

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

EDNEY MILHORETTO

**DESENVOLVIMENTO DE *PHANTOMS* PARA TOMOGRAFIA COM  
FEIXE DE PRÓTONS**

TESE

CURITIBA  
2012

EDNEY MILHORETTO

**DESENVOLVIMENTO DE *PHANTOMS* PARA TOMOGRAFIA COM  
FEIXE DE PRÓTONS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

Co-orientador: Prof. Dr. Sergei Anatolyevich Paschuk

CURITIBA  
2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

---

M644 Milhoretto, Edney  
Desenvolvimento de *phantoms* para tomografia com feixe de prótons / Edney  
Milhoretto. — 2012.  
107 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Hugo Reuters Schelin.

Coorientador: Sergei Anatolyevich Paschuk.

Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2012.

Bibliografia: f. 86-89.

1. Tomografia computadorizada. 2. Feixes de prótons. 3. Imagens e fantasmas (Radiologia). 4. Simulação (Computadores). 5. Engenharia biomédica. 6. Engenharia elétrica – Teses. I. Schelin, Hugo Reuters, orient. II. Paschuk, Sergei Anatolyevich, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

---

CDD (22. ed.) 621.3

**Título da Tese N° 73**

**“Desenvolvimento de Phantoms para Tomografia com Feixe de Prótons”**

por

**Edney Milhoretto**

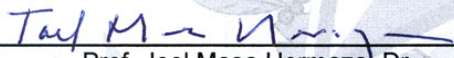
Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em CIÊNCIAS - Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Câmpus Curitiba, às 9h00 do dia 13 de abril de 2012. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



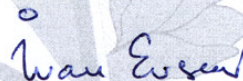
Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.  
(Presidente)



Prof. Ricardo Tadeu Lopes, Dr.  
(UFRJ)



Prof. Joel Mesa Hormaza, Dr.  
(UNESP)



Prof. Ivan Gennadievitch Evseev, Dr.  
(UTFPR – FB)



Prof. Valeriy Denyak, Dr.  
(IPPPP)

Visto da Coordenação:



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

## AGRADECIMENTOS

- A Deus.
- À minha família.
- Ao meu orientador Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin.
- Ao Ubirajara M. Vinagre Filho e a todos do IEN.
- Ao Dr. Reinhard Schulte e Ford Hurley de Loma Linda – CA.
- Aos professores. Dr. Ivan Evseev, Dr. Ricardo Tadeu Lopes, Dr. Joel Hormaza Mesa e Dr. Valeriy Denyak.
- Ao Sebastião Ribeiro Júnior do LACTEC.
- A todos os colegas de pesquisa pCT no Brasil.
- Ao pessoal do CPGEI/UTFPR.
- Aos colegas do Laboratório das Radiações Ionizantes/UTFPR.
- Ao CNPq pela bolsa de doutorado.
- A Fundação Araucária pelo apoio ao projeto pCT.
- A UTFPR por tudo.

*Penso 99 vezes e nada descubro. Deixo de pensar,  
mergulho no silêncio, e a verdade me é revelada.*

EINSTEIN, Albert

## RESUMO

MILHORETTO, Edney. Desenvolvimento de *Phantoms* para Tomografia com Feixe de Prótons. 107 f. Tese – Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

Neste trabalho foram desenvolvidos *phantoms* para dois protótipos de tomografia com feixe de prótons (pCT). Um *phantom* foi desenvolvido para um protótipo de um mini tomógrafo utilizando um feixe de prótons de baixa energia, que está sendo desenvolvido na Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). O protótipo encontra-se em fase de teste no ciclotron CV-28 do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN). Dois outros *phantoms* foram desenvolvidos para um protótipo de pCT no Centro Médico da Universidade de Loma Linda – CA, EUA (LLUMC). Os códigos GEANT4 e SRIM foram utilizados para simular todos os elementos que compõem os protótipos. Também foram feitos aprimoramentos no protótipo da UTFPR/IEN, entre eles um sistema de controle eletrônico do mecanismo, operado por um programa através de um computador, alteração no sistema de colimação para melhorar a resolução e a reconstrução de imagens obtidas por simulações. Foram realizados testes experimentais de perda de energia de prótons em polietileno de alta densidade (PEAD) no CV-28. Também foi feito experimentos de perda de energia de prótons em camadas de Poliestireno no LLUMC e comparação com dados simulados. Esses dois *phantoms* em PEAD foram construídos e testados no protótipo do LLUMC e um programa foi desenvolvido para a análise dos dados.

**Palavras-chave:** Tomografia, Geant4, Prótons.

## ABSTRACT

MILHORETTO, Edney. Development of Phantoms for Proton Beam Tomography. 107 f. Thesis – Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Federal University of Technology - Parana. Curitiba, 2012.

In this work phantoms were developed for two tomographic systems with proton beam (pCT). A phantom was developed for a mini scanner using a low energy proton beam, which is being developed at the Federal University of Technology - Parana (UTFPR) and tested at the CV-28 cyclotron at the Institute of Nuclear Engineering (IEN). Two additional phantoms were developed for the pCT prototype at Loma Linda University Medical Center – CA, USA (LLUMC). SRIM and Geant4 codes were used to simulate all the elements of the prototypes. Improvements were made in the UTFPR/IEN prototype such as electronic control system of mechanism, controlled by a computer program, upgrade in the collimation system to improve the resolution of reconstructed images obtained by simulations. Experimental energy loss tests were done with polyethylene protons of high density (PEAD) in CV-28. Experiments of energy loss in layers of polystyrene at the LLUMC were also done and compared with simulated data. Both phantoms were constructed and tested in the prototype of LLUMC and a program was developed for data analysis.

**Keywords:** Tomography, Geant4, Protons.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Processo de aquisição de um tomógrafo de primeira geração.....	20
Figura 2 - Tela principal do programa TRIM. ....	28
Figura 3 - Os elementos que compõem o esquema do protótipo do IEN.....	29
Figura 4 - Câmara de espalhamento CV-28.....	30
Figura 5 - Estrutura do <i>phantom</i> utilizado no primeiro teste experimental no IEN.....	31
Figura 6 - Mecanismo de movimentação para o protótipo. ....	31
Figura 7 - Configuração do protótipo do LLUMC.....	32
Figura 8 - Um dos 8 detectores em micro tira de silício utilizado no protótipo do LLUMC.....	33
Figura 9 - Sobreposição de 3 mm entre os conjuntos de detectores SSD.....	33
Figura 10 - Protótipo de LLUMC: (A) conjunto SSD e calorímetro e (B) conjunto de SSD.....	34
Figura 11 - Folha de chumbo colocado na saída do feixe de prótons.....	34
Figura 12 - Blocos de Poliestireno utilizado para calibrar o calorímetro.....	35
Figura 13 - Janela principal do módulo TRIM preparado para a simulação.....	37
Figura 14 - Janela de simulação mostrando a configuração planejada de materiais.....	38
Figura 15 - Esquema do protótipo utilizando o novo <i>phantom</i> .....	41
Figura 16 - Configuração a ser executada no código.....	42
Figura 17 - Fluxograma do algoritmo usado para reconstrução da imagem.....	44
Figura 18 - Discos de PEAD com espessuras de 3, 4 e 5 mm.....	46
Figura 19 - Sinal do detector mostrado na tela do osciloscópio.....	47
Figura 20 - Posicionamento do alvo de Au e detector.....	48
Figura 21 - Posicionamento do alvo de Mylar e detector.....	48
Figura 22 - Posicionamento do disco de PEAD, detector e alvo.....	49
Figura 23 - Disposição dos elementos dentro da câmara de espalhamento.....	49
Figura 24 - Estrutura dos <i>phantoms</i> .....	51
Figura 25 - Posicionamento dos elementos para a simulação do protótipo do LLUMC.....	52
Figura 26 - Espessuras e combinações de blocos de Poliestireno a ser simulado.....	53
Figura 27 - Coordenadas do detector SSD.....	54
Figura 28 - Gráfico da energia final dos prótons em água e PP.....	55
Figura 29 - Dimensões dos elementos que compõe o <i>phantom</i> projetado.....	56
Figura 30 - Foto do <i>phantom</i> finalizado. A moeda dá referência ao tamanho final.....	57
Figura 31 - Energia média de uma projeção utilizando colimação de 0,2 mm.....	58
Figura 32 - Espectro de energia: posição 0,0 mm com colimação de 0,2 mm de diâmetro.....	58
Figura 33 - Espectro de energia: posição 1,2 mm com colimação de 0,2 mm de diâmetro.....	59
Figura 34 - Média das energias utilizando colimação de 0,4 mm de diâmetro.....	59
Figura 35 - Espectro de energia: posição 0,0 mm com colimação de 0,4 mm de diâmetro.....	60
Figura 36 - Espectro de energia: posição 1,2 mm com colimação de 0,4 mm de diâmetro.....	60
Figura 37 - Reconstrução tomográfica do <i>phantom</i> com colimação em orifício de 0,2 mm.....	61
Figura 38 - Colimadores construídos, a esq. 0,1 mm e a dir. 0,2 mm.....	61
Figura 39 - Visualização 3D da simulação e a visualização em perfil dos objetos simulados.....	62
Figura 40 - Comparação entre os valores de energia com colimador de 0,1 mm 0,2 mm.....	62
Figura 41 - Reconstrução tomográfica do <i>phantom</i> usando colimação de 0,1 mm.....	63

Figura 42 - Reconstrução tomográfica do <i>phantom</i> (a) em orifício e (b) em fenda.....	63
Figura 43 - Programa de simulação de circuitos eletrônicos ISIS Professional.....	64
Figura 44 - Programa Mplab utilizado para gerar o código em C++ para o Micro controlador.....	65
Figura 45 - Circuito eletrônico de controle do sistema mecânico confeccionado.....	65
Figura 46 - Programa de controle do sistema mecânico.....	66
Figura 47 - Espectro de energia dos prótons espalhados por alvo de Au.....	67
Figura 48 - Espectro de energia dos prótons espalhados por alvo de Mylar.....	67
Figura 49 - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 3 mm.....	68
Figura 50 - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 4 mm.....	68
Figura 51 - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 5 mm.....	69
Figura 52 - Gráfico da energia final com PEAD de 3 mm.....	70
Figura 53 - Gráfico da energia final com PEAD de 4 mm.....	70
Figura 54 - Gráfico da energia final com PEAD de 5 mm.....	71
Figura 55 - Simulação do PEAD 3 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).....	71
Figura 56 - Simulação do PEAD 4 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).....	72
Figura 57 - Simulação do PEAD 5 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).....	72
Figura 58 - Comparação dos valores de energia simulados no IEN com PEAD.....	73
Figura 59 - Elementos simulados do protótipo LLUMC.....	74
Figura 60 - Gráfico comparativo entre a energia final obtida na LLUMC e Geant4.....	75
Figura 61 - <i>Phantoms</i> de PEAD a esq. núcleo cilíndrico e a dir. com núcleo em esfera.....	76
Figura 62 - Esfera e um dos suportes usinados para compor o núcleo do <i>phantom</i> em PEAD.....	76
Figura 63 - Imagem tomográfica do <i>phantom</i> com núcleo cilíndrico.....	77
Figura 64 - Imagem tomográfica do <i>phantom</i> com núcleo esférico.....	77
Figura 65 - Suporte a vácuo utilizado no protótipo do LLUMC.....	78
Figura 66 - Histograma de eventos por projeção do <i>phantom</i> de núcleo cilíndrico.....	78
Figura 67 - Histograma de eventos por projeção do <i>phantom</i> de núcleo cilíndrico.....	79
Figura 68 - Gráfico dos dados adquiridos de uma projeção do <i>phantom</i> em PEAD cilindro.....	79
Figura 69 - Gráfico pós-processamento de uma projeção do <i>phantom</i> em PEAD cilindro.....	80
Figura 70 - Programa desenvolvido para processar os dados de saída das simulações.....	80

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - SP para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons.....	23
Tabela 2 - Espessura dos blocos de poliestireno.....	35
Tabela 3 - Espessura real dos discos de PEAD.....	46
Tabela 4 - Dimensões das estruturas que compõem o novo <i>phantom</i> .....	56
Tabela 5 - Valores de energia medidos dos discos de PEAD.....	70
Tabela 6 - Valores medidos com PEAD no IEN, Geant4 e SRIM2010.....	73
Tabela 7 - Energia final com Poliestireno modelado em Geant4 e medido na LLUMC.....	75
Tabela 8 - Análise dos dados obtidos no IEN, Geant4 e SRIM.....	83
Tabela 9 - Comparação dos valores no LLUMC e Geant4 em %.....	83

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Atmosfera
CCD	<i>Charge-Coupled Device</i>
CERN	<i>European Organization for Nuclear Research</i>
CLP	Controlador Lógico Programável
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CSDA	<i>Continuous Slowing Dawn Approximation</i>
CT	Tomografia Computadorizada
Cygwin	GNU+Cygnus+Windows®
DAWN	<i>Drawer for Academic WritiNgs</i>
EMC	Espalhamento Múltiplo Coulombiano
FPGA	<i>Field Programmable Gate Array</i>
GEANT4	<i>Geometry and Track versão 4</i>
HD	<i>Hard Disk</i>
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
LAN	<i>Local Area Network</i>
LAMPF	<i>Los Alamos Meson Physics Facility</i>
LANSCE	<i>Los Alamos Neutron Science</i>
LLUMC	<i>Loma Linda University Medical Center</i>
Mb	<i>Mega byte</i>
MeV	Milhões de elétron volt
PC	<i>Personal Computer</i>
pCT	Tomografia Computadorizada com Prótons
PEAD	Polietileno de Alta Densidade
PP	Polipropileno
RAID	<i>Redundant Array of Independent Drives</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
Slac	<i>Stanford Linear Acelerator</i>
SP	<i>Stopping Power</i>
SRIM	<i>Stopping and Range of Ions in Matter</i>
SSD	<i>Strip Silicon Detector</i>
TRIM	<i>Transport of Ions in Matter</i>
TXT	<i>Text File</i>
WET	<i>Water Equivalent Thickness</i>
XML	<i>eXtensible Markup Language</i>

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 OBJETIVOS GERAIS DA TESE.....	15
1.2 OBJETIVOS PARA O PROTÓTIPO DO IEN.....	16
1.3 OBJETIVOS PARA O PROTÓTIPO DE LOMA LINDA.....	17
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>19</b>
2.1 PRINCÍPIO DO FUNCIONAMENTO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	19
2.2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS PARA A CT COM PRÓTONS.....	20
2.2.1 Fundamentos da interação de prótons com a matéria.....	20
2.2.2 Alguns estudos em relação Z/A.....	22
2.2.3 Conceito de espessura equivalente da água.....	24
2.3 SIMULAÇÕES MONTE CARLO.....	26
2.3.1 Geant4.....	26
2.3.2 Visualização da simulação.....	27
2.3.3 Wired .....	27
2.3.4 Dawn.....	27
2.4 SRIM-2010.....	28
2.5 ESTRUTURA DO PROTÓTIPO DO IEN.....	29
2.6 ESTRUTURA DO PROTÓTIPO DE LOMA LINDA.....	31
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>36</b>
3.1 METODOLOGIA EMPREGADA PARA O PROTÓTIPO DO IEN.....	36
3.1.1 Desenvolvimento do phantom.....	36
3.1.2 Simulação do <i>phantom</i> em Geant4.....	39
3.1.3 Estrutura da simulação e <i>phantom</i> .....	41
3.1.4 Simulação de um novo sistema de colimação.....	42
3.1.5 Conversão dos valores de projeção em WET.....	43
3.1.6 Sistema de controle.....	45
3.1.7 Experimento no IEN.....	45
3.2 PROTÓTIPO DO LLUMC.....	50
3.2.1 Confecção dos <i>phantom</i> .....	50
3.2.2 Simulação do protótipo do LLUMC.....	51
3.2.3 Simulação do <i>phantom</i> em Geant4.....	51
3.2.4 Simulação dos blocos de poliestireno em Geant4.....	52
3.2.5 Experimento no LLUMC.....	53
3.2.6 Programa para o processamento dos dados.....	54
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>55</b>
4.1 RESULTADOS RELACIONADOS AO PROTÓTIPO DO IEN.....	55
4.1.1 Resultados do <i>phantom</i> projetado.....	55
4.1.2 Simulação do <i>phantom</i> com colimador de alumínio de 0,2 mm.....	57
4.1.3 Colimadores em fenda.....	61
4.1.4 Simulação dos colimadores.....	61
4.1.5 Reconstrução tomografica do <i>phantom</i> .....	62

4.1.6 Sistema de controle.....	63
4.1.7 Resultados do experimento realizado no IEN.....	66
4.1.7.1 Obtenção do espectro de energia utilizando alvo espalhador de Au.....	66
4.1.7.2 Obtenção do espectro de energia utilizando alvo de Mylar.....	67
4.1.7.3 Medidas com discos em PEAD.....	68
4.1.8 Simulações dos discos de PEAD em Geant4.....	71
4.1.9 Comparação das simulações e dados experimentais.....	72
4.2 RESULTADOS DO PROTÓTIPO DO LLUMC.....	73
4.2.1 Comparação dos resultados experimentais e simulados em poliestireno.....	73
4.2.2 <i>Phantom</i> em PEAD para o LLUMC.....	76
4.2.3 Programa para o processamento dos dados.....	80
<b>5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....</b>	<b>81</b>
<b>6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>85</b>
<b>7 TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>86</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>87</b>
<b>ANEXO A.....</b>	<b>90</b>
<b>ANEXO B.....</b>	<b>91</b>
<b>ANEXO C.....</b>	<b>92</b>
<b>ANEXO D.....</b>	<b>93</b>
<b>ANEXO E.....</b>	<b>94</b>
<b>ANEXO F.....</b>	<b>96</b>
<b>ANEXO G.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO H.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO J.....</b>	<b>102</b>
<b>ANEXO K.....</b>	<b>103</b>
<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>104</b>
<b>APÊNDICE B.....</b>	<b>105</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A terapia por prótons é atualmente a forma mais precisa de combate a tumores. A primeira ideia de utilizar feixe de prótons para uso médico foi proposta por Robert Rathbun Wilson. Mais tarde Dr. Wilson tornou-se o primeiro diretor e em grande parte, criador do Acelerador do Laboratório Nacional Fermi, *Fermilab*. Sua ideia sobre a utilização de prótons para uso médico veio principalmente da sua formação em física na Universidade da Califórnia, Berkeley. As propostas originais de Wilson especificaram os mecanismos pelos quais os tratamentos de radiação por próton deveriam ser trabalhados; suas observações são tão válidas agora como eram naquela época, além de elaborar os fundamentos para tratamento de radiação por prótons que é feito hoje em lugares como o Centro Médico da Universidade de Loma Linda EUA, LLUMC, e outros centros de terapia. Em 1954 o primeiro paciente foi tratado com o uso de prótons na Universidade da Califórnia, Berkeley pelo pesquisador Dr. Cornelius A. Tobias. Outros centros de pesquisa como Universidade de Uppsala, Suíça e em Harvard sob orientação do Dr. Tobias iniciaram pesquisas em tratamentos de câncer por prótons ([www.llu.edu/proton/history](http://www.llu.edu/proton/history)).

