
- Espectros de energia dos dados experimentais;
- Calibração dos espectros.

A energia inicial disponível no acelerador foi calculada anteriormente aos experimentos e é de $24,03 \pm 0,4$ MeV.

Os espectros de energia adquiridos com os dados dos experimentos podem ser analisados nas figuras 44, 45 e 46. O *software* de análise dos dados utilizado é o GENIE 2000. Ao lado de cada espectro encontra-se o esquema de como foi realizado o experimento para facilitar o entendimento.

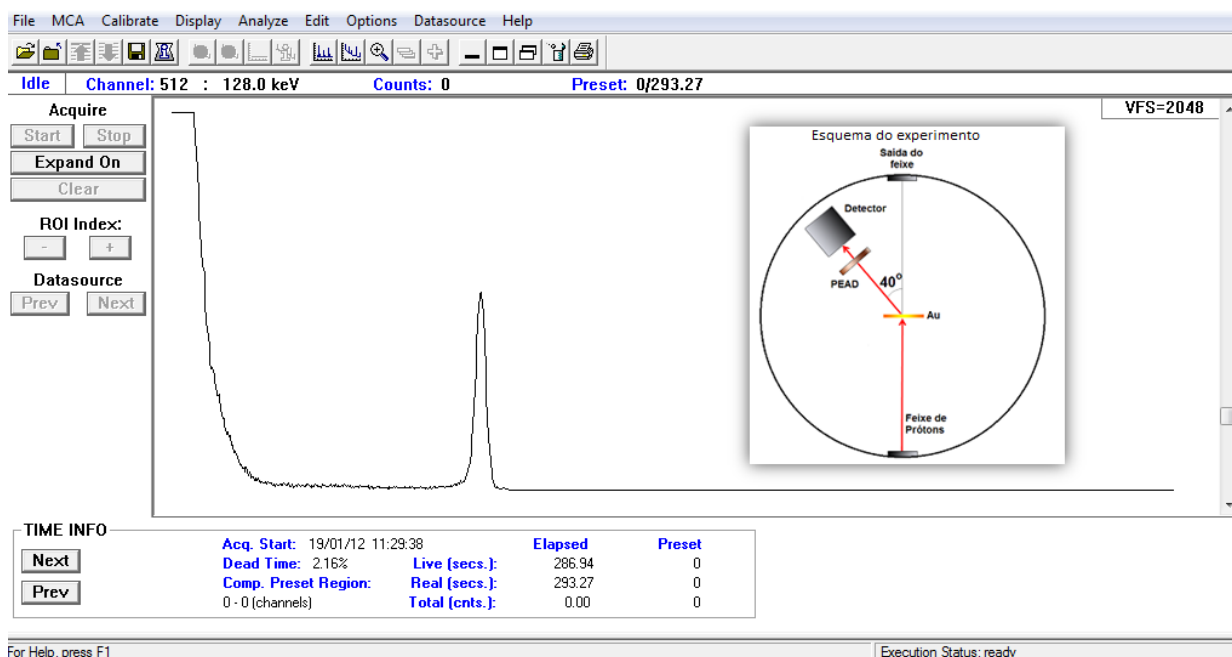


Figura 44: Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 2,88 mm, visto no GENIE 2000
Fonte: A autora.

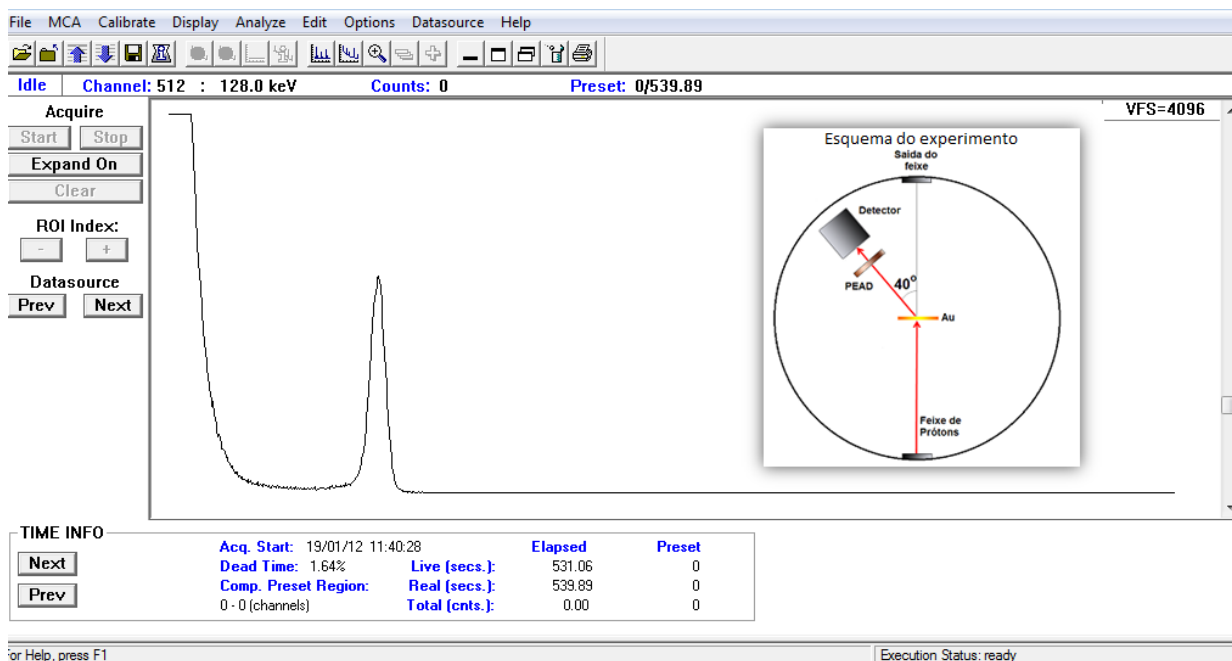


Figura 45: Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 4,15 mm, visto no GENIE 2000
Fonte: A autora.

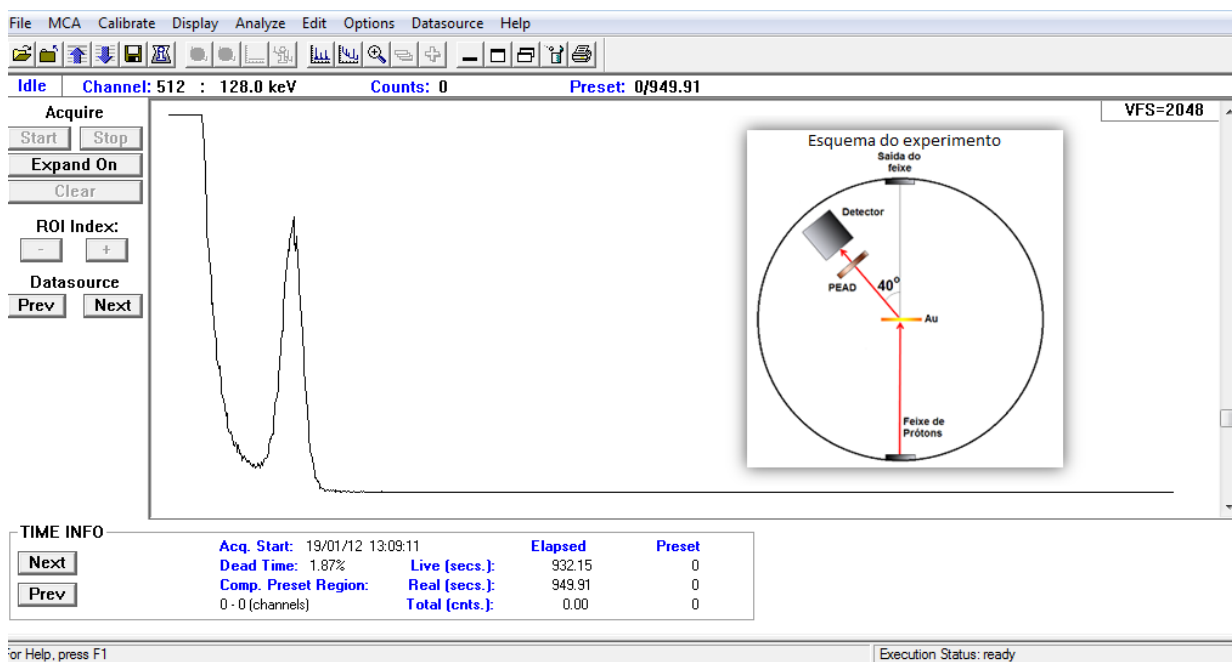


Figura 46: Espectro experimental, utilizando disco de PEAD de 4,93 mm, visto no GENIE 2000
Fonte: A autora.

A figura 47 apresenta os três espectros das energias finais obtidas nos experimentos. Percebe-se que quanto mais espesso o disco de PEAD, menor a energia dos prótons e mais largo o pico. Isso ocorre, pois interações nucleares são mais prováveis em alvos mais espessos.

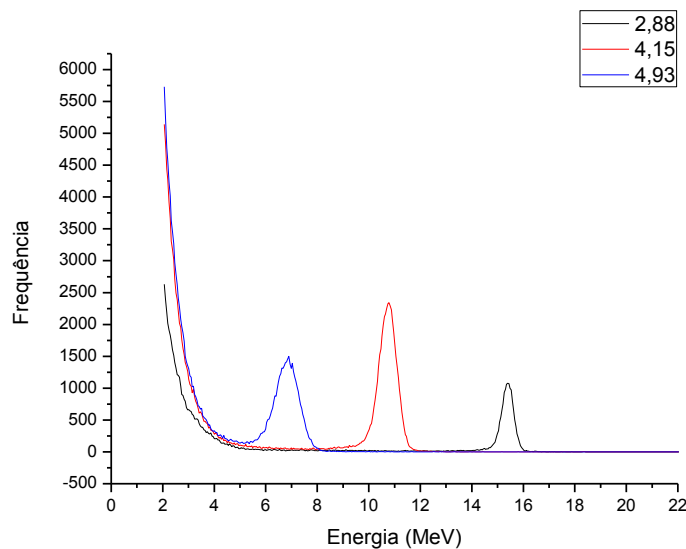


Figura 47: Comparação dos espectros dos dados experimentais
Fonte: A autora.

Para a calibração dos espectros foi utilizado o espectro do *Mylar* como referência. A figura 48 mostra esse espectro e em detalhe o esquema de como foi realizado essa etapa do experimento.

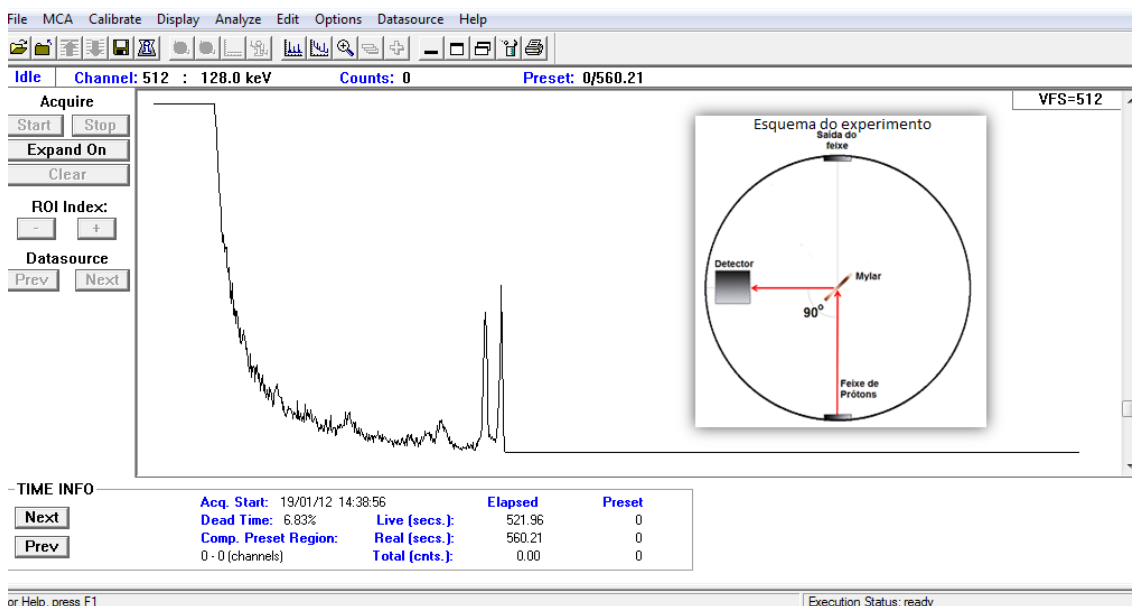


Figura 48: Espectro de calibração
Fonte: A autora.

Após a calibração dos espectros, a energia final em cada experimento com os discos foi medida e está disposta na tabela 5. Os espectros obtidos estão apresentados no Anexo F.

Tabela 5: Energias finais medidas a partir dos experimentos no IEN

PEAD (mm)	Energia (MeV)	Erro (MeV)
2,88	15,40	0,33
4,15	10,79	0,33
4,93	6,90	0,33

Fonte: A autora.

4.7 COMPARAÇÕES DOS RESULTADOS SIMULADOS E EXPERIMENTAIS

Os resultados das simulações e dos experimentos foram analisados através da comparação entre médias das energias finais dos prótons provenientes dos *softwares* *SRIM* e *Geant4* e dos dados obtidos no IEN.

A figura 49 compara as médias das energias dos prótons que percorreram os três discos de PEAD. O primeiro grupo de colunas refere-se às médias das energias dos prótons que atravessaram o disco de 2,88 mm de espessura. O segundo grupo de colunas refere-se às médias das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,15 mm de espessura. O terceiro grupo refere-se às médias das energias dos prótons que atravessaram o disco de 4,93 mm de espessura.

As colunas azuis da figura 48 representam os dados experimentais. As colunas vermelhas, os dados simulados em *Geant4* utilizando um colimador de 0,7 mm. As colunas verdes, os dados simulados em *Geant4* sem a utilização do colimador. E as colunas roxas representam os dados simulados em *SRIM*.

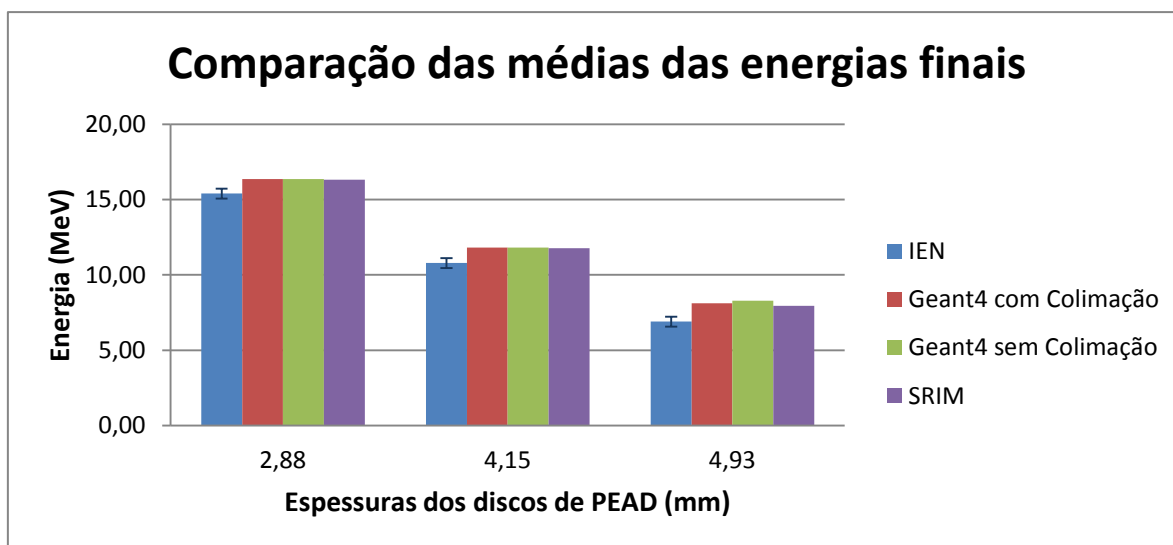


Figura 49: Comparação das médias das energias finais

Fonte: A autora.

Percebe-se que as médias das energias finais dos métodos simulados se aproximam entre si. A média das energias dos prótons experimentais é mais baixa quando comparada com a média das energias dos prótons nas simulações.

A tabela 6 mostra a variação das médias das energias finais, que foram adquiridas pelos métodos utilizados neste trabalho (dados experimentais do IEN e simulações computacionais: *Geant4* sem colimador, *Geant4* com colimador e *SRIM*). Percebe-se que ao comparar os métodos, a variação das médias aumenta conforme aumenta a espessura do disco de PEAD.

Tabela 6: Variação das médias das energias finais dos prótons entre métodos de aquisição de dados

Métodos de aquisição de dados	IEN			<i>Geant4</i> s/ Colimador			<i>Geant4</i> c/ Colimador			<i>SRIM</i>		
	IEN	0%	0%	0%	5,80%	8,68%	16,72%	5,83%	8,69%	14,99%	5,65%	8,29%
<i>Geant4</i> s/ Colimador	5,80%	8,68%	16,72%	0%	0%	0%	0,03%	0,01%	2,04%	0,16%	0,42%	4,25%
<i>Geant4</i> c/ Colimador	5,83%	8,69%	14,99%	0,03%	0,01%	2,04%	0%	0%	0%	0,20%	0,43%	2,26%
<i>SRIM</i>	5,65%	8,29%	13,02%	0,16%	0,42%	4,25%	0,20%	0,43%	2,26%	0%	0%	0%
	2,88 mm	4,15 mm	4,93 mm	2,88 mm	4,15 mm	4,93 mm	2,88 mm	4,15 mm	4,93 mm	2,88 mm	4,15 mm	4,93 mm
Espessuras dos discos de PEAD												

Fonte: A autora.

5 CONCLUSÕES

No presente trabalho foram realizadas simulações computacionais utilizando os programas *SRIM 2011* e *Geant4*. Os *softwares* atualizados foram instalados no sistema operacional *Microsoft Windows XP*.

Foram elaborados e construídos um *phantom* e discos de PEAD para estudos das interações dos prótons com os materiais que os compõem, de forma computacional e experimental.