Os planos de terapia por prótons atuais são feitos baseados em imagens de tomografia computadorizada (CT) e Ressonância Magnética. As imagens obtidas pelo CT são analisadas por físicos médicos e dosimetristas que efetuam o planejamento do tratamento. O planejamento é realizado de tal forma a minimizar a dose de radiação em tecidos normais e maximizar a dose dentro da região do tumor. Concluído o planejamento, o paciente é levado ao equipamento de terapia e posicionado, de tal forma que o tumor seja centralizado dentro do campo do feixe de prótons. Para isto o técnico faz uma radiografia da região do tumor de forma a ajustar o posicionamento correto do paciente (CHAFFNER, PEDRONI, 1998).

Infelizmente a alta precisão que é conseguida através do tratamento por prótons é perdida no processo de posicionamento do tumor dentro do campo de radiação orientada pelas radiografias. Para evitar essa perda de precisão surgiu a ideia de unir no mesmo equipamento de próton terapia um tomógrafo capaz de aproveitar certas características inerentes ao feixe de prótons para gerar a imagem da região de interesse médico (SCHULTE, BASHKIROV, LI, et al, 2004).

Nos anos 60 foram realizados experimentos com radiografias utilizando feixe de prótons, revelando que era possível conseguir um contraste de imagem maior do que as obtidas por raios X nas mesmas condições. Com isso o interesse por radiografias com partículas carregadas aumentou (BENTON, HENKE, TOBIAS, 1973)

Com base nos experimentos com radiografias logo surgiram os primeiros testes em tomografia computadorizada utilizando feixes de prótons (pCT). O primeiro experimento em pCT bem sucedido foi realizado no ciclotron de Harvard em meados da década de 70. Nesses primeiros experimentos foi possível detectar diferenças de densidades na ordem de 0,5% entre tecidos (CORMACK, KOEHLER, 1976).

Na década de 80 no *Los Alamos Meson Physics Facility* (LAMPF) atual *Los Alamos Neutron Science* (LANSCE), realizaram os primeiros testes com espécimes humanos: coração e cérebro adulto. Os resultados por meio de prótons foram comparados com os obtidos em dois scanners de tomografia computadorizada de raios X comerciais, o GE CT/T8800 no Centro Médico Presbiteriano, e o *Technicare Δ2020* na clínica Lovelace em Albuquerque - USA. Esses experimentos não mostraram grandes diferenças entre imagens de pCT e CT convencional, mas foi observado que a maior vantagem da técnica com prótons é a menor dose de radiação empregada para executar a tomografia. A conclusão é que isso pode ser válido para objetivos específicos, como o planejamento de tratamento através de terapia com partículas carregadas. Porém, naquele momento, a terapia com prótons era pouco conhecida para abrir um espaço atraente para o desenvolvimento da pCT como uma ferramenta a ser comercializada (HANSON et al., 1981, HANSON et al., 1982).

Com o estabelecimento do primeiro centro de terapia com prótons na década de 90, na Universidade de Loma Linda (Califórnia, EUA) (SLATER, et al., 1992) e a criação de outros centros de terapia no mundo retomaram-se os interesses às pesquisas com pCT. Novas tecnologias à disposição atualmente permitem arranjos experimentais muito mais avançados como a localização de cada próton por meio de detectores especiais, ganhando com isso maiores níveis de resolução espacial (ZYGMAŃSKI, GALL, RABIN, et al, 2000).

Os primeiros trabalhos em tomografia computadorizada na UTFPR iniciaram em 1997 relacionado a protocolos de controle de qualidade de imagens tomográficas em hospitais e clínicas (DAVID, 1997). Trabalhos posteriores envolveram o desenvolvimento de controles e sistema de aquisição para um tomógrafo de segunda geração, Scan-50 da Ohio-Nuclear, utilizando um computador padrão PC, além dos primeiros algoritmos de reconstrução (SLATER, 1992). Trabalhos envolvendo reconstruções tomográficas baseados em tomografia de terceira geração foram realizados utilizando um sistema combinado de écrans e câmera CCD como detectores (KLOCK, 2002). O contato inicial com a pCT pela UTFPR aconteceu na “XXIV Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil” em Águas de Lindóia-SP, em 2001. Nesta reunião foram avaliados os principais aspectos que envolvem a construção de um pCT como mecanismos de perda de energia de prótons na matéria, espalhamento múltiplo



coulombiano e qualidade de imagem para localização precisa do tumor (EVSEEV, KLOCK, SCHELIN, et al, 2004).

Está atualmente em desenvolvimento na UTFPR um protótipo de um mini tomógrafo que utiliza feixe de prótons. O principal fator limitante do projeto é a energia do feixe de prótons disponível no ciclotron CV-28 do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), que é nominalmente de 24,00 MeV. Outro fator secundário, porém importante, é relacionado à dimensão física da câmara de espalhamento já instalada no IEN, o que levou à elaboração de um protótipo com tamanho compatível (SETTI, 2006).

No Centro Médico da Universidade de Loma Linda (*Loma Linda University Medical Center* - LLUMC) está sendo desenvolvido um protótipo de maiores dimensões. Este protótipo possui características mais avançadas e capacidade para trabalhar com valores de energia de até 250 MeV (PENFOLD, 2010).

## 1.1 OBJETIVOS GERAIS DA TESE

Uma das principais ferramentas que o grupo de pesquisa no Brasil utiliza para o desenvolvimento do pCT são as simulações computacionais baseadas no método de Monte Carlo. O principal programa utilizado para modelar o pCT é o código Geant4. As simulações em Geant4 fornecem dados aproximados de um modelo real. Desta forma é facilitada a criação de componentes prevendo seu comportamento de forma menos dispendiosa.

O objetivo primário deste trabalho é desenvolver objetos simuladores denominados de *phantom* para ambos os protótipos. Um *phantom* é um objeto de composição e geometria conhecida com a finalidade de testar um equipamento. Estes objetos simuladores que serão desenvolvidos devem ter geometria simples para poderem ser modelados pelo Geant4.

Outro objetivo secundário deste trabalho é verificar quão próximos são os resultados simulados de um modelo real. Para isso serão modelados em Geant4 os principais elementos que compõe os protótipos do LLUMC e do IEN. Em uma etapa experimental, materiais poliméricos com espessuras conhecidas serão utilizados para medida da perda de energia do feixe de prótons com energia de 200 MeV (LLUMC) e 24 MeV (IEN). Os mesmos polímeros serão simulados para comparação.

Como se trata de dois protótipos diferentes, um do IEN e o outro de LLUMC, a tese terá objetivos específicos que serão apresentados a seguir.

## 1.2 OBJETIVOS PARA O PROTÓTIPO DO IEN

Este protótipo tem como característica utilizar um feixe de prótons com energia de 24 MeV e um sistema de colimadores de alumínio (Al). O sistema de colimação é diretamente responsável pela resolução ao se tomografar um objeto. Os colimadores originais são construídos de alumínio com um orifício central, e o menor diâmetro de colimação é de 0,2 mm. Um dos objetivos deste trabalho será o de desenvolver um colimador com abertura menor do que 0,2 mm, mas que não restrinja a quantidade de prótons a serem detectados. Isso tem impacto direto no tempo de simulação. Um *phantom* deverá ser desenvolvido para este protótipo e analisado por simulação utilizando colimadores em orifício e o colimador projetado comparando os resultados. Também deverá ser desenvolvido um sistema eletrônico personalizado para controle do mecanismo do protótipo substituindo o controlador lógico programável (CLP) atual bastante limitado. Como última etapa deste trabalho deverá ser realizado um experimento simples com degradadores em Polietileno (PEAD) com espessuras conhecidas, no Cíclotron CV-28 do IEN. A finalidade deste experimento é analisar a perda de energia em PEAD e comparar os resultados com as simulações em Geant4 nas mesmas condições.

Etapas a serem cumpridas para este protótipo:

- Instalar e configurar a versão 4.9.3 do Geant4 nas plataformas Linux (distribuição Cientific Linux 5.8) e Microsoft Windows para as simulações dos protótipos do IEN.
- Instalar e configurar o SRIM2010 e fazer a modelagem das energias de saída do *phantom* utilizando energia inicial de prótons calculada em 22,98 MeV (de acordo com a última medida experimental realizada).
- Aprimorar o sistema de colimação atual para o protótipo.
- Desenvolver um *phantom* com materiais poliméricos constituído por dois tubos simples, com diâmetro próximo de 5 mm e material biológico como água inserido em uma camada interna, e uma camada de ar.
- Programar o código Geant4 para a geometria e dimensões do *phantom* construído.
- Analisar a forma dos espectros de energia dos prótons detectados sob diferentes colimações.
- Fazer a restauração de imagem tomográfica com dados simulados.

- Construir um sistema de controle para o sistema mecânico do protótipo controlado através de um computador substituindo o atual CLP 7200 da Siemens. O sistema de controle é baseado em um micro controlador programável e um sistema de potência para acionamento dos motores de passo e sensoriamento dos movimentos.
- Confeccionar três degradadores em PEAD com espessuras de 3 mm, 4 mm e 5mm.
- Simular em Geant4 e SRIM2010 os três degradadores confeccionados.
- Testar os degradadores na câmara de espalhamento do CV-28.
- Comparar os dados experimentais com os dados simulados.

### 1.3 OBJETIVOS PARA O PROTÓTIPO DE LOMA LINDA

O grupo de pesquisa em pCT no Brasil tem parceria com a equipe do LLUMC. Esta parceria permite que possam ser feitas contribuições no desenvolvimento deste protótipo em determinadas áreas. O objetivo deste protótipo será desenvolver dois *phantoms* com características compatíveis com o suporte do protótipo, utilizando materiais de fácil aquisição e geometria simples. Estes *phantoms* deverão ser testados no protótipo do LLUMC com feixe de 200 MeV. Para fazer o processamento das informações obtidas pelos detectores do protótipo, bem como as simulações em Geant4, um programa específico para esta finalidade será desenvolvido em linguagem C++. A fim de comparar o desempenho do código Geant4 nas condições do LLUMC, será modelado o sistema de calibração por camadas de Poliestireno do protótipo.

Etapas a serem cumpridas para este protótipo:

- Programar código Geant4 para as simulações pretendidas do sistema do LLUMC.
- Confeccionar dois *phantoms* em PEAD com diâmetro externo de 150 mm e núcleo de material Acrílico em formato de esfera de 24 mm de diâmetro em um deles e um pino central com 27 mm de diâmetro no outro.
- Testar os *phantoms* no protótipo do LLUMC com energia inicial de 200 MeV.
- Simular as energias de saída diferentes combinações de camadas de Poliestireno.
- Desenvolver um programa capaz de processar os dados dos detectores do protótipo.

- Comparar com dados experimentais do protótipo.

A tese está organizada em seis capítulos:

Capítulo 1: São apresentadas as motivações históricas, bem como os trabalhos realizados anteriormente na área de tomografia com prótons.

Capítulo 2: Faz-se uma revisão da literatura sobre pCT, mostra-se as equações que fundamentam o processo de interação dos prótons na matéria e explica-se o funcionamento básico do código Geant4.

Capítulo 3: É descrito o desenvolvimento das simulações e do sistema de controle para o protótipo do IEN, e a parte experimental do LLUMC.

Capítulo 4: São relatados os resultados obtidos através das simulações em Geant4 no experimento do LLUMC.

Capítulo 5: São apresentadas as discussões dos resultados.

Capítulo 6: Conclusões do trabalho.

Capítulo 7: Trabalhos futuros.

Ao final da tese são mostradas as referências bibliográficas e em seguida os Anexos e Apêndices.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

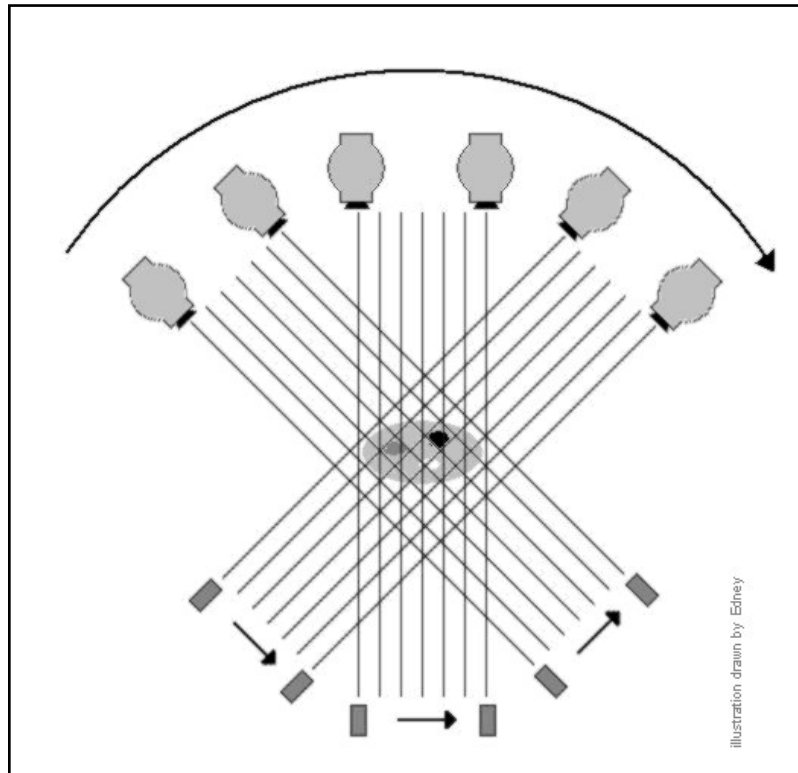
Este capítulo refere-se à física e à matemática envolvida em pCT, características do protótipo em desenvolvimento, programas utilizados para realizar as simulações, e aspectos gerais referentes ao protótipo do IEN e do protótipo do LLUMC.

### 2.1 PRINCÍPIO DO FUNCIONAMENTO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Os fundamentos matemáticos utilizados na reconstrução de imagens tomográficas foram desenvolvidos por Johann Radon no ano de 1917. Radon mostrou como, 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. Oldendorf reconstruiu, pelo método da retro projeção, a imagem de um *phantom*. Na época, devido às dificuldades técnicas, o projeto foi considerado comercialmente inviável (CARVALHO, 2007).

Assim como Oldendorf, o físico Allan M. Cormack pesquisou a distribuição dos coeficientes de atenuação em tecidos do corpo humano. Em 1955 Cormack percebeu que deveria existir uma maneira de determinar as não homogeneidades de uma seção reta a partir de medições realizadas na região exterior. No entanto, ao pesquisar sobre o assunto, não encontrou trabalhos com uma solução matemática para o problema. Cormack então realizou uma série de estudos teóricos e experimentais, publicados em artigos em 1963 e 1964 (CARVALHO, 2007).

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 rotaciona em um pequeno incremento angular. O processo de translação é então repetido para a obtenção da projeção seguinte. O feixe de raios X utilizado na primeira geração é chamado de *pencil beam* (feixe em forma de lápis). É mostrado o processo de aquisição das projeções por um tomógrafo de primeira geração na figura 1. Este processo é conhecido como translação + rotação (WEGENER, 1992). O protótipo do mini tomógrafo segue o mesmo princípio de funcionamento do CT de primeira geração.



**Figura 1-** Processo de aquisição de um tomógrafo de primeira geração.

## 2.2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS PARA A CT COM PRÓTONS

Compreender os processos físicos da interação dos prótons de alta energia com a matéria permite ter uma noção mais clara do que ocorre na simulação.

### 2.2.1 Fundamentos da interação de prótons com a matéria

Uma partícula carregada, como os prótons ao atravessar um meio material sofre perdas de energia e sua direção é alterada devido a colisões elásticas e inelásticas com os átomos. Colisões inelásticas ocorrem principalmente entre prótons e a camada eletrônica mais externa. Durante toda a trajetória percorrida pelo próton, este sofre múltiplos desvios também conhecido por espalhamento múltiplo de Coulomb, EMC, a baixo ângulo, ocasionado pelo núcleo do átomo. Esses processos, no entanto, não tem 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 250MeV (LEO, 1994).

O método de Monte Carlo faz este cálculo através de soluções aproximadas de formas simplificadas das equações. Uma possibilidade é omitir o espalhamento e concentrar o cálculo apenas na forma de transferência de energia dos prótons para os elétrons, dessa forma mantemos apenas o primeiro termo, pela aproximação de freamento contínuo (*Continuous Slowing Down Approximation* - CSDA), escrita da seguinte forma (ZIEGLER, 1999):

$$\frac{dN}{dx} = \frac{d}{dE}(\bar{\omega}(E) \cdot N(x, E)) \quad (1)$$

onde  $E$  é a perda de energia dos prótons por unidade de comprimento percorrida ao longo de  $x$  e  $\bar{\omega}(E)$  é determinada pela fórmula de Bethe-Bloch para o poder de frenagem (*Stopping Power - SP*) do próton:

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

onde:

$r_e$  = raio do elétron clássico,

$m_e$  = massa do elétron,

$c$  = velocidade da luz,

$\eta$  = densidade volumétrica dos elétrons,

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

$F(\beta, \varepsilon)$  = fator cinemático de dimensionamento, que depende da ligação média dos elétrons atômicos  $\varepsilon$  como:

$$F(\beta, \varepsilon) = \frac{1}{\beta^2} \left[ \ln \left( \frac{2m_e c^2}{\varepsilon} \frac{\beta^2}{1 - \beta^2} \right) - \beta^2 \right]$$

Podemos considerar através da equação (2) que a probabilidade de colisão inelástica determinada pela secção de choque do átomo pode ser definida assim:

$$W_{inelastic} = \frac{N_A}{A} \rho \cdot \sigma_{inelastic} \quad (3)$$

Onde:

$N_A$  = número de Avogadro

$A$  = massa atômica

$\rho$  = densidade do absorvedor

A equação (3) toma outra forma se for desconsiderada a dependência de outros átomos tais como misturas e compostos, pois a probabilidade de um fóton interagir com cada átomo é pequena, então definimos assim:

$$W_{inelastic} = \sum_i w_i W_i \quad (4)$$

onde:

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

A equação (1) pode tomar uma forma mais simples (5) que permite calcular o alcance linear dos prótons (em cm):

$$N(x, E) = \frac{N_0}{\bar{\omega}(E)} \delta(R_{CSDA}(E_{in}) - R_{CSDA}(E) - x) \quad (5)$$

onde o alcance de CSDA está definido por:

$$R_{CSDA}(E_{in}) = \int_0^{E_{in}} \frac{dE}{\bar{\omega}(E)} \quad (6)$$

onde:

- $E_{in}$  é a energia inicial do próton.
- $E$  é a energia atual.

Uma maneira é calcular o  $R_{CSDA}$  através de cálculos, a outra é utilizar a tabela NIST PSTAR, um banco de dados que fornece o  $SP$  e o alcance dos prótons para vários materiais (BERGER, 1998).

### 2.2.2 Considerações em relação a $Z/A$

O corpo humano é constituído de elementos atômicos leves e estáveis, e o núcleo destes elementos tem número aproximadamente igual de prótons  $Z$  e nêutrons  $N=A-Z$  com a única exceção do hidrogênio, que contribui, porém, com uma fração de peso pequena na água. Assim, em uma primeira aproximação, tanto a atenuação do fóton, usada pela Tomografia Computadorizada de raios X convencional, quanto a perda de energia do próton, usada na Tomografia Computadorizada com prótons, têm características independentes do absorvedor



se estiverem expressas em unidades de massa. A Tabela 1 fornece alguns números para estimar a precisão desta hipótese:

**Tabela 1** - SP para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons (ASSIS, et al, 2005)

Material	Z/A		$\gamma$ -atenuação para $E_\gamma=662\text{ keV}$		$\varepsilon$		Próton SP para $E_p=10\text{ MeV}$		Próton SP para $E_p=250\text{ MeV}$	
	Relação:	Em % para água:	Em $\text{cm}^2/\text{g}$ :	Em % para água:	Em [eV]:	Em % para água:	Em $\text{MeVcm}^2/\text{g}$ :	Em % para água:	Em $\text{MeVcm}^2/\text{g}$ :	Em % para água:
Água	0,55508	<b>100,00</b>	$8.561 \times 10^{-2}$	<b>100,00</b>	75,0	100,00	45,67	<b>100,00</b>	3,911	<b>100,00</b>
Equivalente Plástico de tecido	0,54903	<b>98,91</b>	$8.465 \times 10^{-2}$	<b>98,88</b>	65,1	86,80	46,37	<b>101,53</b>	3,932	<b>100,54</b>
Equivalente plástico de osso	0,52740	<b>95,01</b>	$8.143 \times 10^{-2}$	<b>95,12</b>	85,9	114,53	42,29	<b>92,60</b>	3,657	<b>93,51</b>

Como pode ser observado pela tabela 1, o equivalente plástico de tecido foi projetado para trabalhar a atenuação de massa pelo espalhamento Compton que é a relação Z/A. Os raios  $\gamma$ , emitidos por uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , interagem predominantemente com a matéria através deste processo. Então, as diferenças na relação Z/A para vários materiais biológicos são realmente pequenas. A relação  $\mu/\rho$  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  $\rho(x,y)$  (KAK, SLANEY, 1988):

$$P_\theta(t) = \ln \frac{I_0}{I_\theta(t)} = \int_{L(t,\theta)} \mu(x,y) dr \cong \frac{\mu}{\rho} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int \rho(x,y) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (7)$$

A imagem tomográfica pode ser obtida usando a transformada inversa de Radon de (7). Como uma regra, o cálculo prático é efetuado usando o algoritmo de retro-projeção filtrada, e a imagem da matriz resultante normalmente é apresentada nas unidades conhecidas como "unidades CT", também conhecidas como números de Hounsfield (8) (KAK, SLANEY, 1988):

$$CT(x, y) = 1000 \times \frac{\mu(x, y) - \mu_{Water}}{\mu_{Water}} \cong 1000 \times \frac{\rho(x, y) - \rho_{Water}}{\rho_{Water}} \quad (8)$$

No caso do *SP* do próton, a comparação dos números, listados na tabela 1, permite concluir que para materiais com um valor mais baixo, em comparação com a água, o potencial de ionização médio (praticamente todos tecidos moles, músculos de esqueleto, matéria do cérebro cinza/branca) os valores relativos do *SP* são maiores que os que poderiam ser esperados com base na relação  $Z/A$ , e, para os ossos – o oposto. Esta diferença aumenta suavemente com o decréscimo da energia do próton.

### 2.2.3 Conceito de espessura equivalente da água

Se a energia inicial do próton  $E_{in}$  é conhecida, e a energia  $E_{out}$  do próton que atravessou um objeto é registrada por um detector, a perda de energia definida na aproximação de *CSDA* é:

$$\Delta E_{\theta}(t) = E_{in} - E_{out}(t) = \int_{L(t,\theta)} \frac{dE}{dx} dr \quad (9)$$

onde a integral é tomada ao longo da mesma linha reta  $L(t,\theta)$  como em (7). Porém, uma aplicação direta da transformada inversa de Radon da perda de energia para o conjunto de projeções paralelas (9) pode ser frutífera apenas se a amostra medida puder ser tratada como de espessura mínima, se a máxima perda de energia for pequena o bastante para negligenciar o fator cinemático de *SP* dependente da energia no núcleo da integral (9).

Se não, uma distorção global da imagem devido ao incremento do *SP* ao longo da trajetória do próton acontecerá. O efeito é semelhante ao endurecimento na Tomografia Computadorizada de raios X e apresenta como um aumento suave da densidade (ao invés de redução como no caso do CT por raios X) na parte central da imagem reconstruída. (KAK, SLANEY, 1988):

Como alternativa, a aproximação anterior (HANSON, BRADBURY, CANNON, et al, 1981) pode ser estendida para a faixa de variação do *CSDA* do conceito de densidade equivalente da água (*Water Equivalent Thickness – WET*) (LI, LIANG, MUELLER, 2003). Supondo que um próton com energia inicial  $E_{in}$  tenha atravessado uma camada de matéria homogênea conhecida e tenha sido detectado com a energia cinética  $E_{out}$ . No *CSDA*, a densidade da camada (em *cm*) poderia ser dada como:

$$L_{matter} = \frac{1}{k \cdot \eta_{matter}} \int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{E(\beta, \varepsilon_{matter})} \quad (10)$$

A mesma perda de energia ocorre se os prótons atravessarem uma camada de água de densidade conhecida pode ser calculado da mesma forma:

$$L_{water} = \frac{1}{k \cdot \eta_{water}} \int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{E(\beta, \varepsilon_{water})} \quad (11)$$

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

$$\frac{L_{matter}}{L_{water}} = \frac{\eta_{water}}{\eta_{matter}} \times \frac{\int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{E(\beta, \varepsilon_{matter})}}{\int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{E(\beta, \varepsilon_{water})}} \cong \frac{\eta_{water}}{\eta_{matter}} \quad (12)$$

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:

$$L_{water-equivalent}(t, \theta) = \frac{1}{\eta_{water}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \eta_{matter}(x, y) \delta(x \sin \theta + y \cos \theta - t) dx dy \quad (13)$$

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:

$$L_{water-equivalent} = \frac{\Delta R_{water}}{\rho_{water}} = \frac{R_{water}(E_{in}) - R_{water}(E_{out})}{\rho_{water}} \quad (14)$$

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 (13) da densidade volumétrica de elétrons poderiam ser comparados aproximadamente com os números de  $CT$  convencional de raios X para o mesmo objeto (7) usando a definição (8):

$$CT(x, y) \approx 1000 \times \frac{\rho(x, y) - \rho_{Water}}{\rho_{Water}} \times \frac{(Z/A)_{water} \cdot N_A}{(Z/A)_{water} \cdot N_A} \approx 1000 \times \left( \frac{\eta(x, y)}{\eta_{water}} - 1 \right) \quad (15)$$

Deve ser ressaltado que a precisão da comparação (15) 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 (12), 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 (12). O último depende obviamente do potencial médio de ionização  $\varepsilon$  para cada material.

## 2.3 SIMULAÇÕES MONTE CARLO

A modelagem computacional permite obter dados de modelos virtuais de um sistema físico real ou teórico. Normalmente a simulação é utilizada para estudos de sistemas reais, mas ainda não implementados. É uma forma econômica de avaliar um sistema antecipando problemas antes de uma execução experimental. (FISHWICK, 1995).

O aumento da capacidade de processamento permite simulações mais complexas permitindo obter dados mais realistas de um sistema. Para este trabalho, dois códigos baseado em Monte Carlo foram escolhidos pela versatilidade. O principal software utilizado para executar as simulações é o código Geant4. Outro programa usado para calcular o alcance de partículas carregadas como na matéria é o SRIM2010.

### 2.3.1 Geant4

O código Geant4 (*Geometry and Track*) é uma ferramenta para simular a passagem de partículas através da matéria. A ideia de construir um programa para essa finalidade surgiu em dois estudos independentes no *European Organization for Nuclear Research*, CERN, em 1993. Ambos os grupos investigavam como a técnica de computação moderna poderia ser aplicada para melhorar o pequeno programa de simulação denominado Geant3, baseado em linguagem FORTRAN. As atividades foram unidas em 1994 e foi feita uma proposta formal denominada RD44 para construir um programa inteiramente novo que foi submetida ao Comitê de Pesquisa e Desenvolvimento do CERN. No início foi feita uma colaboração internacional de físicos programadores e engenheiros de softwares de vários institutos e

universidades participantes em uma faixa de experimentos físicos de alta energia na Europa, Japão, Canadá e Estados Unidos. O Geant4 é um programa gratuito que pode ser obtido em vários *web sites* de Universidades pela Internet ou no próprio *site* do CERN. Esse programa está em constante aprimoramento e é amplamente usado no meio acadêmico e científico. A versão mais recente do Geant4 é a versão 9.5, porém, a versão utilizada neste trabalho é a versão 9.4 com pacote de atualizações Patch-02. Pode ser instalado nos sistemas Linux, Unix e em Microsoft Windows<sup>®</sup> utilizando um programa chamado *Cygwin*. (<http://geant4.cern.ch/>).

*Cygwin* (*GNU+Cygnus+Windows*<sup>®</sup> =*Cygwin*). Trata-se de um programa gratuito que tem a finalidade emular o ambiente Linux dentro do Windows<sup>®</sup>.

### 2.3.2 Visualização da simulação

O código Geant4 depende de programas externos para mostrar a simulação elaborada. Dois programas que podem ser usados para essa finalidade:

- **Wired**
- **Dawn**

Esses programas 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.

### 2.3.3 Wired

O Wired é um programa feito em linguagem Java foi desenvolvido para permitir a visualização de dados de eventos físicos em qualquer plataforma. Estes dados podem ser eventos de físicas de partícula, geometria de detector ou algum outro dado gráfico. Os arquivos suportados pelo Wired são do tipo XML (*eXtensible Markup Language*) e heprep.

O programa e maiores informações pode ser obtido no *web site* do *Slac* (*Stanford Linear Accelerator*).

### 2.3.4 Dawn

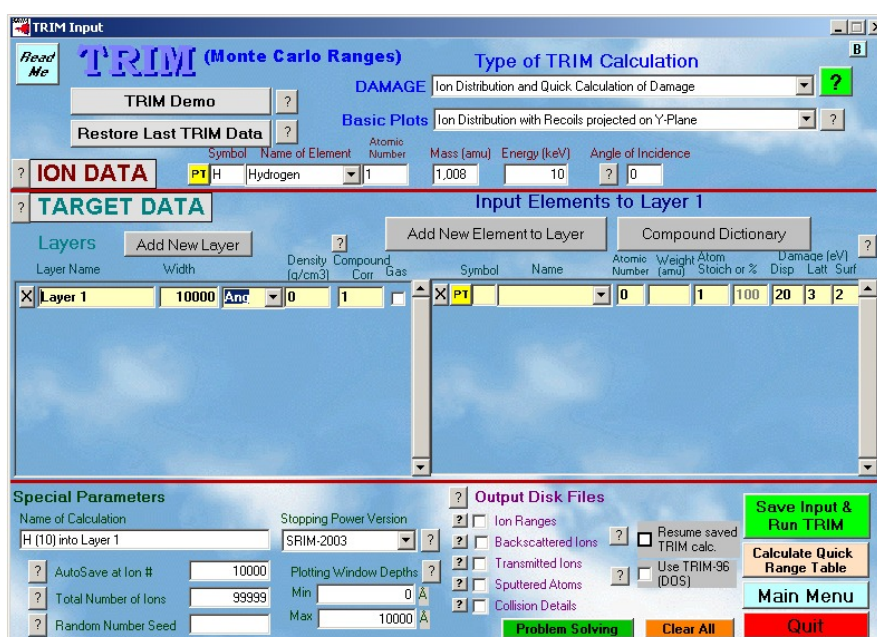
O nome completo do programa é *Fukui Renderer DAWN* (*Drawer for Academic WritiNgs*) e foi criado por Satoshi Tanaka como um processador vetorial 3D pós-escrito, com opção de remoção de linha/superfície analítico para desenho técnico de objetos de geometrias

complexas. Especificamente projetado para o código Geant4, o programa DAWN calcula partes visíveis dos dados em três dimensões antes de desenhar para então produzir gráficos vetoriais de alta qualidade para aplicações técnicas. O programa e outras informações podem ser obtidos no *web site* dos desenvolvedores.

## 2.4 SRIM-2010

Um dos programas mais utilizados em simulações das interações de partículas carregadas com a matéria é o SRIM-2010 (*Stopping and Range of Ions in Matter*), devido a sua facilidade de utilização e pode ser adquirido gratuitamente no *web site* dos desenvolvedores ([www.srim.org](http://www.srim.org)). Internamente o programa realiza uma série de cálculos estatísticos da interação de cada íon com a matéria através de fórmulas e constantes de física. O módulo TRIM (*Transport of Ions in Matter*) permite simular a passagem de um íon em até oito camadas de materiais e espessuras diferentes e obter com isso vários dados como perda de energia, espalhamento dos íons simulados entre outros.

Na figura 2 é mostrada a tela principal do programa TRIM. Nele são configuradas as camadas de materiais bem como sua composição e espessura, o tipo de íon a ser utilizados, sua energia e ângulo de incidência. Existe uma tabela com dezenas de íons, quantidade de íons a ser usada e configuração do arquivo de saída com os dados da simulação. A instalação do SRIM2010 é bastante simples e é compatível com todas as versões do Microsoft Windows®.