As energias de saída dos prótons colimados que interagiram com o *phantom* foram simuladas com o código *Geant4* e imagens foram reconstruídas a partir dos dados finais. Uma imagem de referência foi adquirida no microtomógrafo do IP/UERJ e comparada com as imagens reconstruídas.

Foram realizadas análises comparativas entre as imagens reconstruídas do *phantom* e a imagem de referência, tendo como parâmetro comparativo a resolução de densidade das imagens. Constatou-se que a imagem obtida no microtomógrafo do IP/UERJ possui melhor resolução de densidade, apesar do ruído intrínseco, considerando que a reconstrução da imagem é adquirida através de algoritmos já aplicados anteriormente.

O algoritmo utilizado para a reconstrução das imagens ainda não é totalmente adequado ao *pCT*, e neste caso a imagem não representa com exatidão a estrutura do *phantom*.

Testes experimentais foram realizados no IEN, e foi possível a aquisição de espectros de energia de prótons para três discos de PEAD com diferentes espessuras. Os mesmos discos utilizados nos experimentos foram modelados em simulação computacional usando *Geant4* e *SRIM 2011*. A partir das simulações, espectros das energias finais dos prótons foram gerados e comparados com os experimentais.

Analisando as médias das energias finais dos prótons, obtidas através de simulações e dados experimentais da perda de energia de prótons, pôde-se perceber houve uma ótima aproximação com dados simulados com *Geant4* e *SRIM*.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para trabalhos futuros relacionados à *pCT*, encontram-se:

- a) Implementação do *phantom* e dos colimadores no protótipo no IEN;
- b) Desenvolver um algoritmo de reconstrução para melhorar a resolução de densidade da imagem tomográfica, obtida através de dados das simulações.

REFERÊNCIAS

ASO, T., FUJISAKA, K., Study of Proton Computed Tomography using Geant4 Simulation. Nuclear Science Symposium Conference Record, NSS' 07. IEEE.

ASSIS, J.T., YEVSEYEVA, O., EVSEEV, I., KLOCK, SCHELIN, H. R., PASCHUK, S.A., SCHULTE, R.W. , Proton Computed Tomography as a tool for Proton Therapy Planning: Preliminary Computer Simulations and Comparisons with x-ray CT basics, X-ray Spectrometry, no. 34, p. 481- 492, 2005.

BERGER, M. J., COURSEY, J.S., ZUCKER, M.A., CHANG, J., Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions, National Institute of Standards and Technology Report NISTIR 4999, Gaithersburg, USA, 1998. Versão eletrônica disponível em: <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/PSTAR.html>. Acesso em 10/02/2012.

BEYZADEOGLU, M.; OZYIGIT, G.; EBRULI, C. Basic Radiation Oncology. 1ª Ed. Springer. Turquia, 2010, 576 p.

CORMACK, A. M., KOEHLER, A. M., Quantitative Proton Tomography: Preliminary Experiments, Phys. Med. Biol., 21, p.560-569, 1976.

COUTINHO, Fernanda M. B.; MELLO, Ivana L. and SANTA MARIA, Luiz C. de. Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações. *Polímeros* [online]. 2003, vol.13, n.1, pp. 01-13. ISSN 0104-1428. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/po/v13n1/15064.pdf>. Acesso em 05/02/2012.

CRISTÓVÃO, M. T., CAMPOS, T. P. R. Investigações em modulação do pico de Bragg para terapia de prótons. 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008. Versão eletrônica disponível em: <http://www.sbeb.org.br/cbeb2008/F%EDsica%20M%E9dica/p_0573.pdf>. Acesso em 05/10/2011.

CYGWIN website. Disponível em: <http://www.cygwin.com/>. Acesso em 12/12/2011.

DAWN. Disponível em: http://geant4.kek.jp/~tanaka/DAWN/About_DAWN.html. Acesso em 12/12/2011.

EVSEEV, I., KLOCK, M. C. L., PASCHUK, S., SCHELIN, H. R., SETTI, J. A. P., LOPES, R. T., SCHULTE, R., WILLIAMS, D., Computerized Tomography With

High-Energy Proton Beams: Tomographic Image Reconstruction from Computer-Simulated Data, *Brazilian Journal of Physics*, Brasil, v. 34, n. 3A, p. 804-807, 2004.

EVSEEV, I., SETTI, J. A. P., SCHELIN, H. R., LOPES, R. T., YEVSEYEVA, O., SCHULTE, R. W., PASCHUK, S., Proton CT Setup at CV-28 of IEN/CNEN, *Brazilian Journal of Physics*, 35(3B), pp.747-750, 2005.

Geant4 website, Disponível em: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/>. Acesso em: 15/11/2011.

HANSON, K. M., BRADBURY J. N., CANNON T. M., HUTSON R. L., LAUBACHER D. B., MACEK R. J., PACIOTTI M. A., TAYLOR C. A. Computed tomography using proton energy loss. Los Alamos Scientific Laboratory. Received 28 January 1981, in final form 15 May 1981.

IEN *website*, Disponível em: <http://www.ien.gov.br/>. Acesso em: 18/01/2012.

INTRODUCTION TO *GEANT4 website*. Disponível em: <http://wwwasd.web.cern.ch/wwwasd/geant4/G4UsersDocuments/Welcome/IntroductionToGeant4/html/introductionToGeant4.html#2>. Acesso em: 12/12/2011.

JOHNSON, W. D., LOREDO, L. N.; SLATER, J. D. Surgery and Radiotherapy: Principles of Delivering Radiation to Intracranial Tumors. *Neurosurg Focus*. 2008. Disponível em: http://www.medscape.com/viewarticle/574702_2. Acesso em: 12/01/2012.

KAK, C., SLANEY, M., Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press Inc., N.Y., USA, 1988. Versão eletrônica disponível em: <http://www.slaney.org/pct/>. Acesso em 05/02/2012.

KLOCK, M. C. L., Desenvolvimento de um detector de energia para tomografia computadorizada com feixe de prótons. 2006. Tese de doutorado, UTFPR, Curitiba, 2006.

KOZUKI C.; SETTI, J. A. P.; SCHELIN, H. R.; EVSEEV, I.; MILHORETTO, E.; PASCHUK, S.; DENYAK, V. ; SILVA, R. de C. de L.; SILVA, F. L.; AHMANN, F., Avaliação do sistema de colimação de um tomógrafo com feixe de prótons por simulação computacional. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010, Tiradentes. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. São Paulo: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2010. v. 1. p. 1-4.

LLUMC – Loma Linda University Medical Center. Disponível em: <http://lomalindahealth.org/medical-center/index.page>. Acesso em: 12/03/2012.

LEO, W.R., Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments, 2ª Ed., Springer Verlag, Berlin, 1994.

LI, T.; LIANG, Z.; MUELLER, K. Reconstruction for Proton Computed Tomography: A Monte Carlo Study, Proceedings of IEEE Medical Imaging Conference (MIC), October 19-25, Portland, Oregon, USA, 2003.

MARCU, L., BEZAK, E.; ALLEN, B. Biomedical Physics in Radiotherapy for cancer. Austrália.CSIRO, 2012.

MATHCAD *website*, Disponível em: www.mathsoft.com. Acesso em 13/01/2012.

MATLAB *website*, Disponível em: <http://www.mathworks.com>. Acesso em 10/01/2012.

MILHORETTO, E. Deteminação da Influência de Fatores Físicos no Espectro de Energia de um Protótipo de Tomógrafo por Feixe de Prótons por Simulação de Monte Carlo, Dissertação de mestrado, UTFPR, 2007.

MILHORETTO, E.; SCHELIN, H. R.; SETTI, J. A. P.; EVSEEV, I.; PASCHUK, S. A.; LIMA R. C.; KOZUKI C.; YEVSEYEVA, O.. Modelagem de *phantom* por método de Monte Carlo para um protótipo de um tomógrafo por feixe de prótons. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008, Salvador. Anais do 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2008. v. 1. p. 528-531, 2008.

NAPT: National Association for Proton Therapy. Robert R. Wilson: Remembered as "Father of Proton Therapy" and Achievements in Physics and Medicine. 2000. Disponível em: <http://www.proton-therapy.org/pr10.htm>. Acesso em 15/11/2011.

NITAPLAST *website*. Disponível em: <http://www.nitaplast.com.br/propriedades/nitalen.pdf>. Acesso em: 08/05/2012.

PODGORŠAK, E. B., Radiation Physics for Medical Physicists. 1ª ed., Berlin. Springer, p. 437. 2006.

PROTON TREATMENT CENTER – Loma Linda University Adventist Health Sciences Center, USA. Disponível em: <http://www.llu.edu/proton/index.html>. Acesso em 15/11/2011.

PTCOG SECRETARY, Hadron Therapy Patient Statistics (data received per March 2012; PTCOG50) Disponível em: <http://ptcog.web.psi.ch/ptcentres.html>. Acesso em: 05/04/2012.

REMIZOVICH, V. S.; ROGOZKIN, D. B.; RYAZANOV, M. I.; Analytical description of the fast particle penetration in matter, v.17, n.5, p. 929-981, 1986.