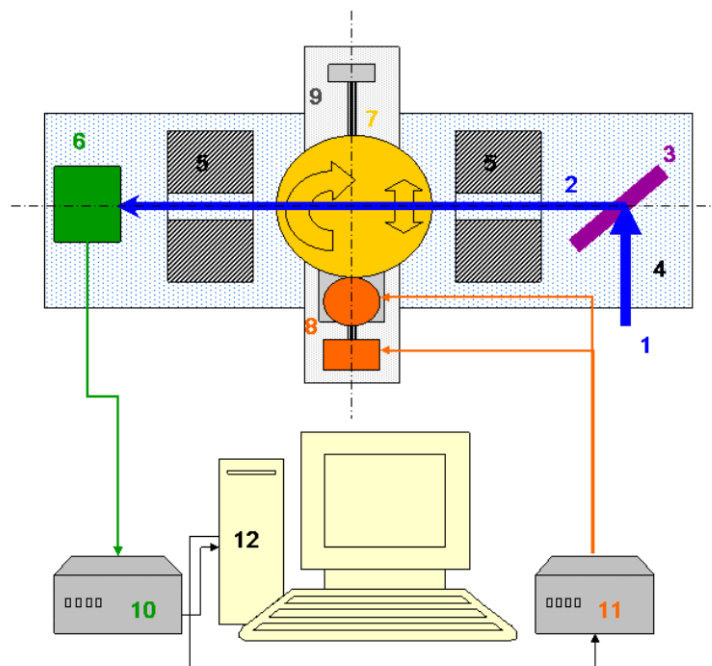


**Figura 2** - Tela principal do programa TRIM.

O SRIM-2010 permite fazer simulações de passagem de partículas carregadas apenas em simples camadas paralelas e de materiais pré-definidos em uma ampla lista fornecida no próprio *software*, não sendo possível simular geometrias complexas como, por exemplo, um cilindro ou uma esfera.

## 2.5 ESTRUTURA DO PROTÓTIPO DO IEN

A configuração do protótipo do mini tomógrafo que está em teste no ciclotron CV-28 do IEN pode ser visto na figura 3.

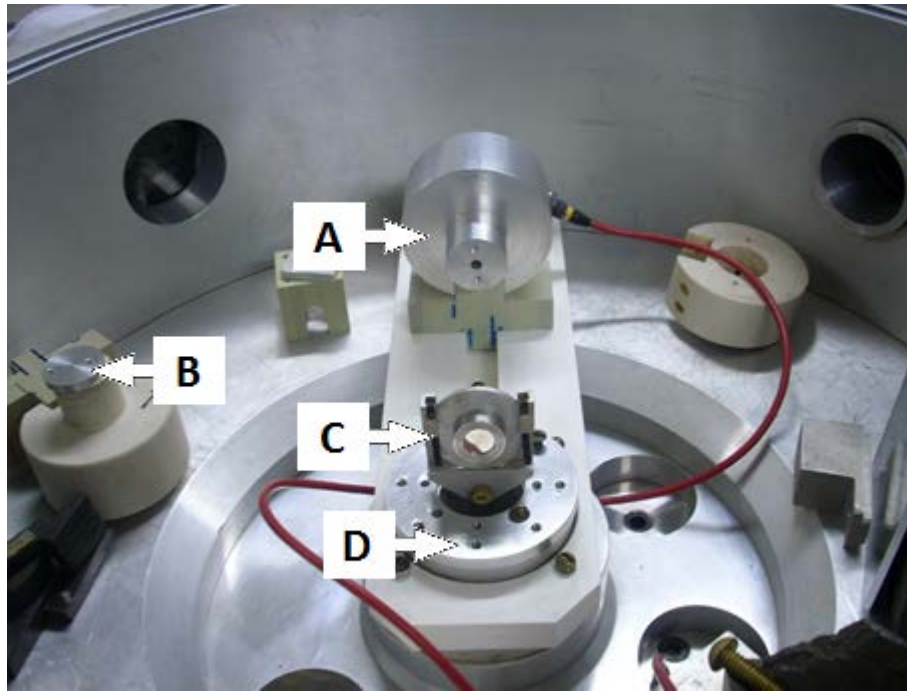


**Figura 3** - Os elementos que compõem o esquema do protótipo.

Na figura 3 os elementos são identificados através dos números que serão descritos a seguir: (1) O feixe inicial tem sua intensidade reduzida a um nível adequado ao detector (2) por espalhamento elástico no elemento alvo (3); a barra de suporte existente na câmara de espalhamento (4) é usada na montagem de dois colimadores (5), detector de prótons (6) e mecanismo de movimentação (7); dois motores de passo (8) fornecem a rotação e translação ao longo da guia (9); o sinal do detector é tratado por uma interface eletrônica de saída (10), os movimentos do mecanismo são gerenciados por um controle eletrônico CLP (Controlador Lógico Programável) (11) sob supervisão de um programa (12).

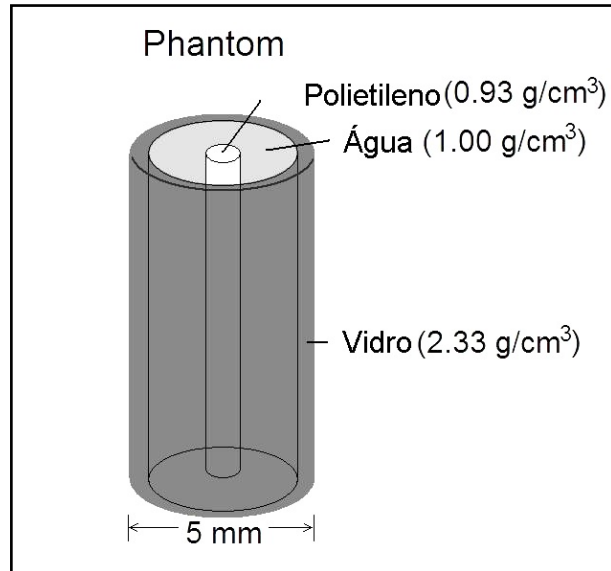
A figura 4 mostra a câmara de espalhamento CV-28 onde são feitos os testes. Nesta figura, **A** é o suporte do colimador e detector, **B** é um dos colimadores em orifício que deve

ser fixado por parafusos em **A**, **C** é o suporte do alvo espalhador e pode ser movimentado em até 360° e **D** o suporte móvel utilizado para fixar os materiais de teste. A figura 5 mostra a estrutura do *phantom* utilizado nas simulações iniciais, sendo composto por um tubo de vidro com diâmetro externo de 5 mm e espessura de 0,5 mm, água e uma barra de polietileno de 1 mm de diâmetro na parte central. Este *phantom* foi modelado inicialmente em Geant4 versão 6.2 e testado com energia do feixe de prótons em 25 MeV. A figura 6 mostra o sistema mecânico que faz a movimentação do *phantom* em translação e rotação comandado por um CLP S7-200 da Siemens (não mostrado na foto). Na mesma figura, **A** é o motor de passo responsável pelo movimento de translação da direita para esquerda e vice versa, **B** é o sistema de fixação do *phantom* e **C** é o motor de passo responsável pelo movimento em rotação.

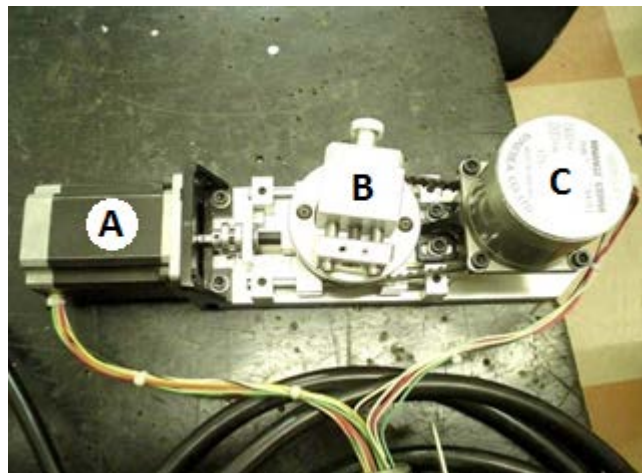


**Figura 4** - Câmara de espalhamento CV-28





**Figura 5** - Estrutura do *phantom* utilizado no primeiro teste experimental no IEN



**Figura 6** – Mecanismo de movimentação para o protótipo

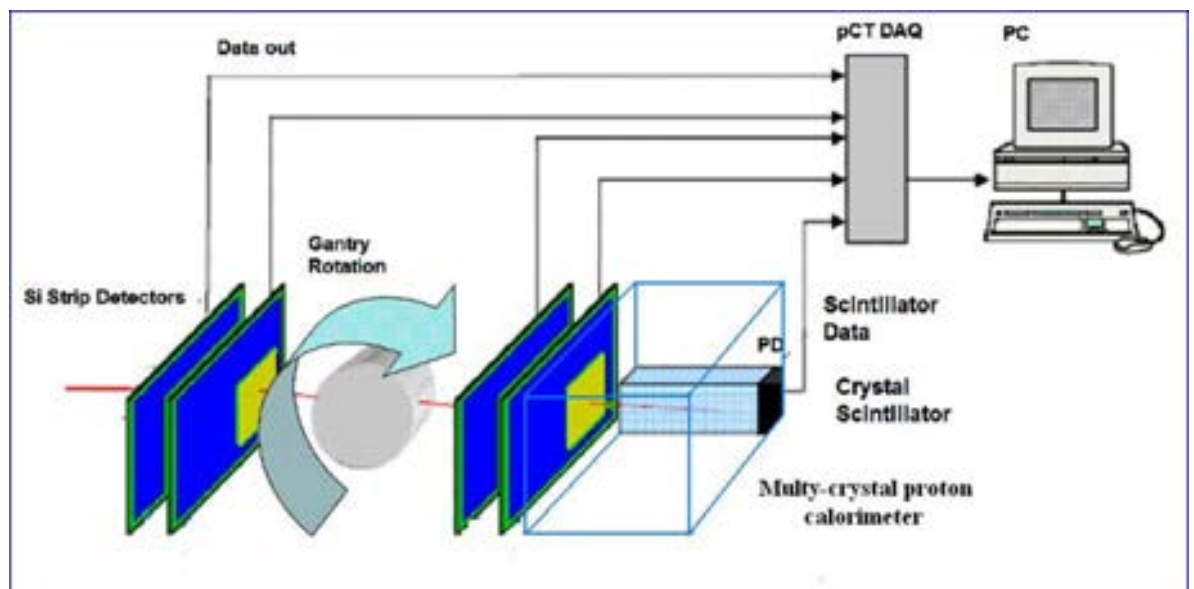
## 2.6 ESTRUTURA DO PROTÓTIPO DE LOMA LINDA

O protótipo em desenvolvimento no LLUMC dispõe vários elementos não utilizados no protótipo do IEN. Um fator importante para esta diferença é a energia disponível no acelerador, que pode variar entre 40 até 250 MeV. Isso possibilita a experimentos com *phantoms* de dimensões maiores, com valores de até 35 cm.

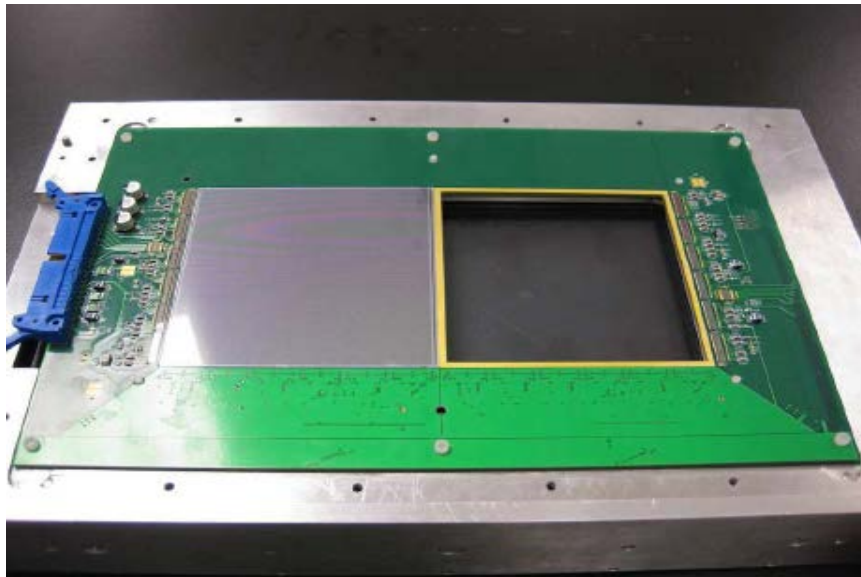
O protótipo, que está em teste, é composto por oito detectores em micro tira de silício (*strip silicon detector* – SSD) com espessura de  $100 \mu\text{m}$  cada um e dimensão de  $8,95 \times 8,95$

$\text{cm}^2$ . A finalidade desses detectores no protótipo é rastrear a trajetória de cada próton incidente. Um conjunto de 18 detectores de cristal CsI (TI) com dimensões de  $3,4 \times 3,4 \text{ cm}^2$  na face de entrada e  $3,6 \times 3,6 \text{ cm}^2$  na face de saída e 12,5 cm de comprimento e fica posicionado no final da trajetória para medir a energia dos prótons. Esses detectores também são denominados de calorímetros. Cada um dos detectores é formado por um cristal cintilador de Iodeto de Césio (CsI) acoplado a um fotodiodo modelo HPK S3584. A figura 7 mostra a configuração do protótipo e no Anexo A é possível ver as medidas de cada um dos calorímetros e a disposição dos mesmos.

Cada par de detectores em micro tira de silício são dispostos a formar uma superfície de  $9 \times 18 \text{ cm}$  aproximadamente. A figura 8 mostra o aspecto desses detectores posicionado no suporte desenvolvido especificamente para o protótipo. Cada par de detectores é sobreposto ao outro conforme é mostrado na figura 9 e é feito desta maneira para evitar uma área sem leitura pois existe uma borda de 2 mm nas bordas de cada SSD. Cada detector SSD tem resolução espacial de 0,24 mm por passo e é lido por um sistema denominado FPGA *Field Programmable Gate Array* modelo ML507 fabricado pela empresa Xilinx ([www.xilinx.com](http://www.xilinx.com)). O sistema FPGA é um dispositivo eletrônico programável de alto desempenho capaz de processar grandes quantidades de informações com baixa latência.

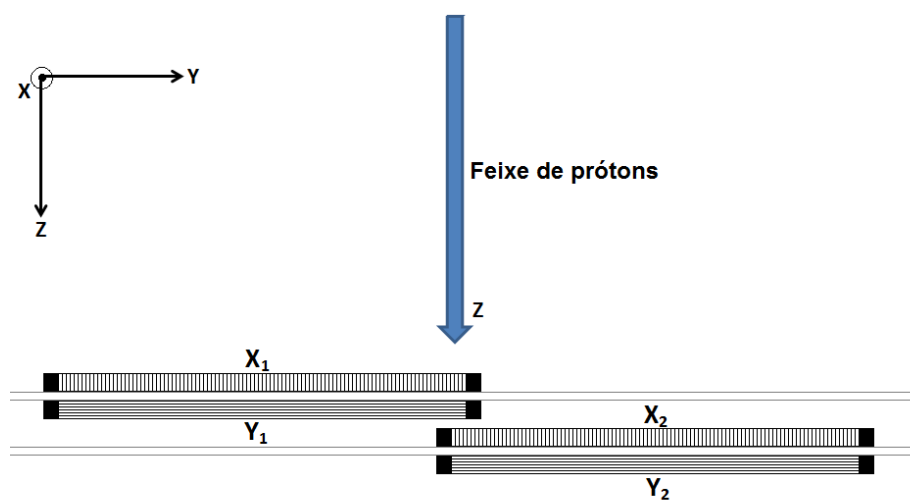


**Figura 7** – Configuração do protótipo de LLUMC (Penfold)



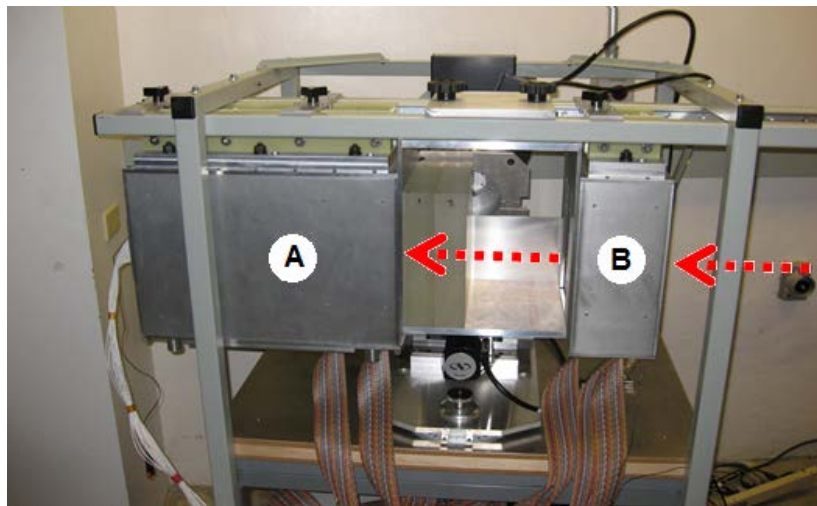
**Figura 8** – Um dos oito detectores em micro tira de silício utilizado no protótipo do LLUMC (Schulte et al.)

Durante a aquisição de dados pelo FPGA essas informações são transmitidas via rede local LAN *local area network* para um computador que registra em um arquivo em formato texto (TXT) informações sobre o posicionamento de cada próton detectado pelos SSD e a energia aproximada do feixe medido pelos calorímetros. Na figura 9 os detectores marcados em X1 e X2 correspondem ao eixo X e possui 90 mm e os detectores marcados em Y1 e Y2 corresponde ao eixo Y e tem a largura total de 180 mm.



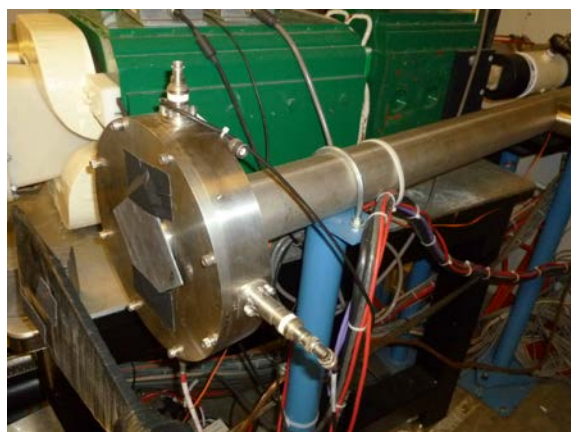
**Figura 9** – Sobreposição de 3 mm entre os conjuntos de detectores SSD

O protótipo do LLUMC é mostrado na figura 10. O feixe segue o trajeto da direita para a esquerda como indicado pelas setas em vermelho. Em **A** corresponde aos calorímetros e o conjunto de SSD de saída e em **B** corresponde aos SSD de entrada. Entre **A** e **B** é colocado o *phantom* a ser medido e a distância entre eles é ajustada manualmente. O posicionamento e dimensões do sistema SSD e calorímetro pode ser visto em Anexo B. A flecha em vermelho na foto indica a direção do feixe.



**Figura 10** - Protótipo do LLUMC: (A) conjunto SSD e calorímetro e (B) conjunto de SSD

O protótipo do LLUMC trabalha com feixe em cone. Este feixe cônico é conseguido pelo espalhamento dos prótons ao atravessarem a folha de chumbo de 1,9 mm, colocada na janela de saída do feixe como mostrado na figura 11.



**Figura 11**– Folha de chumbo colocada na saída do feixe de prótons

Um sistema de movimentação automático dos blocos de poliestireno com espessuras prefixadas é utilizado para fazer a calibração. As espessuras dos blocos são mostradas na

tabela 2. E na figura 12 a foto dos blocos fixados no protótipo. É possível com este sistema fazer várias combinações de espessuras.

**Tabela 2** – Espessura dos blocos de poliestireno

<b>Bloco 1</b>	<b>Bloco 2</b>	<b>Bloco 3</b>	<b>Bloco 4</b>	<b>Bloco 5</b>	<b>Bloco 6</b>	<b>Bloco 7</b>	<b>Bloco 8</b>
50,8 mm	4,86 mm	50,8 mm	4,86 mm	50,8 mm	12,7 mm	50,8 mm	25,4 mm



**Figura 12** – Blocos de Poliestireno utilizado para calibrar o calorímetro

### 3 METODOLOGIA

A metodologia é dividida em duas partes, sendo a primeira referente ao protótipo do IEN e a segunda referente ao protótipo do LLUMC.

#### 3.1 METODOLOGIA EMPREGADA PARA O PROTÓTIPO DO IEN

##### 3.1.1 Desenvolvimento do *phantom*.

Foi definido que a estrutura do *phantom* a ser desenvolvido deve ter geometria tubular como utilizado no primeiro *phantom* mostrado na figura 5. A primeira etapa é avaliar a espessura máxima de água com a energia máxima do feixe de prótons disponível no acelerador do IEN. A última medida realizada em trabalhos anteriores foi calculada em  $22,98 \pm 0,28$  MeV (SETTI, 2006). Desta forma, para a elaboração do *phantom* e simulações computacionais será utilizado a energia de 23,00 MeV. O SRIM2010 é um programa versátil para fazer essa avaliação, pois conta com uma ampla tabela de materiais, com a possibilidade de modificar alguns parâmetros, como por exemplo, a densidade do material. Alguns passos são tomados para a simulação em SRIM2010.

1. Escolher os cálculos do TRIM. A janela principal, deste programa, mostra os parâmetros da simulação que deverão ser especificados como é visto na figura 13:
  - a. Sequências de materiais e densidades das camadas que compõe a simulação.
  - b. Os parâmetros do feixe: energia, tipo de partículas, número de eventos (partículas geradas).
  - c. Informação a ser armazenada no arquivo de saída
2. Salvar os dados de entrada e executar o TRIM. A janela de simulação será aberta e aparecerá uma imagem das trajetórias dos prótons no interior das camadas simuladas.
3. Quando a simulação terminar (isso pode levar alguns minutos) o diretório do arquivo de saída deve ser confirmado (o diretório padrão é preferível).
4. Agora alguns parâmetros podem ser alterados e uma nova simulação pode ser realizada.

Uma vez determinada a espessura máxima de água para 23,00 MeV buscou-se materiais de densidades próximas a da água para compor o *phantom*. Nesta etapa foram



realizadas várias combinações de materiais de fácil aquisição para obter a maior espessura possível. Pode-se incluir até mesmo o ar como material nesta estrutura.

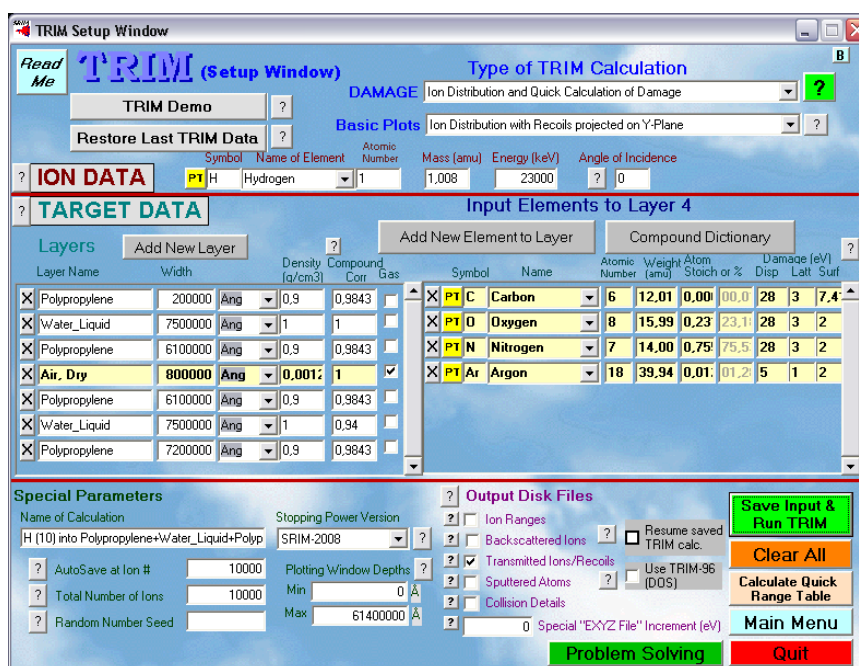
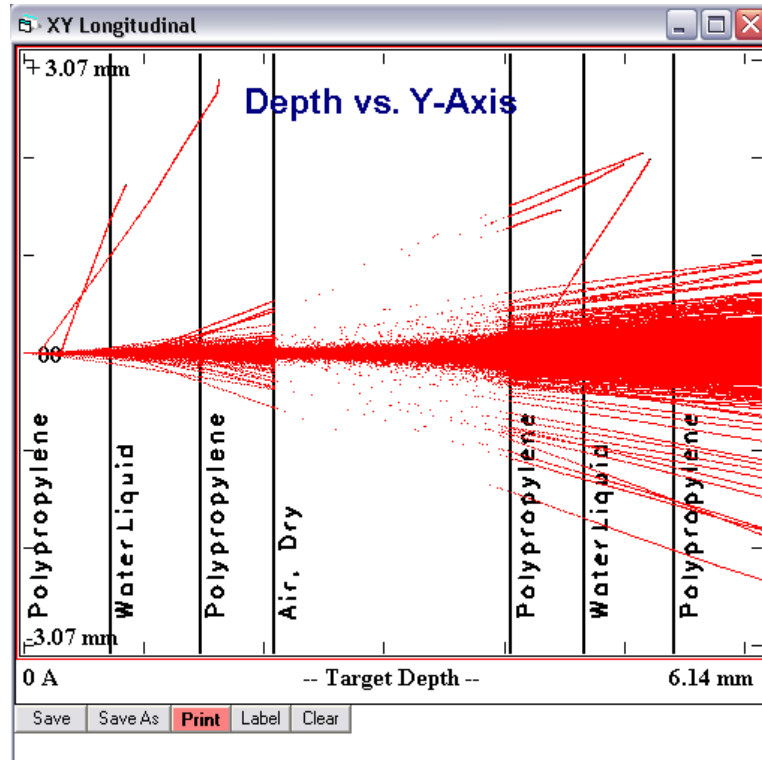


Figura 13 - Janela principal do módulo TRIM preparado para a simulação.

Um arquivo de saída com o nome padronizado de TRANSMIT.txt contém informações sobre os íons transmitidos na seguinte forma: coluna 1 – T (íon transmitido); coluna 2 – número do íon; coluna 3 – numero atômico Z do átomo que atravessou; coluna 4 – energia do átomo (em eV); colunas 5 a 7 – última posição (X – profundidade no objeto, Y,Z – eixos transversais); colunas 8 a 10 – cossenos da trajetória final. Este formato de arquivo de saída não pode ser alterado pelo usuário. Outro arquivo de saída que pode ser gerado é denominado RANGE\_3D.txt, ele contém informações a respeito das camadas elaboradas e é listado dessa forma: coluna 1 – íon transmitido; coluna 2 – alcance do íon no meio (em Ångstrom); e nas duas colunas seguintes o desvio lateral no eixo X e Y (em Ångstrom). A diferença fundamental entre esses dois arquivos é que o primeiro, TRANSMIT.txt fornece a energia do íon enquanto que o RANGE\_3D fornece a distância máxima percorrida pelo íon no material. Uma parte da tabela do RANGE\_3D.txt obtida na simulação pode ser vista no Anexo C. Nesta tabela são exibidas várias colunas cada um com uma finalidade. A primeira coluna **Ion Numb** é o íon simulado e transmitido dentro das camadas simuladas, o **Atom Numb** é o numero atômico do íon simulado, **Energy** (eV) é a energia final do íon simulado após atravessas as camadas de materiais, **Depth X(A)** é a trajetória total percorrida pelo íon, **Lateral-Position Y(A)** e **Z(A)** são as trajetórias finais relativas ao eixo central X e **Atom**

**Direction** (Cos(X), Cos(Y) e Cos(Z)) são os ângulos de trajetória dos íons simulados ao percorrer as camadas.

Na figura 14 é exibida a janela de simulação dos íons obtidos pelo módulo TRIM. Em vermelho são os íons projetados nas camadas simuladas.



**Figura 14** - Janela de simulação mostrando a configuração planejada de materiais.

Na mesma figura 14 cada camada representa um dos materiais simulados com espessura específica. Da esquerda para direita é a trajetória do íon simulado. Nas três primeiras camadas são respectivamente Polipropileno, Água e Polipropileno. No centro da imagem é uma camada de ar, e as três últimas camadas são respectivamente Polipropileno, Água e Polipropileno. As linhas (em vermelho se a impressão for colorida) correspondem a trajetória dos prótons e a interação dos mesmos com a matéria. Na região central vemos as mesmas trajetórias em pontilhado. Isso ocorre pela menor interação do íon simulado com as moléculas de ar. Para a energia inicial de 23 MeV, a melhor combinação de materiais que permitiria a construção de um *phantom* com o maior diâmetro externo possível foi uma combinação de água, ar e polipropileno (PP). O polipropileno possui densidade de  $0,9 \text{ g/cm}^3$  segundo a tabela disponível no SRIM2010. O diâmetro externo máximo calculado foi de 6,14 mm. Valores maiores de diâmetro impedem a passagem dos prótons.



### 3.1.2 Simulação do *phantom* em Geant4

As simulações feitas em Geant4 devem ser escritas em código de programação C++ orientado a objeto, contendo todos os parâmetros a serem processados. Uma ampla biblioteca com estruturas pré-definidas pode ser utilizada, tais como geometria dos objetos, as características das partículas, interações nucleares, etc. O trabalho utilizará a estrutura de um código feito em trabalhos anteriores (YEVSEYEVA, 2005). O código básico foi usado para simular a passagem de um feixe de prótons com energia de 23 MeV em um *phantom*. Será acrescentado no código um colimador de alumínio com espessura de 4 mm suficientes para barrar prótons com energia de até 36 MeV. O diâmetro de colimação no código durante os testes pode variar entre 0,2 a 0,8 mm.

O código de simulação é composto por vários arquivos cada um com uma finalidade. Os arquivos principais são:

- *DetectorConstruction.cc* → Código principal que fornece a estrutura dos objetos, composição dos mesmos e o posicionamento.
- *EventAction.cc* → Código que monitora e registra a trajetória das partículas.
- *PhysicsList.cc* → Código responsável pelos eventos físicos nucleares, interação entre as 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 as ações escolhidas pelo usuário no final de cada 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 eles são conhecidos por classes. Nessas classes são declaradas as estruturas que foram incluídas no código *\*.cc*. O código fonte alterado 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.

Cada objeto simulado dentro do volume *World* é posicionado dentro de um conjunto de coordenadas ( $x, y, z$ ). Para simplificação do código foi usado apenas um tipo de geometria dentre os vários disponíveis na biblioteca do código Geant4, que é a geometria tubular *G4Tubs*. Para gerar um objeto cilíndrico são necessários alguns parâmetros de construção. Abaixo é mostrado um segmento do código que forma um dos colimadores. Este bloco é responsável pela construção física do objeto dentro do código:

```
G4double innerRadius = 0.4*mm; → Diâmetro interno;
G4double outerRadius = 20.0*mm; → Diâmetro externo;
G4double hightOf = 2.0*mm; → Altura do tubo;
G4double startAngle = 0.*deg; → ângulo de construção inicial;
G4double spanningAngle = 360.*deg; → ângulo de construção final;
solid = new G4Tubs("Material", innerRadius, outerRadius,hight, start, spanningAngle);
```

Bloco é responsável pela constituição do sólido, no caso o material alumínio:

```
logic = new G4LogicalVolume(solid, Object, "Material",;
```

O bloco responsável pela localização física do sólido dentro do volume *World*:

```
physi = new G4PVPlacement
```

```
(G4Transform3D(rmz, → ângulo de posicionamento do objeto;
```

```
G4ThreeVector(x,y,z)), → Posicionamento lateral, altura e distância;
```

```
"Material", logic, physiExperimentalHall, false, 0);
```

O detector que fará a leitura da energia dos prótons é constituído de silício com um diâmetro de 10 mm e espessura de 0,25  $\mu\text{m}$ . A razão de essa espessura ser tão fina é para minimizar as perdas de energia dentro do próprio material que constitui o detector e para evitar múltiplas leituras do mesmo próton.

O arquivo fonte *PrimaryGeneratorAction.cc* é responsável pela geração do feixe de prótons, da energia e do posicionamento dentro do volume *World*.

```
particleGun → SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(0.,0.,1.));
```

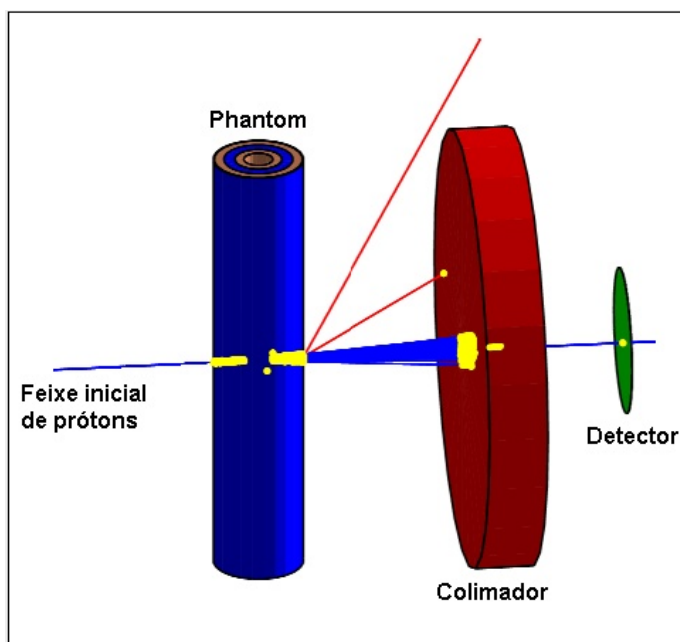
```
particleGun → SetParticleEnergy(24.0 *MeV);
```

`particleGun → SetParticlePosition(G4ThreeVector( 0.0 *cm, 0.0 *cm, 0.0 *cm ));`

Neste segmento de código podemos variar a energia dos prótons na variável *SetParticleEnergy*. A direção que o feixe de prótons segue dentro do espaço tridimensional do volume é dado em *SetParticleMomentumDirection*. Os valores 1 e 0 em *G4ThreeVector* formam a escolha da direção, e foi adotado o eixo *x* como padrão de orientação. Em *SetParticlePosition* são ajustados as variáveis de posicionamento do feixe dentro do volume *World*.