RINECKER PROTON THERAPY CENTER, Rinecker Proton Therapy Center status report: third month of clinical operations. 2009. Disponível em: <http://www.rptc.de/en/information/latest-news/progress-reports/news-detail/article/erfahrungsbericht-dritter-monat-klinischer-betrieb-rptc-juni-09.html>. Acesso em: 20/01/2012.

SCHULTE, R., BASHKIROV, V., LI, T., LIANG, Z. MUELLER, K., HEIMANN, J., JOHNSON, L.R., KEENEY, B., SADROZINSKI, H.F.W., SEIDEN, A., WILLIAMS, D.C., ZHANG, L., LI, Z., PEGGS, S., SATOGATA, T., WOODY, C., Conceptual Design of a Proton Computed Tomography System for Applications in Proton Radiation Therapy, IEEE Trans. Nuclear Science, 51, p866-872, 2004.

SCHULTE, R., Strategies for Image-guided Proton Therapy of Cancer. Touch Briefings, 2007. Disponível em: <http://www.touchbriefings.com/pdf/2812/Schulte.pdf>. Acesso em: 23/03/2012.

SEERAM, E. Computed tomography: Physical principles, Clinical applications, and Quality control. 2nd ed., p. 222. Philadelphia, PA: Saunders, 2001.

SETTI, J. A. P.; MILHORETTO, E.; JUNIOR, S. R.; SCHELIN, H. R.; KLOCK, M. C. L.; DENYAK, V.; ROCHA, R.; EVSEEV, I.; YEVSEYEVA, O. Aplicação do Método de Monte Carlo *Geant4* e *SRIM* 2003 no Projeto de um Tomógrafo por Feixe de Prótons de Baixa Energia. In: X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde - X CBIS, 2006, Florianópolis. Anais do X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 2006. v. 1. p. 758-761.

SETTI, J. A. P.; MILHORETTO, E.; JUNIOR, S. R.; SCHELIN, H. R.; EVSEEV, I.; YEVSEYEVA, O.; LOPES, R. T.; CARDOSO, J. B.; VINAGRA FILHO, U. M. Desenvolvimento do Protótipo de um Tomógrafo Computadorizado por Feixe de Prótons no Brasil. In: XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006, São Pedro. Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2006.

SETTI, J. A. P., Tomografia computadorizada por feixe de prótons de baixa energia, Tese de doutorado, UTFPR, Curitiba, 2006.

SILVA, R. C. L.; SCHELIN, H. R.; EVSEEV, I.; MILHORETTO, E.; PASCHUK, S. A.; DENYAK, V.; KOZUKI, C.; SILVA, F. L., Estimativa de coeficientes de correção para materiais submetidos a feixe de prótons por simulação de Monte Carlo. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2010, Tiradentes. Anais do XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. São Paulo: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica, 2010. v. 1. p. 1-3.

SMITH, A. R., Vision 20/20: Proton therapy. *Medical Physics*, 36, 556-568, 2009. Versão eletrônica disponível em: <http://www.proton-therapy.org/documents/Smith2009.pdf>. Acesso em: 17/12/2011.

SOARES, F. A., LOPES, H. B. Tomografia Computadorizada: Curso Técnico de Radiologia. Florianópolis: Centro Federal de Educação Tecnológica de Santa Catarina, 2000.

SRIM-2011 *website*, Disponível em: <http://www.srim.org>. Acesso em: 02/12/2011.

WEBB, S.; *The Physics of Medical Imaging*, Institute of Physics Pub., BRISTOL, UK, 1998.

WEGENER, O., *Whole body computed tomography*. Blackwell Scientific Publications, p 2-3.

WIRED *website*, Disponível em: <http://www.slac.stanford.edu/~perl/heprep/index.html>. Acesso em 05/12/2011.

YEVSEYEVA, O., Estudo de Restrições Em Tomografia com Feixe de Partículas Carregadas Através de Modelagem Computacional, Dissertação de Mestrado, IP/UERJ, Nova Friburgo, 2005.

YEVSEYEVA, O., Modelagem Computacional de tomografia com feixe de prótons. 2009. 121 f. Tese (Doutorado em Modelagem Computacional) – Instituto Politécnico, Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2009.

ZIEGLER, J. F., Stopping of Energetic Light Ions in Elemental Matter. *Applied Phys. Rev. / J. Applied Physics*, 85, p.1249, (1999). Versão eletrônica disponível em: <http://www.srim.org/SRIM/SRIMPICS/SRIM-High%20Velocity.pdf>. Acesso em 26/10/2011.

ANEXO A – CÓDIGO FONTE DO *GEANT4**DETECTORCONSTRUCTION.CC*

```

#include "TschalarDetectorConstruction.hh"
#include "TschalarDetectorSD.hh"

#include "G4Material.hh"
#include "G4NistManager.hh"
#include "G4Box.hh"
#include "G4Tubs.hh"
#include "G4LogicalVolume.hh"
#include "G4ThreeVector.hh"
#include "G4PVPlacement.hh"
#include "globals.hh"
#include "G4SDManager.hh"

#include "G4VisAttributes.hh"
#include "G4Colour.hh"

TschalarDetectorConstruction::TschalarDetectorConstruction()
:WorldMaterial(0),
 solidExperimentalHall(0), logicExperimentalHall(0), physiExperimentalHall(0),
 solidAuPhantom(0), logicAuPhantom(0), physiAuPhantom(0),
 solidDetector(0), logicDetector(0), physiDetector(0),
 solidPMMAPhantomCC(0), logicPMMAPhantomCC(0), physiPMMAPhantomCC(0),
 solidPolyethylenePhantom(0), logicPolyethylenePhantom(0), physiPolyethylenePhantom(0),
 solidAluminum(0), logicAluminum(0), physiAluminum(0)

{;}

TschalarDetectorConstruction::~TschalarDetectorConstruction()
{
}

G4VPhysicalVolume* TschalarDetectorConstruction::Construct()
{

//===== Materials =====

G4double a; // atomic mass
G4double z; // atomic number
G4String name, symbol;
G4int ncomponents, natoms;
// G4double fractionmass;

G4double density;
G4double temperature, pressure;

//----- DEFINITION OF MATERIALS AS ELEMENTS -----

a = 16.00*g/mole;
G4Element* O = new G4Element(name="Oxygen",symbol="O",z= 8., a); // OXIGEN

a = 1.01*g/mole;
G4Element* H = new G4Element(name="Hydrogen",symbol="H",z= 1., a); //HIDROGEN

a = 28.08*g/mole;
G4Element* Si = new G4Element(name="Silicon",symbol="Si",z= 14., a); //SILICON

a = 12.01*g/mole;
G4Element* C = new G4Element(name="Carbon",symbol="C",z= 6., a); //CARBON

```

```

//----- DEFINITION OF MATERIAL AS COMPOSIT -----
density = 1.000*g/cm3;
G4Material* Water = new G4Material(name="Water", density, ncomponents=2); // WATER
Water->AddElement(H, natoms=2);
Water->AddElement(O, natoms=1);

density = 1.18*g/cm3;
G4Material* PMMA = new G4Material(name="PMMA" , density, ncomponents=3); // Polymethyl Methacrylate
PMMA->AddElement(H, natoms=6);
PMMA->AddElement(C, natoms=4);
PMMA->AddElement(O, natoms=2);

density = 0.95*g/cm3;
G4Material* Polyethylene = new G4Material(name="Polyethylene", density, ncomponents=2); // Polyethylene
Polyethylene->AddElement(H, natoms=4);
Polyethylene->AddElement(C, natoms=2);

density = 2.33*g/cm3;
G4Material* Silicon = new G4Material(name="Silicon", density, ncomponents=1); //SILICON
Silicon->AddElement(Si, natoms=1);

// define pure NIST materials
G4NistManager* man = G4NistManager::Instance();
// G4Material* Al = man->FindOrBuildMaterial("G4_Al");
//G4cout << Al; // print a given material

// define pure NIST materials
//G4NistManager* man = G4NistManager::Instance();
G4Material* Au = man->FindOrBuildMaterial("G4_Au");

G4Material* Aluminum =
new G4Material("Aluminum", z= 13., a= 26.98*g/mole, density= 2.6989*g/cm3); //NIST
//new G4Material("Aluminum", z= 13., a= 26.98*g/mole, density= 2.705*g/cm3); //SRIM

//----- Definition of the vacuum -----

density = universe_mean_density; //from PhysicalConstants.h
pressure = 3.e-18*pascal;
temperature = 2.73*kelvin;
G4Material* Vacuum = new G4Material("Galactic", z=1., a=1.01*g/mole,density,
                                   kStateGas,temperature,pressure);

G4cout << *(G4Material::GetMaterialTable()) << G4endl; // print the list of materials

//===== DEFINITIONS OF ROTATION MATRIXES =====

G4double csi = 90. *deg; // Matrix definition for a 90 deg rotation
G4RotationMatrix rm;
rm.rotateY(csi);

G4double psi = 0. *deg; // Matrix definition for a 0 deg rotation
G4RotationMatrix rmz;
rmz.rotateX(psi);

//===== VOLUMES =====

//----- experimental hall (WORLD VOLUME) -----
//----- beam line along x axis -----

G4double ExperimentalHall_x = 15.0*cm;
G4double ExperimentalHall_y = 15.0*cm;
G4double ExperimentalHall_z = 15.0*cm;

G4Box* ExperimentalHall