### 3.1.3 Estrutura da simulação e *phantom*

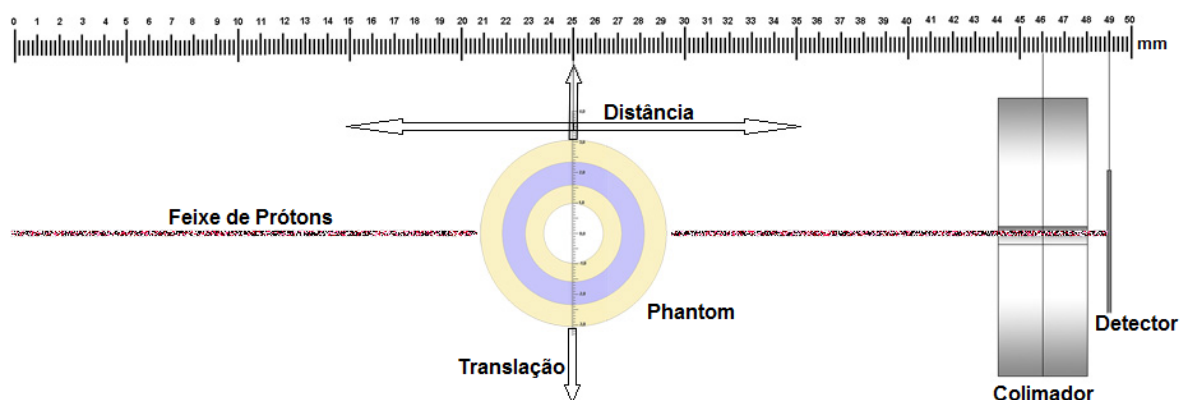
O código em Geant4 foi elaborado para simular o *phantom*, colimadores e detector como pode ser visto na figura 15. Na mesma figura, da esquerda para a direita temos o feixe de prótons simulado, o *phantom* em azul, em vermelho o colimador de alumínio e no final o detector mostrado em verde. A interação dos prótons com os materiais é mostrado na cor amarela.



**Figura 15** - Esquema do protótipo utilizando o novo *phantom*.

A estrutura foi simulada com a finalidade de obter os espectros de energia sob uma distância de 10 mm do colimador. É possível fazer várias combinações de distância do detector, colimador, *phantom* conforme mostra a figura 16.

O código também foi escrito de forma a permitir que o *phantom* se desloque em rotação no seu próprio eixo e em translação.



**Figura 16** - Configuração a ser executada no código, distância entre o *phantom* e o colimador.

Foi feita a varredura em translação do *phantom* movimentando o mesmo em passos de 0,2 mm nas simulações.

Para cada simulação 10 mil prótons foram registrados em cada passo de translação. Um arquivo de saída foi gerado contendo o valor da energia, espalhamento angular no eixo X e Y, além da distância percorrida. Parte do arquivo de saída para um passo pode ser vista no Anexo D.

### 3.1.4 Simulação de um novo sistema de colimação

Para a reconstrução tomográfica do *phantom* elaborado e devido as dimensões do mesmo, uma menor colimação proporciona mais detalhes do objeto. Nesta etapa da tese, busca desenvolver um sistema de colimação que permita um maior número de prótons detectados por intervalo de tempo e uma melhor resolução. Neste caso, a área de colimação deve ser aumentada para permitir um maior número de prótons registrado pelo detector. A solução encontrada para tal é utilizar um sistema de colimação em formato de fenda. Esta opção permite que seja construído um sistema de colimação com aberturas menores do que 0,2 mm.

### 3.1.5 Conversão dos valores de projeção em WET

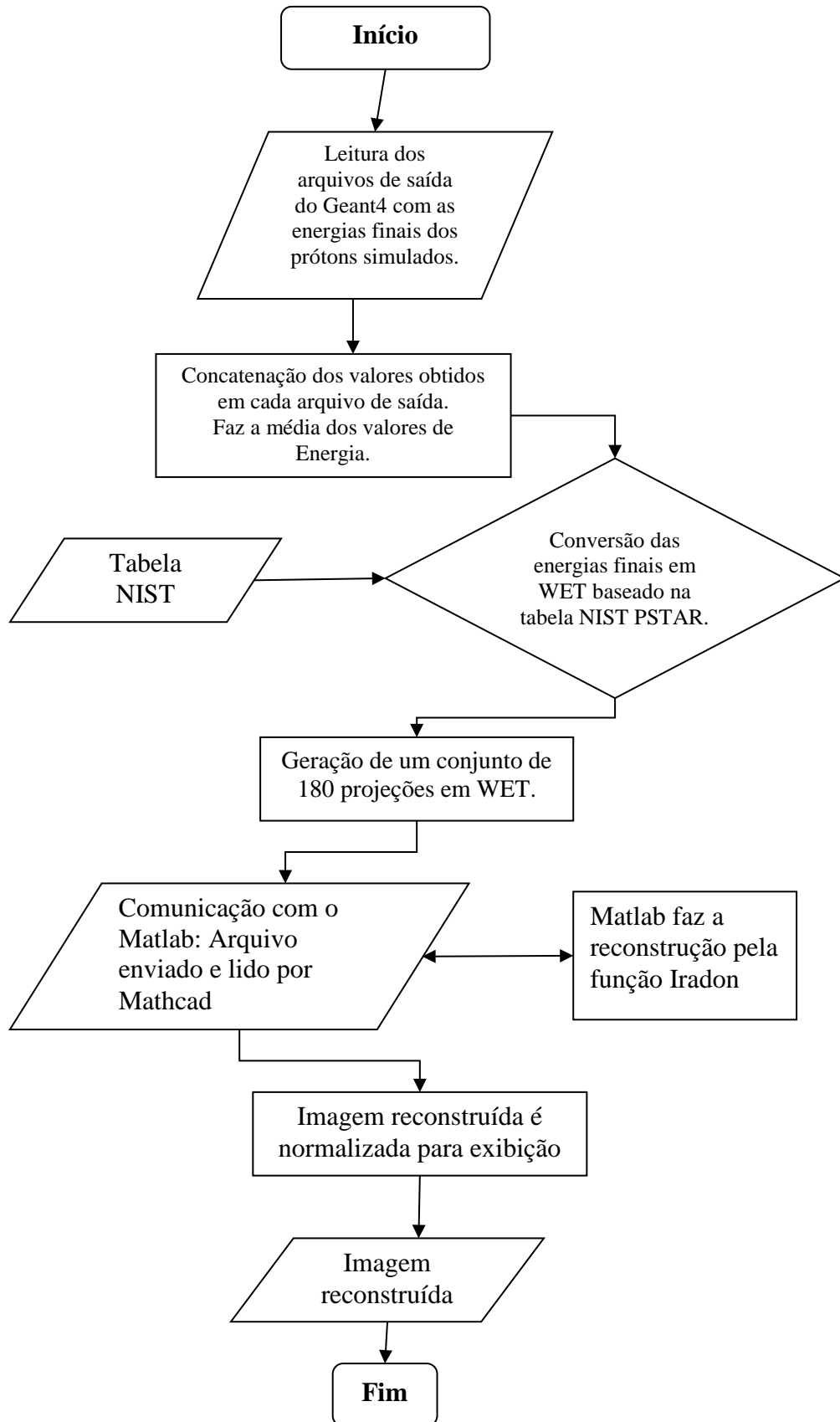
O valor de energia de cada ponto de projeção deve ser convertido para valores em espessura equivalente de água, WET, antes de executar a reconstrução da imagem.

Foi desenvolvido um algoritmo de reconstrução tomográfica em Mathcad<sup>®</sup> ([www.mathsoft.com](http://www.mathsoft.com)) e utilizado em trabalhos anteriores (YEVSEYEVA, 2005). Este algoritmo produz 180 projeções a partir dos valores de uma projeção simulada. As energias finais obtidas em cada passo de translação simulada é convertido em espessura equivalente de água. Uma matriz de dados com valores de WET é enviada para o Matlab<sup>®</sup> (<http://www.mathworks.com>), e com a função *iradon* restaura-se a imagem. A tabela usada no cálculo de WET está no Anexo E. A função *Iraddon* disponível no Matlab<sup>®</sup> faz a transformada inversa de Radon. O Anexo F fornece mais informações sobre a função *Iraddon* retiradas do arquivo de ajuda do Matlab<sup>®</sup>. A descrição do fluxograma do algoritmo elaborado em Mathcad<sup>®</sup> é mostrado na figura 17. A descrição do código usado pode ser visto no Apêndice A. Os cálculos são feitos baseados na tabela do SP dos prótons para a água do NIST/PSTAR obtido no site (<http://physics.nist.gov>).

As simulações e os processamentos dos dados foram executadas nos seguintes computadores:

- 1) Intel Core<sup>®</sup> i7 2600 (3,4GHz) com 16Gb de memória RAM, HD 2 X 256Gb em RAID 0.
- 2) Intel Core2Quad<sup>®</sup> Q8200 (2,33GHz) com 4Gb de memória RAM, HD 1TB.
- 3) Intel Core2Duo<sup>®</sup> E6550 (2,33GHz) com 3Gb de memória RAM, HD 256Gb.
- 4) Intel Pentium<sup>®</sup> E2160 (1,8GHz) com 4Gb de memória RAM, HD 256Gb

Com exceção da configuração do item 3, todos os computadores foram adquiridos utilizando recursos financeiros recebido pelo CNPq.



**Figura 17** - Fluxograma do algoritmo usado para reconstrução da imagem

### 3.1.6 Sistema de controle

Atualmente o sistema mecânico é comandado por um CLP S7-200 da Siemens. É um sistema bastante limitado para o controle do mecanismo e não existe interface de controle por computador. Este controle deve acionar os motores de passo que fazem a movimentação em translação e rotação do sistema. A melhor opção para este controle seria algo mais personalizado, com funções específicas para o protótipo. Para isso foi pesquisado qual era a melhor forma de criar um controle. Optou-se por utilizar um micro controlador da serie PIC (PICmicro) da empresa Microchip Technology ([www.microchip.com](http://www.microchip.com)). O modelo utilizado para o sistema de controle é o PIC 16F877 que possui recursos necessários para o nosso objetivo além de ser de baixo custo e fácil aquisição. Este micro controlador pode ser programado em assembly ou C++. O código foi programado em C++ pela facilidade na programação.

Foram utilizadas oito saídas do PIC 16F877 para o acionamento dos motores de passo, sete pinos para controlar um display LCD 2X16, três pinos para as funções de acionamento dos motores de passo, sendo dois para movimento de translação ida e volta, e um para o acionamento da rotação em apenas um sentido. Um pino foi utilizado para zerar o sistema e mais três pinos para monitorar o fim de percurso em rotação e translação. Os mesmos pinos de controle de movimento recebem o comando através de uma porta paralela.

Para o controle de uma porta paralela um programa foi desenvolvido em C Builder para executar os movimentos de translação e rotação. Durante o acionamento do mecanismo essas funções são exibidas no display de LCD e também no próprio programa. Informando em graus a rotação e em mm a translação.

Como o PIC 16F6877 não pode acionar um motor de passo diretamente em seus terminais, um módulo de potência também foi construído baseado em transistores modelo TIP122 e foto acopladores 4N25 para isolar o micro controlador. Cada motor de passo é protegido por um fusível de 1 ampere, e alimentados por uma fonte de 6 Volts com 5 amperes. Nos Anexos G e H são mostrados o layout das placas de circuito impresso projetados para o sistema de controle. No Apêndice B é mostrado o código fonte utilizado para programar o micro controlador.

### 3.1.7 Experimento no IEN

Foram realizadas medidas experimentais no IEN para comparar os dados simulados com dados reais do protótipo.

Nesta etapa foi realizada a medida da perda de energia de prótons em PEAD ( $\rho=0,95\text{g/cm}^3$ ). Desta forma, três discos de polietileno foram usinados e as espessuras medidas em um paquímetro digital. Cada disco foi usinado a partir de uma barra de PEAD com 30 mm de diâmetro e fixados em suportes de alumínio como ilustrado na figura 18.



**Figura 18** - Discos de PEAD com espessuras de 3, 4 e 5 mm. A imagem mostra os discos prontos para serem acoplados na estrutura da câmara de espalhamento no IEN.

A tabela 3 apresenta as medidas exatas de cada disco de PEAD:

**Tabela 3** – Espessura real dos discos de PEAD

	Espessura real (mm)
3 mm	2,88±0,05
4 mm	4,15±0,05
5 mm	4,93±0,05

Esta parte experimental possui etapas que devem ser definidas para cada medida. A seguir os passos necessários.

#### *Procedimento para o vácuo*

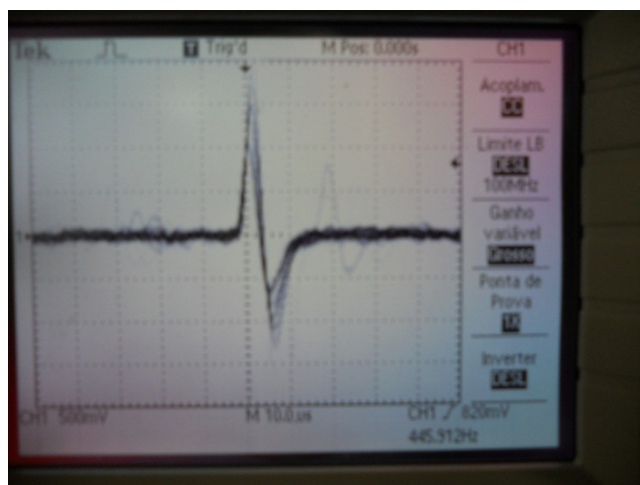
O sistema de vácuo da câmara de espalhamento no IEN é composto de uma bomba mecânica e uma bomba difusora. A bomba mecânica acionada efetua o pré-vácuo da câmara e é responsável também pelo bombeamento do sistema de gás. Para completar o alto vácuo é utilizada uma bomba difusora.



A bomba difusora é capaz de gerar vácuo de até 50 mT (Torr) ou 50  $\mu$ mHg. O tempo de preparo do vácuo na câmara de espalhamento nesta etapa é de aproximadamente 25 minutos.

#### *Etapa de energização do detector*

Esta etapa utiliza-se uma fonte de alimentação Canberra 3002D. Para que o detector não seja danificado a tensão deve ser aumentada gradualmente de 0 a 770 V DC. Um osciloscópio é utilizado para a verificação do sinal do detector lido pelo amplificador Ortec 572. O osciloscópio permite também verificar níveis de ruído elétrico. A figura 19 mostra o sinal lido do detector já com o feixe de prótons de 24 MeV. O detector Ortec de 3 mm (3010 microns) de Si(Au) foi utilizado no experimento.

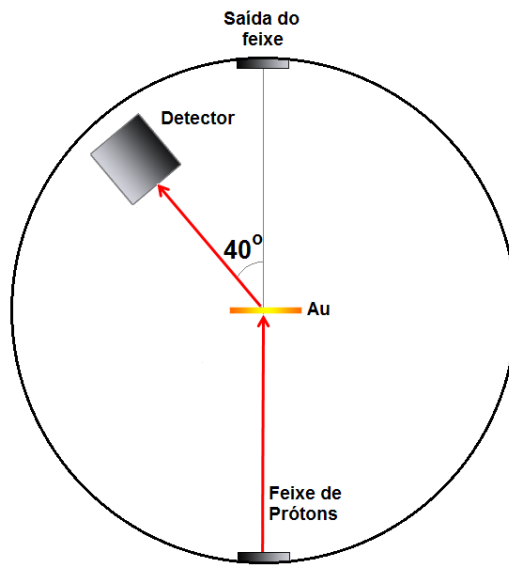


**Figura 19** - Sinal do detector mostrado na tela do osciloscópio.

Devido à sensibilidade do detector, este não pode ser posicionado no feixe de prótons principal sob o risco de danificá-lo. Para efetuar as medidas de perda de energia dos prótons são utilizados alvos espalhadores como ouro (Au) ou Mylar. Para o experimento foi utilizado primeiramente o alvo de ouro para efetuar os testes iniciais do sistema e para a medida de perda de energia dos discos de PEAD. Para fazer a calibração foi utilizado um alvo espalhador de Mylar.

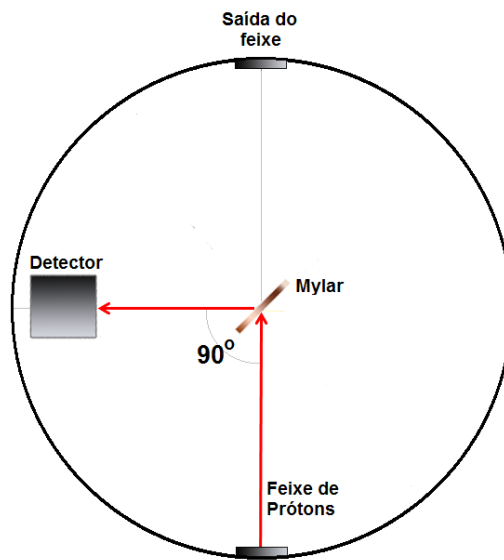
#### *Posicionamento do detector e alvos*

Para a primeira medida foi utilizado um alvo de Au perpendicular ao feixe de prótons, e o detector posicionado a 40° em relação ao feixe principal como ilustra a figura 20. Os objetivos desta primeira medida foram verificar as condições do feixe de prótons, sistema eletrônico e níveis de ruído.



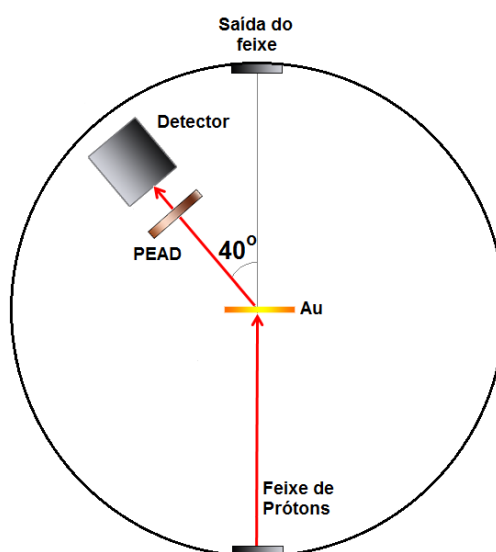
**Figura 20** - Posicionamento do alvo de Au e detector.

Para a calibração foi utilizado um alvo de Mylar e o detector posicionado conforme a figura 21. A calibração com Mylar possibilita verificar os picos de energia conhecidos do  $^{12}\text{C}$  e  $^{16}\text{O}$  que compõe o material através do espectro gerado.



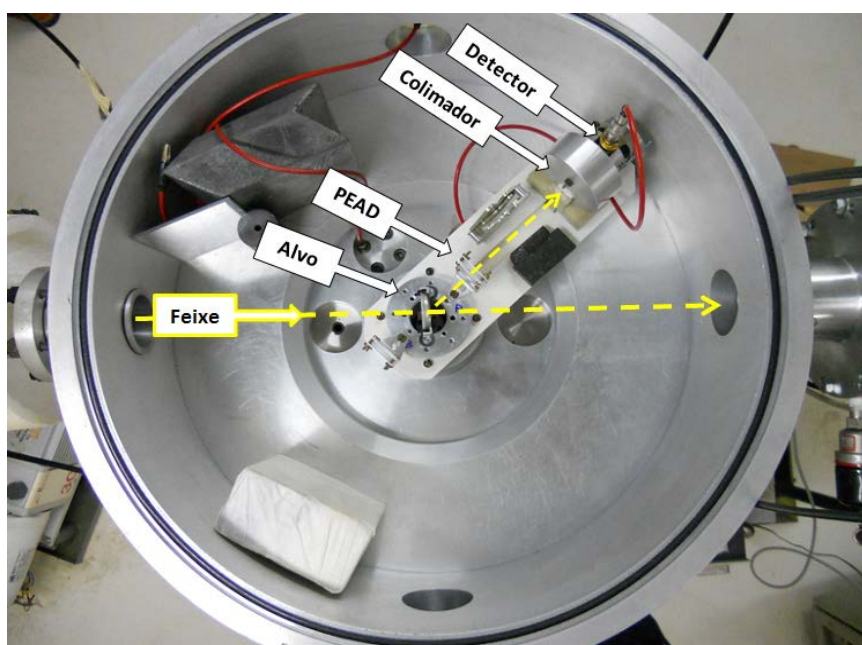
**Figura 21** - Posicionamento do alvo de Mylar e detector.

Para a medida da perda de energia nos discos de PEAD a configuração utilizada é mostrada na figura 22.



**Figura 22** - Posicionamento do disco de PEAD, detector e alvo.

A figura 23 mostra a disposição dos elementos envolvidos no experimento, montados na câmara de espalhamento do acelerador do CV-28. Uma tampa (não mostrada na foto) é usada para fechar a câmara.



**Figura 23** - Disposição dos elementos dentro da câmara de espalhamento.

### *Etapa de aquisição dos dados*

Esta etapa é executada por um computador e uma placa de aquisição MCA Genie 2000 Canberra. Para cada PEAD irradiado um arquivo com o espectro de frequência versus energia de saída era criado e armazenado.

## 3.2 PROTÓTIPO DO LLUMC

### 3.2.1 Confeção dos *phantom*

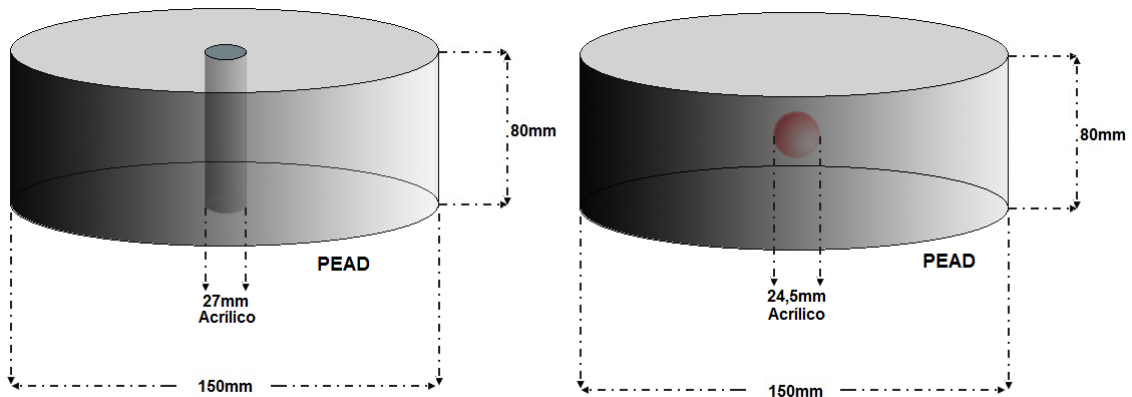
Para o protótipo do LLUMC, o desenvolvimento de *phantoms* requerem algumas características que devem ser obedecidas para melhor análise e comparação com as simulações, dentre elas:

- Geometria simplificada;
- Densidades próximas à da água;
- Materiais de baixo custo e fácil obtenção;
- Dimensões compatíveis com o protótipo do LLUMC;

A geometria simplificada permite obter dados com menos projeções para futuras reconstruções de imagem e reduzir o tempo necessário para as simulações computacionais. Isso também torna o processo de confecção mais simples.

O polietileno foi selecionado como material para confeccionar o corpo do *phantom*. A densidade do PEAD, adquirido em barra de 150 mm de diâmetro, é de  $0,95\text{g/cm}^3$ . Para o núcleo do *phantom*, foi escolhido acrílico transparente. A densidade do acrílico utilizado é de  $1,18\text{g/cm}^3$ .

As dimensões dos *phantoms* foram baseadas nas dimensões do sistema de detectores SSD e também para se adaptar ao suporte já existente disponível no protótipo. Foram então confeccionados dois *phantoms* com núcleo de acrílico, sendo um com uma barra e o outro com uma esfera conforme a figura 24.



**Figura 24** - Estrutura dos *phantoms*, à esquerda da figura com núcleo em barra e à direita com esfera.

### 3.2.2 Simulação do protótipo do LLUMC

Nesta etapa, o código Geant4 deverá possuir os elementos básicos que compõem o protótipo real. Isso inclui os detectores SSD, calorímetro, condições ambientais como temperatura e pressão, distância entre cada um dos elementos e um material com medidas e características conhecidas.

Para esta simulação também foi incluída uma folha de chumbo de 1,9 mm de espessura e posicionada na saída do feixe de prótons. Como no protótipo do LLUMC, esta folha de chumbo tem a finalidade de espalhar a trajetória inicial dos prótons, transformando-a em um feixe cônico.

### 3.2.3 Simulação do *phantom* em Geant4

O *phantom* em PEAD com barra de acrílico e as condições ambientais do LLUMC foram modelados em Geant4. A estrutura do código é a mesma utilizada para simular o *phantom* do IEN, porém, o volume *World* é programado com  $64 \text{ m}^3$  e para composição do ar é utilizado a biblioteca do Geant4 G4\_AIR, onde:

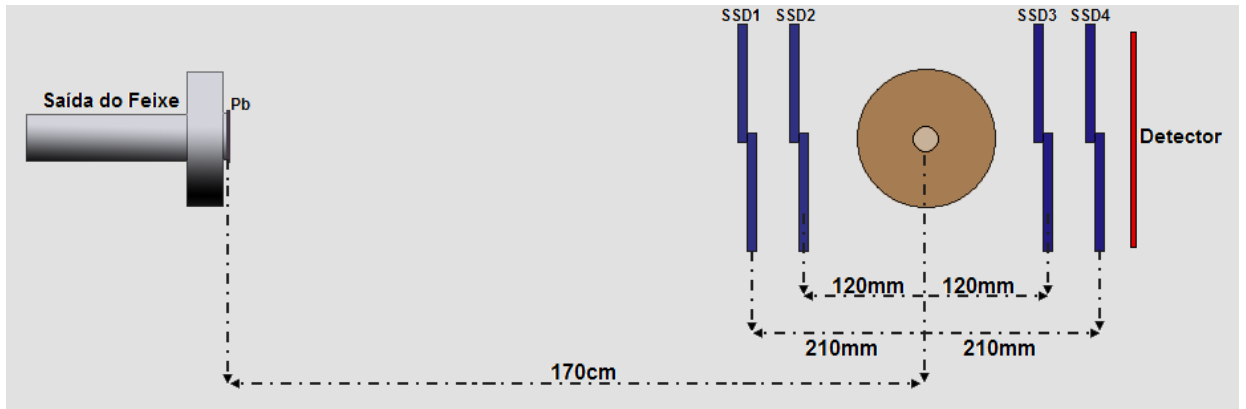
$$\text{densidade} = 1.290 * \text{mg}/\text{cm}^3$$

$$\text{pressão} = 1. * \text{atmosfera};$$

$$\text{temperatura} = 293 * \text{kelvin};$$

A energia de prótons para esta simulação foi ajustada em 200 MeV, o que corresponde ao valor utilizado no LLUMC.

No código foi incluído os 4 detectores SSD de 100  $\mu\text{m}$  de espessura cada um dispostos conforme a estrutura do protótipo do LLUMC visto na figura 25.

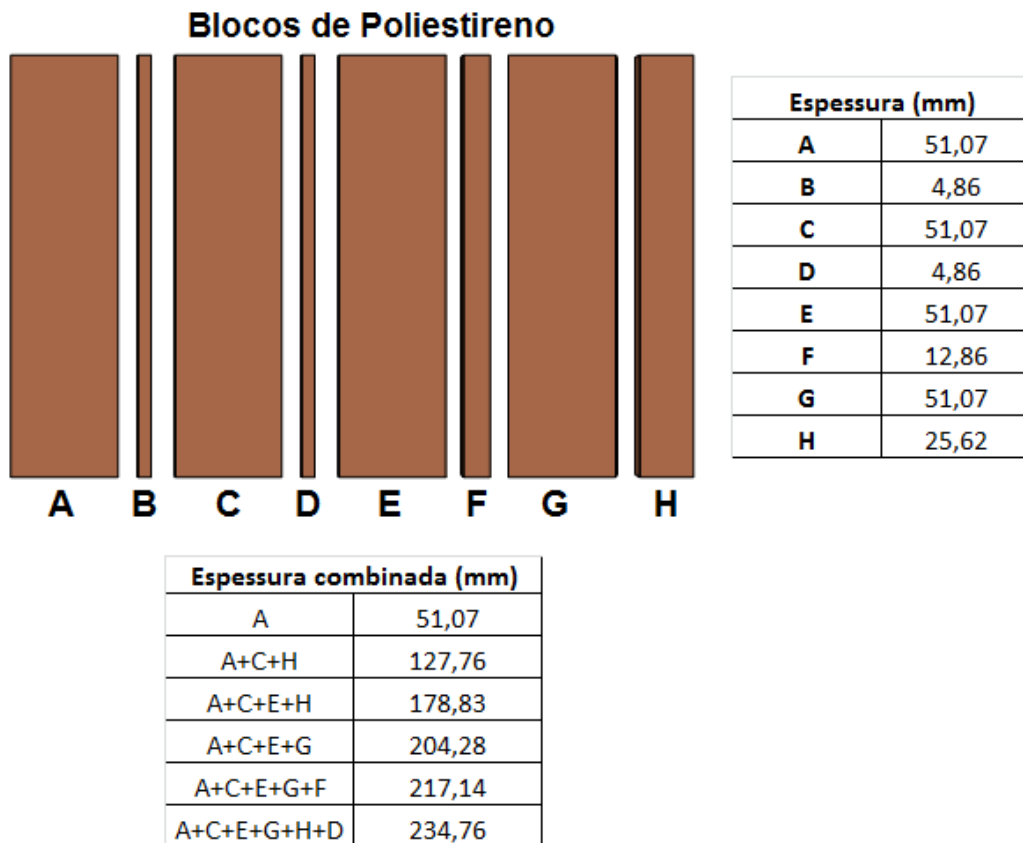


**Figura 25** - Posicionamento dos elementos para a simulação do protótipo do LLUMC.

### 3.2.4 Simulação dos blocos de poliestireno em Geant4

Esta simulação visa reproduzir a etapa utilizada na calibração do protótipo do LLUMC. Foram utilizados oito blocos de poliestireno com as espessuras indicadas na figura 26. A escolha do poliestireno para o sistema é devido à densidade de  $1,035 \text{ g/cm}^3$  ser bastante próxima a da água e com isso poder ser utilizada na calibração em WET. Estes blocos mostrados na figura 26 são movimentados dentro do Geant4 combinando-os conforme a tabela abaixo dos blocos. As espessuras mostradas na tabela ao lado dos blocos correspondem as medidas dos blocos reais utilizados no protótipo no mesmo protótipo.

As condições ambientais como temperatura e pressão e detectores SSD foram incluídas na simulação.



**Figura 26** – Espessuras e combinações de blocos de Poliestireno a ser simulado

### 3.2.5 Experimento no LLUMC

A etapa experimental do LLUMC consistem em irradiar no protótipo do pCT os dois *phantoms* confeccionados utilizando um feixe de prótons com 200 MeV. Para cada *phantom* foram obtidas 10 projeções em intervalos de 36°. Os detectores SSD foram utilizados no protótipo para registrar a trajetória de cada próton e os detectores de CsI (TI) no final da trajetória tem a finalidade de fazer a leitura da energia. O arquivo de saída em formato TXT contém quatorze colunas. As doze primeiras colunas são informações referentes aos quatro detectores SSD, divididos em três colunas para cada um dos detectores. A primeira coluna refere-se a posição em mm no eixo X, a segunda à posição no eixo Y em mm, e a terceira à distância do detector SSD também em mm em relação ao centro do *phantom*. A penúltima coluna refere-se à energia final dos prótons convertidos em WET, e a última coluna refere-se ao ângulo em que o *phantom* foi irradiado. Para este trabalho foram utilizadas apenas as coordenadas do SSD4 e a energia.

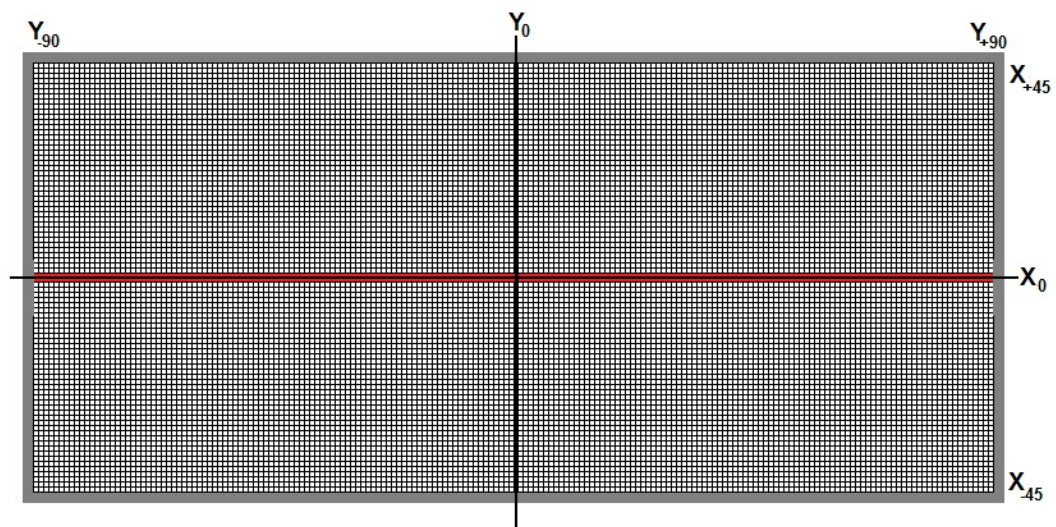
### 3.2.6 Programa para o processamento dos dados

Para processar as informações obtidas com os dados de saída dos detectores do protótipo do LLUMC foi necessário desenvolver um programa específico para esta finalidade.

Algumas funções importantes do programa são:

- Ler o arquivo de dados descrito no item 3.2.5;
- Selecionar apenas o conjunto de dados referente ao SSD4 e ao WET;
- Selecionar uma linha de detecção do eixo X, neste caso a linha da coordenada  $X=0$ ;
- Separar em passos de 1 mm ao longo do eixo Y;
- Fazer a contagem de frequência dos valores em WET em cada passo de 1 mm;
- Gerar um arquivo de saída com o valor médio em WET e a posição, referente ao eixo  $Y=0$ ;

A função do programa é converter apenas uma linha de detecção no eixo Y em vários elementos detectores com 1 mm fazendo o cálculo do valor das energias médias dos prótons detectados em cada um. A figura 27 ilustra as coordenadas usadas no SSD. A linha central correspondente ao eixo  $X_0$  é a região de detecção onde os dados são utilizados para o processamento. Este processamento irá gerar uma projeção em WET representada em um gráfico.