```



```

= new G4Box("ExperimentalHall",
           ExperimentalHall_x,
           ExperimentalHall_y,
           ExperimentalHall_z);

logicExperimentalHall = new G4LogicalVolume(ExperimentalHall,Vacuum, // Vacuum
                                           "ExperimentalHall",
                                           0,
                                           0,
                                           0);

physiExperimentalHall = new G4PVPlacement(0,
                                           G4ThreeVector(),
                                           "ExperimentalHall",
                                           logicExperimentalHall,
                                           0,
                                           false,
                                           0);

//-----
//   Au PHANTOM
// Au sheet
// with thickness (along X):
//   1       2
// 1/2 L = 1.149*mm (444), 1.082*mm (418) NIST
// along Y, Z = 15*mm, 15*mm
//-----

G4double AuPhantomPosition_x = 100.0*mm;
G4double AuPhantomPosition_y = 100.0*mm;
G4double AuPhantomPosition_z = 100.0*mm; //

G4double AuPhantom_x = 1*mm; // <----- THICKNESS
G4double AuPhantom_y = 1*mm; //
G4double AuPhantom_z = 1*mm; //

solidAuPhantom = new G4Box("AuPhantom",
                          AuPhantom_x,
                          AuPhantom_y,
                          AuPhantom_z);

logicAuPhantom = new G4LogicalVolume(solidAuPhantom, Au, "AuPhantom");

physiAuPhantom = new G4PVPlacement(G4Transform3D(rmz,
                                                  G4ThreeVector(AuPhantomPosition_x,
                                                                AuPhantomPosition_y,
                                                                AuPhantomPosition_z)),
                                  "AuPhantom",
                                  logicAuPhantom,
                                  physiExperimentalHall,
                                  false,
                                  0);

//*****
//   ACRILICO (CILINDRO CENTRAL)
//*****

G4double PhantomPosition_x = 0.0 *mm; //ajusta a distancia em relação ao feixe
G4double PhantomPosition_y = 0.0 *mm; //ajusta a posição em translação
G4double PhantomPosition_z = 0.0 *mm; //ajusta a altura

G4double innerRadiusOfThePMMAPhantomCC = .0*mm;
G4double outerRadiusOfThePMMAPhantomCC = 13.5*mm; //era 0.5
G4double hightOfThePMMAPhantomCC = 0.1*mm; //era 42.5.*mm;
G4double startAngleOfThePMMAPhantomCC = 0.*deg;
G4double spanningAngleOfThePMMAPhantomCC = 360.*deg;

```

```

solidPMMAPhantomCC = new G4Tubs("PMMAPhantomCC",
                                innerRadiusOfThePMMAPhantomCC,
                                outerRadiusOfThePMMAPhantomCC,
                                hightOfThePMMAPhantomCC,
                                startAngleOfThePMMAPhantomCC,
                                spanningAngleOfThePMMAPhantomCC);

logicPMMAPhantomCC = new G4LogicalVolume(solidPMMAPhantomCC,
                                         PMMA,
                                         "PMMAPhantomCC",
                                         0,
                                         0,
                                         0);

physiPMMAPhantomCC = new G4PVPlacement(G4Transform3D(rmz,
                                                     G4ThreeVector(PhantomPosition_x,
                                                             100,
                                                             100)),
                                       "PMMAPhantom",
                                       logicPMMAPhantomCC,
                                       physiExperimentalHall,
                                       false,
                                       0);

//*****
//      POLYETHYLENE PHANTOM
//*****

G4double innerRadiusOfThePolyethylenePhantom = 0.0*mm;
G4double outerRadiusOfThePolyethylenePhantom = 20.*mm; //era 0.5
G4double hightOfThePolyethylenePhantom = 1.44*mm; //era 25.*mm;
G4double startAngleOfThePolyethylenePhantom = 0.*deg;
G4double spanningAngleOfThePolyethylenePhantom = 360.*deg;

solidPolyethylenePhantom = new G4Tubs("PolyethylenePhantom",
                                       innerRadiusOfThePolyethylenePhantom,
                                       outerRadiusOfThePolyethylenePhantom,
                                       hightOfThePolyethylenePhantom,
                                       startAngleOfThePolyethylenePhantom,
                                       spanningAngleOfThePolyethylenePhantom);

logicPolyethylenePhantom = new G4LogicalVolume(solidPolyethylenePhantom,
                                               Polyethylene,
                                               "PolyethylenePhantom",
                                               0,
                                               0,
                                               0);

physiPolyethylenePhantom = new G4PVPlacement(G4Transform3D(rm,
                                                           G4ThreeVector(PhantomPosition_x,
                                                                    PhantomPosition_y,
                                                                    PhantomPosition_z)),
                                             "PolyethylenePhantom",
                                             logicPolyethylenePhantom,
                                             physiExperimentalHall,
                                             false,
                                             0);

//*****
//      ALUMINUM COLIMATOR
//*****

G4double innerRadiusOfTheAluminum = 0.35*mm;
G4double outerRadiusOfTheAluminum = 30.0*mm;
G4double hightOfTheAluminum = 2.0*mm; //era 25.*mm;

```



```

DetectorPosition_y,
DetectorPosition_z)),

        "Detector",
        logicDetector,
        physiExperimentalHall,
        false,
        0);

//-----
// Sensitive detectors
//-----

G4SDManager* SDman = G4SDManager::GetSDMpointer();

G4String detectorChamberSDname = "Tschalar/DetectorChamberSD";
TschalarDetectorSD* aDetectorSD = new TschalarDetectorSD( detectorChamberSDname );
SDman->AddNewDetector( aDetectorSD );
logicDetector->SetSensitiveDetector( aDetectorSD );

// *****
// Cut per Region
// *****

// A smaller cut is fixed in the phantom to calculate the energy deposit with the
// required accuracy
G4Region* aRegion = new G4Region("DetectorLog");
logicDetector -> SetRegion(aRegion);
aRegion -> AddRootLogicalVolume(logicDetector);

// ===== Colours definition =====

G4VisAttributes * yellow = new G4VisAttributes( G4Colour(1., 1., 0. ));
yellow-> SetVisibility(true);
yellow-> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * grey = new G4VisAttributes( G4Colour(0.45, 0.45, 0.45 ));
grey-> SetVisibility(true);
grey-> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * red = new G4VisAttributes( G4Colour(1. ,0. ,0.));
red-> SetVisibility(true);
red-> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * blue = new G4VisAttributes( G4Colour(0. ,0. ,0.85));
blue -> SetVisibility(true);
blue -> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * green = new G4VisAttributes( G4Colour(0. ,1. ,0.));
green -> SetVisibility(true);
green -> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * white = new G4VisAttributes( G4Colour());
white -> SetVisibility(true);
white -> SetForceSolid(true);

G4VisAttributes * brown = new G4VisAttributes( G4Colour(0.8, 0.5, 0.35));
brown -> SetVisibility(true);
brown -> SetForceSolid(true);

// magenta
G4VisAttributes * magenta = new G4VisAttributes( G4Colour(1.0, 0.0, 1.0));
magenta -> SetVisibility(true);
magenta -> SetForceSolid(true);

// ===== Visualization attributes =====

logicExperimentalHall -> SetVisAttributes(G4VisAttributes::Invisible);

```

```
logicAuPhantom      -> SetVisAttributes(yellow);  
logicDetector       -> SetVisAttributes(green);  
logicPMMAPhantomCC -> SetVisAttributes(brown);  
logicPolyethylenePhantom -> SetVisAttributes(white);  
logicAluminum       -> SetVisAttributes(red);  
  
return physiExperimentalHall;  
}
```

ANEXO B – CÓDIGO FONTE DO *GEANT4*

PRIMARYGENERATORACTION.CC

```

#include "TschalarPrimaryGeneratorAction.hh"
#include "TschalarDetectorConstruction.hh"

#include "G4Event.hh"
#include "G4ParticleGun.hh"
#include "G4ParticleTable.hh"
#include "G4ParticleDefinition.hh"
#include "globals.hh"
#include "Randomize.hh"

TschalarPrimaryGeneratorAction::TschalarPrimaryGeneratorAction(TschalarDetectorConstruction* TschalarDC)
:TschalarDetector(TschalarDC)
{
    particleGun = new G4ParticleGun();
    SetDefaultKinematic();
}

TschalarPrimaryGeneratorAction::~TschalarPrimaryGeneratorAction()
{
    delete particleGun;
}

void TschalarPrimaryGeneratorAction::SetDefaultKinematic()
{
    // *****
    // default particle kinematic
    // *****

    G4ParticleTable* particleTable = G4ParticleTable::GetParticleTable();
    G4ParticleDefinition* particle = particleTable->FindParticle("proton");
    particleGun -> SetParticleDefinition(particle);
    particleGun -> SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(1.,0.,0.));
    particleGun -> SetParticleEnergy(24.0 *MeV);
    particleGun -> SetParticlePosition(G4ThreeVector( -8.0 *cm, 0.0 *cm,0.0 *cm ));
}

void TschalarPrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries(G4Event* anEvent)
{
    /* G4double x0,y0,z0;

    // INITIAL BEAM POSITION

    z0=0.0*mm;
    x0=0.0*mm;
    y0=0.0*mm;

    G4double sizeMax = 1.25*mm; // INITIAL BEAM POSITION UNIFORMLY SPREAD ON A D=2.5mm DISK
    do
    {
        y0 = CLHEP::RandFlat::shoot(-sizeMax,sizeMax);
        z0 = CLHEP::RandFlat::shoot(-sizeMax,sizeMax);
    } while ( ! ( (y0*y0+z0*z0) <= sizeMax*sizeMax) );

    particleGun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(x0,y0,z0));
    */
    // Generate a primary particle
    particleGun -> GeneratePrimaryVertex( anEvent );
}

```

ANEXO C – INFORMAÇÕES SOBRE A TOMOGRAFIA DO *PHANTOM***DADOS DA IMAGEM DE REFERÊNCIA****[System]**

Scanner=Skyscan1174
Instrument S/N=09E03042
Software=Version 1. 5 (build 7)
Home Directory=C:\Documents and Settings\Joaquim\Desktop\SkyScan1174
Source Type=RTW 50/800
Camera=VDS 1.3Mp FW
Camera Pixel Size (um)= 18.58
CameraXYRatio=1.0000

[Acquisition]

Data Directory = D:\Aquisicoes Joaquim\Evseev
Filename Prefix = Amostra2
Number Of Files = 360
Number Of Rows = 1024
Number Of Columns = 604
Optical Axis (line) = 412
Object to Source (mm) = 181.60
Camera to Source (mm) = 225.00
Source Voltage (kV) = 30
Source Current (uA) = 800
Image Pixel Size (um) = 14.99
Image Format = TIFF
Depth (bits) = 16
Screen LUT = 0
Exposure (ms) = 1600
Rotation Step (deg) = 1.000
Use 360 Rotation = YES
Scanning position = 35.415 mm
Flat Field Correction = ON
Frame Averaging = ON (2)
Sharpening (%) = 40
Random Movement = ON
Geometrical Correction = ON
Filter = Al 0.25
Rotation Direction = CC
Type of Detector Motion = STEP AND SHOOT
Scanning Trajectory = ROUND
Number of connected scans = 1
Study Date and Time = Jan 24, 2012 09:47:46
Scan duration = 00:27:32

ANEXO D – DADOS DE SAÍDA DO *GEANT4*

PRÓTONS QUE ATINGIRAM O DETECTOR APÓS ATRAVESSAR O DISCO DE PEAD DE 2,88 MM NA SIMULAÇÃO COM *GEANT4* UTILIZANDO O COLIMADOR

16,1166	5,00025	0,032826	-0,0112	16,2797	5,00025	-0,10376	0,050347
16,5557	5,00025	0,091143	0,237789	15,987	5,00025	0,364094	-0,20407
16,5022	5,00025	-0,08102	0,08538	16,1533	5,00025	-0,10471	0,022313
16,2847	5,00025	-0,14826	0,041952	16,507	5,00025	-0,09265	-0,16162
16,1432	5,00025	-0,01362	-0,03752	16,3476	5,00025	0,030468	0,160898
9,01731	5,00025	2,2357	-1,51469	16,4561	5,00025	0,066988	-0,12867
16,2964	5,00025	-0,02986	0,001529	16,1016	5,00025	0,012112	0,001913
16,1154	5,00025	-0,08828	0,069749	16,1782	5,00025	-0,04774	0,168962
16,3889	5,00025	0,189502	0,107292	16,228	5,00025	0,089091	-0,0852
16,105	5,00025	-0,01233	-0,15034	16,3492	5,00025	-0,03054	-0,04837
16,2963	5,00025	-0,02396	0,079604	16,494	5,00025	-0,00144	-0,00189
16,4424	5,00025	-0,09612	0,028117	16,3126	5,00025	-0,08818	-0,07421
16,5639	5,00025	-0,00213	-0,03684	16,4629	5,00025	-0,0566	0,04568
16,3187	5,00025	-0,02918	0,039844	16,3024	5,00025	0,016064	-0,12008
16,4089	5,00025	0,041679	0,113073	16,3454	5,00025	-0,21066	0,100433
16,4909	5,00025	0,089785	0,194645	16,3073	5,00025	0,034086	-0,06425
16,2206	5,00025	-0,20237	0,071207	16,3668	5,00025	-0,17359	0,049052
16,2679	5,00025	0,067272	-0,0492	16,2149	5,00025	-0,16106	-0,09008
16,2939	5,00025	0,030269	0,001607	16,7169	5,00025	0,081729	-0,07643
16,0548	5,00025	0,025158	-0,01339	16,4169	5,00025	-0,08912	-0,02462
16,1457	5,00025	-0,06591	-0,07679	16,3982	5,00025	-0,03211	0,016778
16,1685	5,00025	0,092679	-0,19045	16,454	5,00025	0,018679	0,097552
16,592	5,00025	-0,14279	-0,06588	16,5226	5,00025	-0,1035	-0,13311
16,4689	5,00025	-0,13072	0,134429	16,522	5,00025	0,101815	0,012667
16,5618	5,00025	-0,089	0,05409	16,2724	5,00025	0,007923	0,189502
16,3861	5,00025	-0,16295	0,162406	16,3822	5,00025	-0,01571	0,009174
16,181	5,00025	0,048062	-0,1075	16,2371	5,00025	-0,02884	0,010511
15,8893	5,00025	0,203415	0,023057	16,4251	5,00025	-0,01383	0,126407
16,2261	5,00025	-0,09072	0,003032	16,2754	5,00025	0,025117	-0,10507
16,5062	5,00025	0,055428	0,14511	16,4334	5,00025	0,073926	-0,00156
16,4504	5,00025	0,132532	-0,04689	16,768	5,00025	0,21969	0,035442
16,5468	5,00025	-0,21197	0,037422	16,3098	5,00025	-0,10884	-0,04062
16,4256	5,00025	-0,05055	0,062156	16,5674	5,00025	-0,17189	-0,01347
16,7416	5,00025	0,167825	0,037655	16,3808	5,00025	-0,02697	-0,10037
16,4013	5,00025	-0,04532	0,005393	16,4316	5,00025	-0,00118	0,103595
16,3104	5,00025	0,091756	-0,06502	16,2843	5,00025	-0,00269	0,036475
16,4507	5,00025	0,245894	-0,03166	16,5228	5,00025	0,029492	-0,0038
16,1077	5,00025	-0,10696	0,003353	16,309	5,00025	-0,03034	0,09261
16,4204	5,00025	-0,0143	-0,0923	16,0528	5,00025	-0,23037	-0,14493
16,3643	5,00025	-0,00402	0,040832	16,2787	5,00025	-0,03751	-0,0151
16,3025	5,00025	-0,13505	-0,10678	16,119	5,00025	0,028686	-0,04391
16,2838	5,00025	-0,05528	0,005023	16,594	5,00025	0,035253	-0,13094
16,3901	5,00025	0,069111	-0,05449	16,339	5,00025	0,026049	0,160649
16,4717	5,00025	0,00964	0,167769	16,1497	5,00025	0,146298	0,0293
16,3864	5,00025	0,067908	0,01506	16,2697	5,00025	-0,07889	0,093885
16,3494	5,00025	-0,09838	-0,0527	16,4023	5,00025	-0,00768	0,133715
16,2662	5,00025	-0,08422	-0,08556	16,3074	5,00025	-0,13537	-0,02015
16,4081	5,00025	-0,07243	0,105404	16,3904	5,00025	-0,09744	-0,11848
16,5582	5,00025	0,125485	0,031908	16,2291	5,00025	-0,02044	-0,0752
16,4836	5,00025	-0,01916	-0,00682	16,6378	5,00025	0,118694	-0,17222

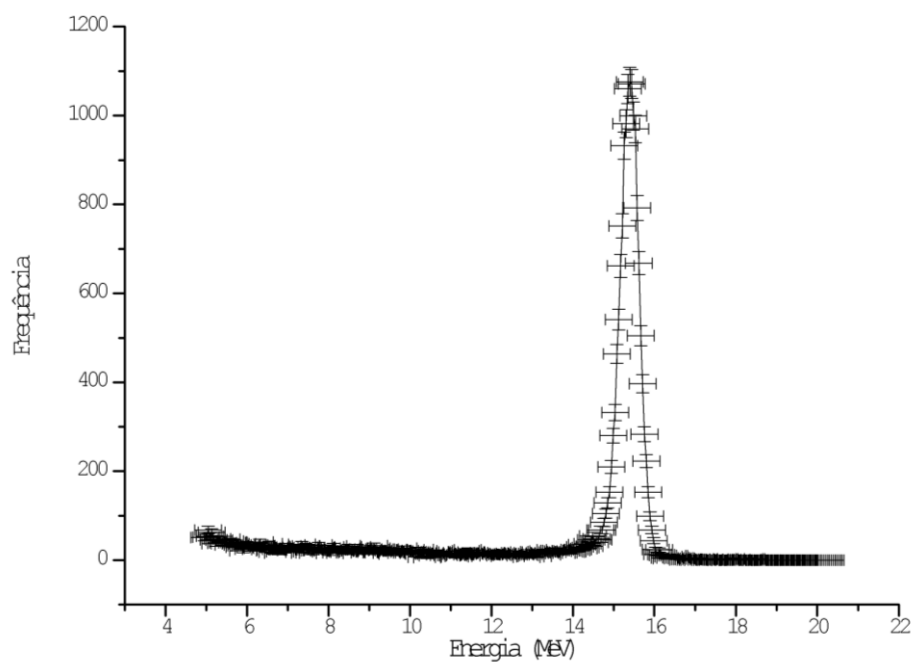
ANEXO E – DADOS DE SAÍDA DO SRIM 2011

DADOS DE SAÍDA REFERENTE AOS PRIMEIROS PRÓTONS ATRAVESSARAM O DISCO DE PEAD DE 2,88 MM DA SIMULAÇÃO EM SRIM 2011

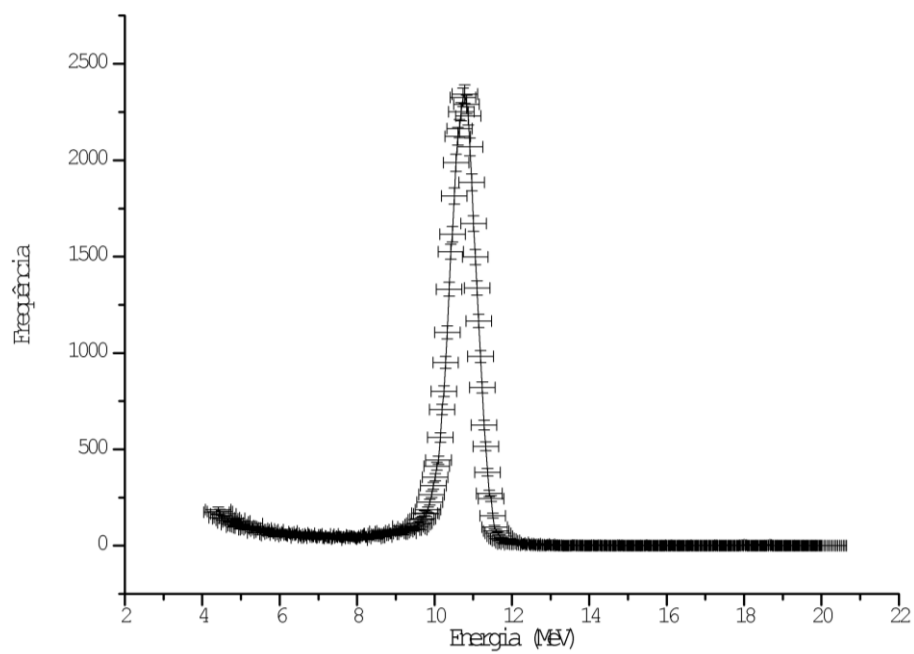
SRIM-2012.01										
TRANSMIT.txt : File of Transmitted Ions										
This file tabulates the kinetics of ions or atoms leaving the target. Column #1: S= Sputtered Atom, B= Backscattered Ion, T= Transmitted Ion. Col.#2: Ion Number, Col.#3: Z of atom leaving, Col.#4: Atom energy (eV). Col.#5-7: Last location: X= Depth into target, Y,Z= Transverse axes. Col.#8-10: Cosines of final trajectory. *** This data file is in the same format as TRIM.DAT (see manual for uses).										
TRIM Calc.= H(24 MeV) ==> Polyethylene(2.88 mm)										
	Ion	Atom	Energy	Depth	Lateral-Position		Atom	Direction		
	Numb	Numb	(eV)	X(A)	Y(A)	Z(A)	Cos(X)	Cos(Y)	Cos(Z)	
T	1	1	1,64E+07	2,88E+07	3,27E+05	1,94E+03	0,996912	0,073418	-0,02788	
T	2	1	1,63E+07	2,88E+07	8,56E+05	-1,33E+05	0,999136	0,034744	-0,02282	
T	3	1	1,62E+07	2,88E+07	4,99E+05	7,22E+03	0,999577	0,027912	-0,00823	
T	4	1	1,66E+07	2,88E+07	1,96E+04	-3,07E+05	0,999716	-0,00906	-0,02206	
T	5	1	1,62E+07	2,88E+07	-2,31E+05	-2,93E+05	0,999821	-0,00484	-0,01832	
T	6	1	1,63E+07	2,88E+07	3,35E+05	4,95E+04	0,9999	0,009831	0,010146	
T	7	1	1,63E+07	2,88E+07	3,34E+05	1,16E+05	0,999688	0,023165	0,009363	
T	8	1	1,61E+07	2,88E+07	-1,16E+05	2,85E+05	0,999684	-0,00647	0,02429	
T	9	1	1,65E+07	2,88E+07	9,35E+04	4,50E+05	0,999353	0,008741	0,034895	
T	10	1	1,64E+07	2,88E+07	-1,67E+05	-9,88E+04	0,999933	-0,00609	-0,00988	
T	11	1	1,64E+07	2,88E+07	2,71E+05	-2,35E+05	0,999993	0,000213	-0,00377	
T	12	1	1,63E+07	2,88E+07	-8,86E+04	-3,67E+05	0,999779	-0,00177	-0,02094	
T	13	1	1,61E+07	2,88E+07	1,64E+05	-9,76E+04	0,999923	0,012398	-0,00045	
T	14	1	1,63E+07	2,88E+07	7,08E+05	-8,65E+04	0,999304	0,037258	-0,00179	
T	15	1	1,65E+07	2,88E+07	3,47E+05	-4,15E+04	0,998785	0,049102	0,004211	
T	16	1	1,62E+07	2,88E+07	5,07E+04	-9,74E+04	0,999926	0,011961	-0,00211	
T	17	1	1,61E+07	2,88E+07	2,16E+05	7,72E+04	0,999852	0,0165	0,004819	
T	18	1	1,63E+07	2,88E+07	1,22E+05	-1,96E+05	0,999992	-0,00387	-0,00081	
T	19	1	1,65E+07	2,88E+07	3,03E+05	1,62E+05	0,999695	0,023926	0,006142	
T	20	1	1,64E+07	2,88E+07	-1,93E+05	3,39E+05	0,999739	-0,01203	0,019442	
T	21	1	1,63E+07	2,88E+07	-4,39E+05	-6,83E+04	0,999583	-0,02649	-0,01147	
T	22	1	1,62E+07	2,88E+07	3,69E+05	-5,45E+03	0,99997	0,005983	0,004949	
T	23	1	1,61E+07	2,88E+07	-3,76E+05	1,11E+05	0,999831	-0,01831	0,001507	
T	24	1	1,65E+07	2,88E+07	3,88E+05	-3,12E+04	0,999921	0,01226	-0,00295	
T	25	1	1,63E+07	2,88E+07	2,59E+05	4,87E+05	0,99947	0,016589	0,028015	
T	26	1	1,68E+07	2,88E+07	5,98E+03	1,98E+05	0,999835	-0,00232	0,018028	
T	27	1	1,65E+07	2,88E+07	7,13E+04	-3,55E+05	0,999955	-0,00484	-0,00817	
T	28	1	1,63E+07	2,88E+07	2,36E+05	1,56E+05	0,999559	0,025962	-0,01443	
T	29	1	1,61E+07	2,88E+07	1,16E+05	1,96E+05	0,999799	0,005875	0,019179	
T	30	1	1,62E+07	2,88E+07	-1,00E+05	8,39E+04	0,999743	0,00034	0,022685	
T	31	1	1,64E+07	2,88E+07	-2,37E+05	-9,32E+04	0,999802	-0,00227	-0,01976	
T	32	1	1,63E+07	2,88E+07	-1,15E+05	-7,77E+04	0,999929	-0,00635	-0,01006	
T	33	1	1,62E+07	2,88E+07	-2,94E+05	2,02E+05	0,999837	-0,01718	-0,00553	
T	34	1	1,64E+07	2,88E+07	9,01E+04	-3,27E+05	0,999559	0,005569	-0,02917	
T	35	1	1,64E+07	2,88E+07	-1,30E+05	-3,62E+05	0,999835	-0,00903	-0,01576	
T	36	1	1,62E+07	2,88E+07	1,48E+05	-6,00E+05	0,999358	-0,00244	-0,03575	
T	37	1	1,64E+07	2,88E+07	-4,04E+05	5,37E+05	0,999322	-0,01969	0,031121	
T	38	1	1,64E+07	2,88E+07	1,25E+05	-3,35E+05	0,999874	0,009022	-0,01306	
T	39	1	1,64E+07	2,88E+07	-6,06E+05	-4,21E+05	0,998991	-0,03702	-0,02542	
T	40	1	1,64E+07	2,88E+07	-5,26E+05	-9,38E+05	0,999167	-0,01823	-0,0365	
T	41	1	1,64E+07	2,88E+07	-6,96E+03	-2,08E+04	0,999915	-0,00789	0,010377	
T	42	1	1,58E+07	2,88E+07	1,20E+05	-4,42E+04	0,999766	0,005487	-0,02093	

T	43	1	1,61E+07	2,88E+07	6,93E+04	-2,21E+05	0,999997	-4,2E-06	0,00229
T	44	1	1,63E+07	2,88E+07	-2,79E+05	-3,44E+04	0,999932	-0,01037	0,005342
T	45	1	1,64E+07	2,88E+07	7,05E+05	-6,69E+04	0,998788	0,048682	-0,00725
T	46	1	1,59E+07	2,88E+07	1,51E+05	-3,62E+04	0,999687	0,024732	-0,00376
T	47	1	1,65E+07	2,88E+07	-3,11E+05	-1,03E+06	0,998587	-0,00997	-0,0522
T	48	1	1,65E+07	2,88E+07	-2,82E+04	1,79E+05	0,999965	-0,00691	0,004778
T	49	1	1,63E+07	2,88E+07	-1,72E+05	9,42E+04	0,999991	-0,0021	0,003587
T	50	1	1,60E+07	2,88E+07	4,00E+04	1,15E+05	0,999871	0,015501	0,00411
T	51	1	1,67E+07	2,88E+07	-8,05E+04	8,24E+04	0,999935	-0,00461	0,010452
T	52	1	1,62E+07	2,88E+07	4,76E+05	2,81E+05	0,999985	0,016284	-0,00595
T	53	1	1,62E+07	2,88E+07	4,63E+05	-1,65E+05	0,999952	0,030497	-0,00555
T	54	1	1,64E+07	2,88E+07	-1,63E+05	-8,28E+04	0,9999	-0,0111	0,008796
T	55	1	1,61E+07	2,88E+07	1,37E+05	-3,92E+05	0,999491	0,012597	-0,02931
T	56	1	1,67E+07	2,88E+07	6,30E+02	-4,37E+05	0,999751	-0,00243	-0,0222
T	57	1	1,63E+07	2,88E+07	-1,65E+05	4,42E+03	0,999871	-0,01571	-0,00344
T	58	1	1,63E+07	2,88E+07	-3,38E+05	-3,28E+05	0,999747	-0,0212	-0,00748
T	59	1	1,66E+07	2,88E+07	-8,79E+04	-3,31E+05	0,999714	0,008914	-0,02219
T	60	1	1,63E+07	2,88E+07	-5,14E+05	1,23E+05	0,99974	-0,02191	0,006324
T	61	1	1,60E+07	2,88E+07	1,33E+05	1,63E+05	0,999943	-0,00552	0,009113
T	62	1	1,62E+07	2,88E+07	7,29E+03	2,95E+05	0,999981	0,001663	0,005981
T	63	1	1,69E+07	2,88E+07	2,17E+05	-1,77E+05	0,999949	0,007396	-0,00682
T	64	1	1,59E+07	2,88E+07	2,53E+05	-9,01E+04	0,999975	0,007069	-0,00065
T	65	1	1,64E+07	2,88E+07	-2,53E+05	2,97E+05	0,999556	-0,02933	0,00523
T	66	1	1,67E+07	2,88E+07	2,10E+05	1,69E+05	0,999769	0,010386	0,018801
T	67	1	1,64E+07	2,88E+07	-2,27E+05	3,95E+04	0,99999	-0,0037	-0,00259
T	68	1	1,64E+07	2,88E+07	-8,88E+04	2,13E+05	0,999973	-0,00357	0,006428
T	69	1	1,67E+07	2,88E+07	-1,52E+05	-2,39E+05	0,999965	-0,00777	0,003192
T	70	1	1,64E+07	2,88E+07	2,47E+05	9,02E+04	0,999602	0,027136	0,007718
T	71	1	1,63E+07	2,88E+07	1,90E+05	1,15E+05	0,999976	0,003397	0,006048
T	72	1	1,64E+07	2,88E+07	-4,01E+05	1,19E+05	0,999842	-0,01401	0,010957
T	73	1	1,62E+07	2,88E+07	1,18E+05	3,49E+05	0,999432	0,015059	0,030152
T	74	1	1,63E+07	2,88E+07	7,15E+04	7,31E+04	0,999999	-0,00066	-0,00098
T	75	1	1,61E+07	2,88E+07	-1,02E+05	9,68E+04	0,999869	0,001693	0,0161
T	76	1	1,61E+07	2,88E+07	-4,58E+05	-6,09E+05	0,9989	-0,03575	-0,03036
T	77	1	1,65E+07	2,88E+07	2,20E+05	-1,93E+05	0,999744	0,019974	-0,0106
T	78	1	1,62E+07	2,88E+07	1,31E+05	-1,14E+05	0,999941	0,007484	-0,00792
T	79	1	1,64E+07	2,88E+07	7,30E+04	3,40E+04	0,999987	-0,00453	0,002372
T	80	1	1,63E+07	2,88E+07	-3,75E+05	2,90E+05	0,999743	-0,00724	0,021498
T	81	1	1,66E+07	2,88E+07	-1,01E+05	-2,47E+04	0,999984	-0,00439	-0,00351
T	82	1	1,62E+07	2,88E+07	4,95E+05	-8,02E+05	0,998527	0,023972	-0,04867
T	83	1	1,62E+07	2,88E+07	3,37E+04	-3,10E+05	0,999133	0,001318	-0,04162
T	84	1	1,65E+07	2,88E+07	4,39E+05	1,41E+05	0,999541	0,006964	0,029479
T	85	1	1,61E+07	2,88E+07	-4,24E+05	-6,63E+05	0,999113	-0,03425	-0,02449
T	86	1	1,68E+07	2,88E+07	-2,27E+05	2,28E+04	0,999925	-0,00865	0,008625
T	87	1	1,66E+07	2,88E+07	-1,18E+06	-4,65E+05	0,998957	-0,04349	-0,01392
T	88	1	1,66E+07	2,88E+07	-7,13E+04	3,10E+05	0,999914	-0,00306	0,012749
T	89	1	1,67E+07	2,88E+07	-4,18E+05	9,02E+04	0,999483	-0,03186	-0,00426
T	90	1	1,65E+07	2,88E+07	1,87E+05	1,63E+05	0,999877	0,015563	-0,00185
T	91	1	1,64E+07	2,88E+07	-3,22E+04	-9,84E+04	0,99998	-0,00578	-0,00264
T	92	1	1,68E+07	2,88E+07	-2,96E+05	2,73E+05	0,999756	-0,01118	0,019074
T	93	1	1,63E+07	2,88E+07	-9,25E+04	-2,05E+05	0,999995	-0,00315	-0,00075
T	94	1	1,63E+07	2,88E+07	2,86E+05	-1,39E+05	0,999589	0,021221	-0,01929
T	95	1	1,64E+07	2,88E+07	-5,18E+05	1,26E+05	0,999588	-0,02829	-0,00485
T	96	1	1,63E+07	2,88E+07	3,09E+05	2,69E+05	0,999979	0,003404	-0,00551
T	97	1	1,62E+07	2,88E+07	-8,13E+04	-7,00E+04	0,998914	-0,04436	0,014249
T	98	1	1,61E+07	2,88E+07	-1,61E+05	-1,95E+05	0,99976	0,01454	-0,01641
T	99	1	1,67E+07	2,88E+07	1,02E+06	-4,89E+05	0,998334	0,050156	-0,02854
T	100	1	1,50E+07	2,88E+07	2,76E+05	-5,58E+06	0,766338	0,042077	-0,64106

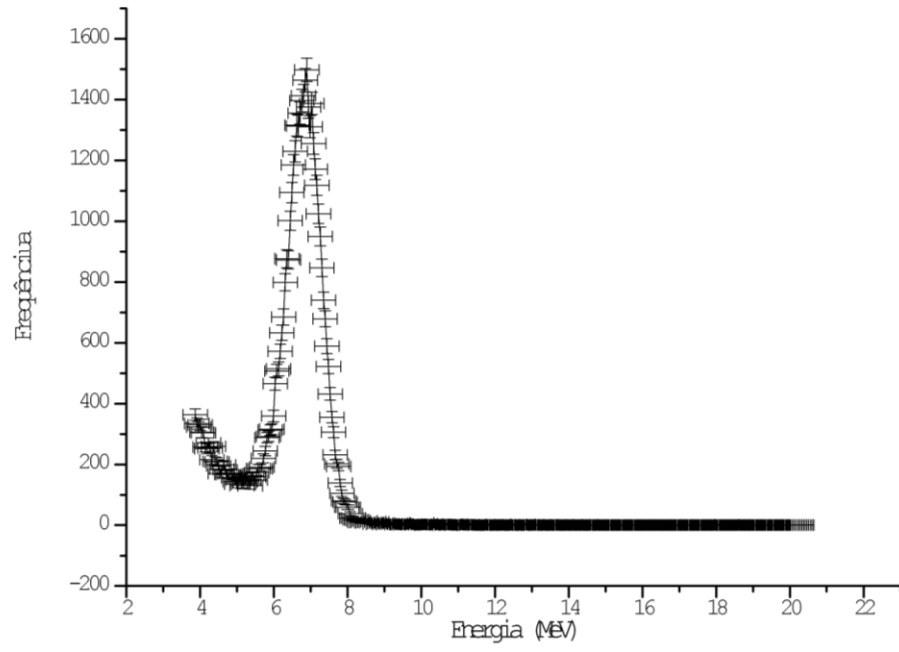
**ANEXO F – ESPECTROS DE ENERGIA DOS DADOS EXPERIMENTAIS
OBTIDOS NO IEN**



Disco de 2,88 mm.



Disco de 4,15 mm.



Disco de 4,93 mm.