**Figura 27** – Coordenadas do detector SSD.

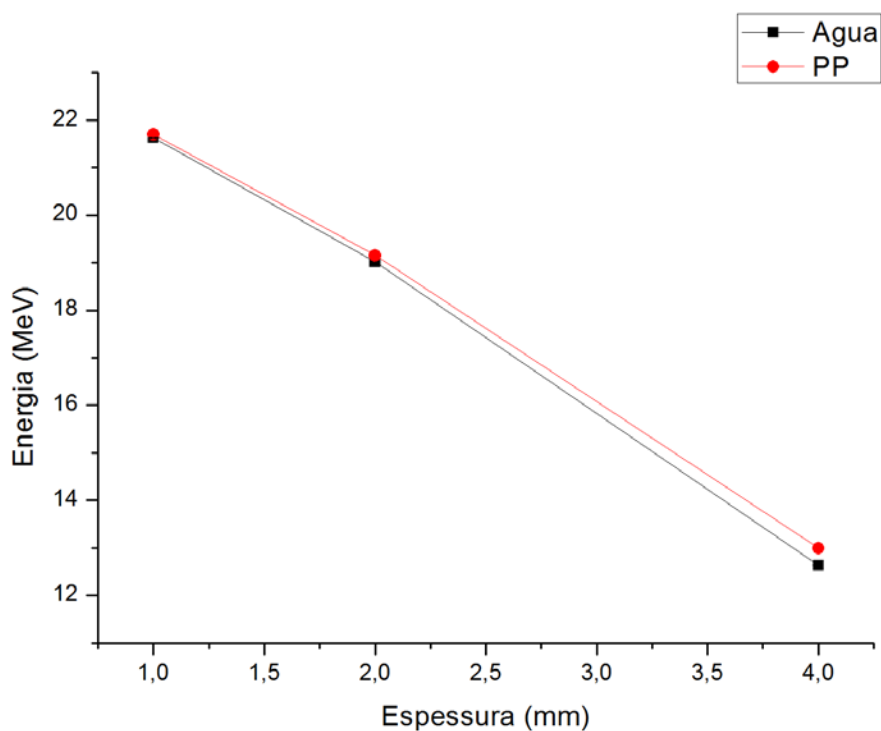


## 4 RESULTADOS

### 4.1 RESULTADOS RELACIONADOS AO PROTÓTIPO DO IEN

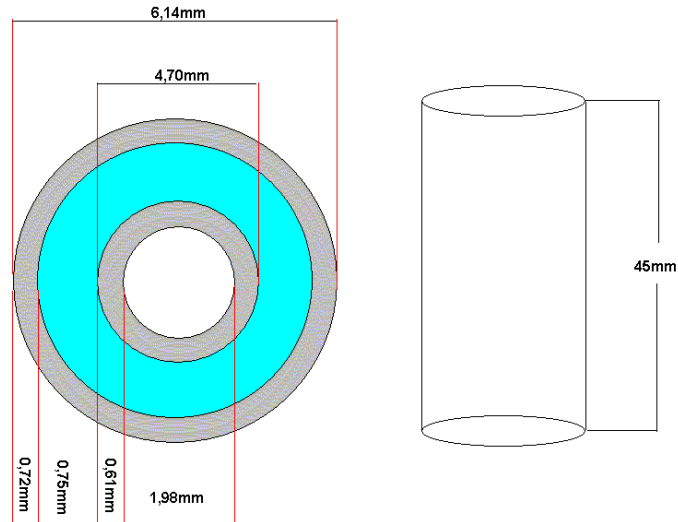
#### 4.1.1 Resultados do *phantom* projetado

Uma vez determinados os materiais mais adequados para a elaboração do objeto, foram iniciadas os testes para descobrir, por exemplo, uma diferença de  $0,1 \text{ g/cm}^3$  na densidade poderia interferir na energia final detectada. A figura 28 mostra o resultado da energia de saída obtido por simulação em Geant4. Para três espessuras de água e de polipropileno com 1, 2 e 4 mm. Nesta simulação foi utilizado um colimador de alumínio de 0,8 mm anterior ao detector.



**Figura 28** - Gráfico da energia final dos prótons em água e PP.

A estrutura final do *phantom* é mostrada na figura 29. Essas dimensões foram utilizadas na modelagem em Geant4.



**Figura 29-** Dimensões dos elementos que compõe o *phantom* projetado.

A tabela 4 apresenta as dimensões de cada estrutura do *phantom* e seus respectivos materiais.

**Tabela 4 -** Dimensões das estruturas que compõem o novo *phantom*.

Estruturas	Diâmetro (mm)	Material	Densidade (g/cm <sup>3</sup> )
Tubo interno - diâmetro interno	1,98±0,05	Polipropileno	0,90±0,01
Tubo interno - diâmetro externo	3,20±0,05		
Tubo externo - diâmetro interno	4,70±0,05		
Tubo externo - diâmetro externo	6,14±0,05		
Camada de Água - diâmetro interno	3,20±0,05	Água destilada	1,00±0,01
Camada de Água - diâmetro externo	4,70±0,05		
Camada de Ar	1,98±0,05	Ar	0,00125±0,00001

Nesse código é possível programar os deslocamentos do *phantom* em rotação, em torno do seu próprio eixo e, em translação, sobre o eixo X (paralelo ao colimador). Neste caso o movimento de rotação não foi utilizado, pois foi necessária somente uma projeção. Para

cada projeção foi necessário transladá-lo sobre o eixo X, em passos de 0,2 mm cada. Em média foram simulados 100 mil prótons para cada projeção.

Após cada simulação, um arquivo de saída foi gerado com os dados referentes à energia, ao espalhamento angular nos eixos x e y, e a distância percorrida pelos prótons. Uma pequena parte deste arquivo é mostrada no Anexo B.

A forma final do *phantom* pode ser vista na figura 30. A base da estrutura externa foi elaborada a partir do tubo de uma seringa comercial de 1 ml. As medidas das espessuras das paredes foram feitas utilizando-se um micrômetro. Para compor a estrutura interna, utilizou-se um tubo de carga de caneta esferográfica comercial com medidas equivalentes as necessidades do protótipo. Para fixar o tubo interno foram utilizados dois êmbolos de borracha que, além de centralizar o tubo, faz o processo de vedação da água. Dois pequenos pinos de plástico fazem a fixação do tubo interno com os êmbolos.

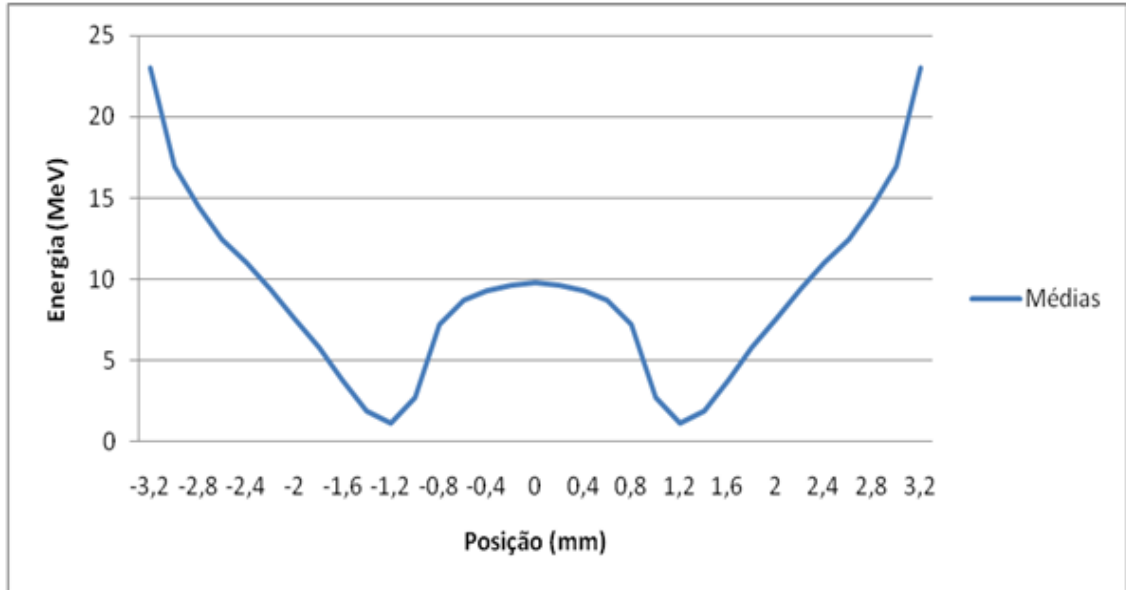
O resultado foi um objeto de pequenas dimensões com  $6,14 \pm 0,05$  mm de diâmetro. Um desenho técnico das dimensões é mostrado no Anexo I.



**Figura 30** - Foto do *phantom* finalizado. A moeda dá a referência ao tamanho final

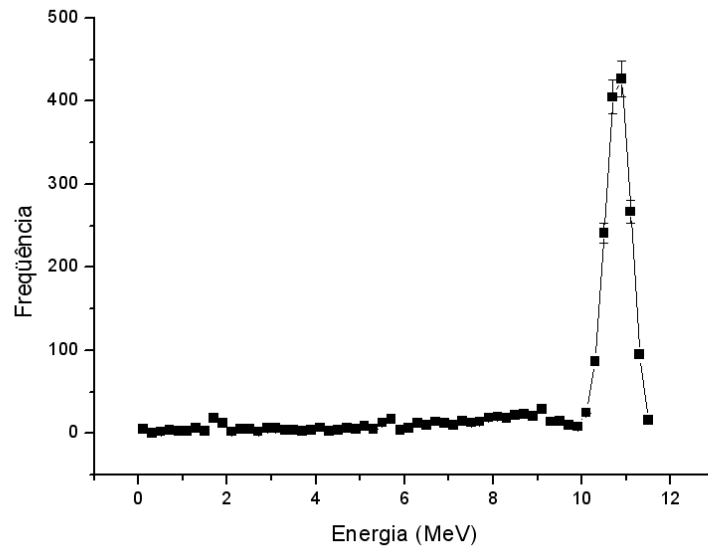
#### 4.1.2 Simulação do *phantom* com colimador de alumínio de 0,2 mm

Com os valores de energia e a quantidade de prótons detectados, fornecidos pelo arquivo de saída do código Geant4, foi possível obter o perfil das médias das energias dos prótons mostrado na figura 31, utilizando-se uma colimação de 0,2 mm.

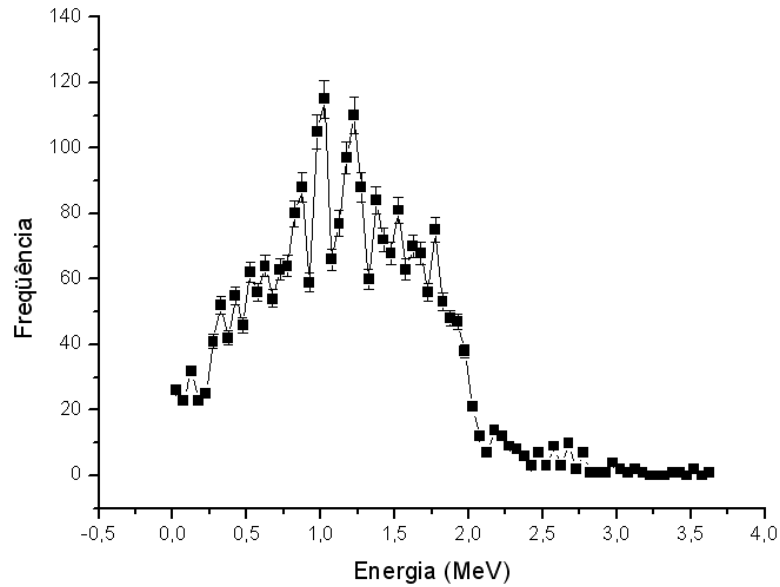


**Figura 31** – Energia média de uma projeção utilizando colimação de 0,2.

Nos gráficos a seguir são apresentados os espectros das energias do feixe de prótons no passo 1 correspondente a 0,0 mm e 1,2 mm de deslocamento no passo 7. As figuras 32 e 33 demonstram a simulação de cada um dos passos citados.

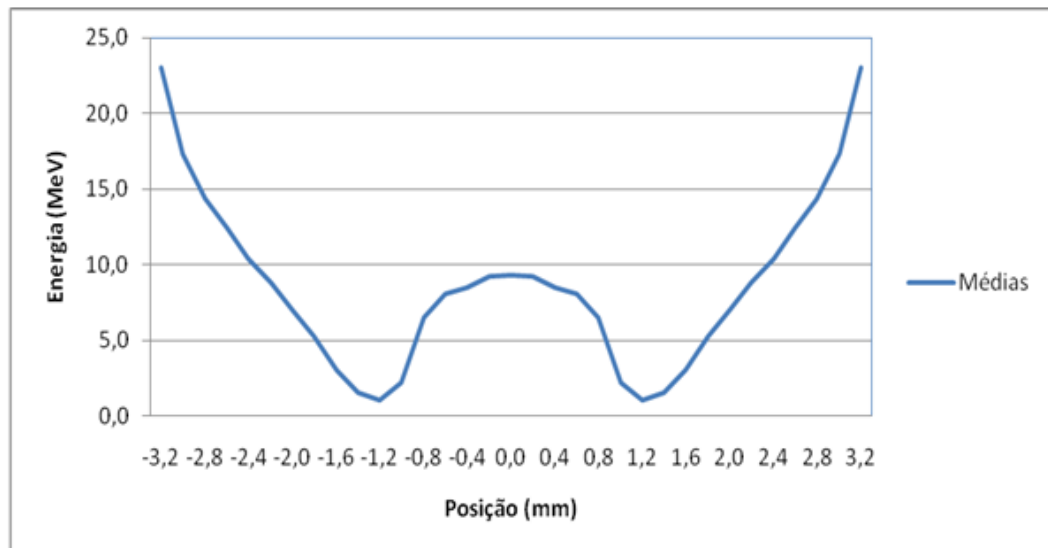


**Figura 32** - Espectro de energia: posição 0,0 mm com colimação de 0,2 mm de diâmetro



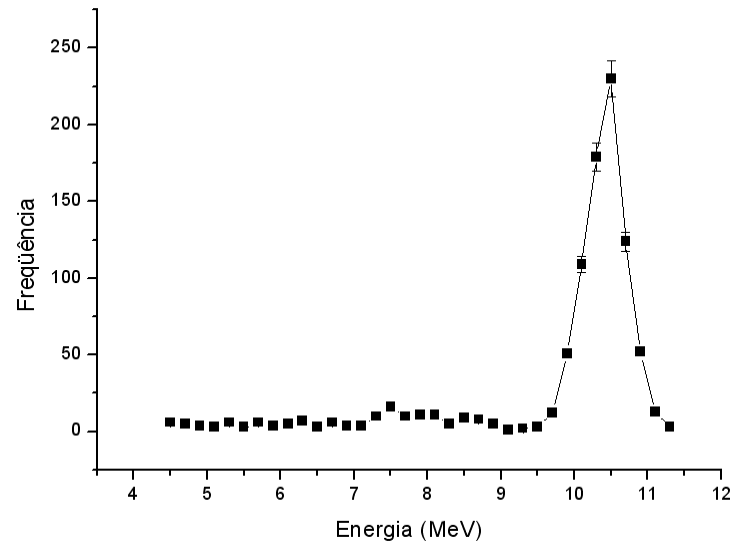
**Figura 33** - Espectro de energia: posição 1,2 mm com colimação de 0,2 mm de diâmetro

De forma semelhante, com o uso de um colimador de 0,4 mm de diâmetro foram registrados os valores das energias e calculadas as suas médias resultando no perfil de energia exibido na figura 34.



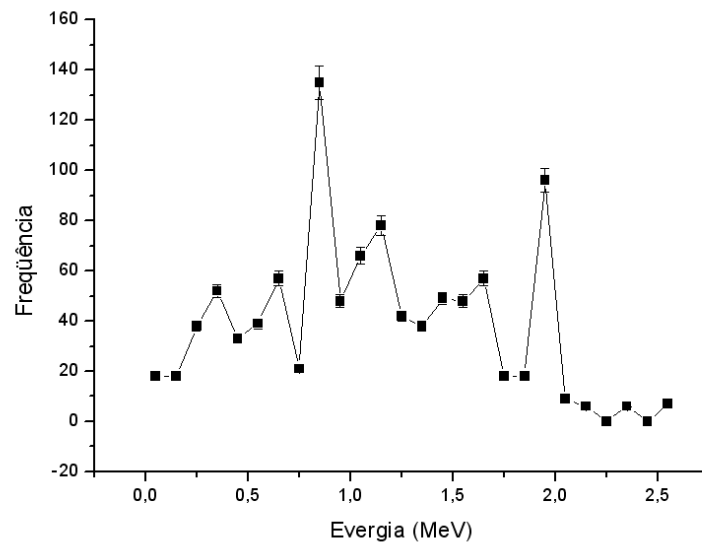
**Figura 34** - Média das energias utilizando colimação de 0,4 mm de diâmetro

A figura 35 corresponde ao espectro na região central do *phantom* com uma colimação de 0,4 mm de diâmetro.



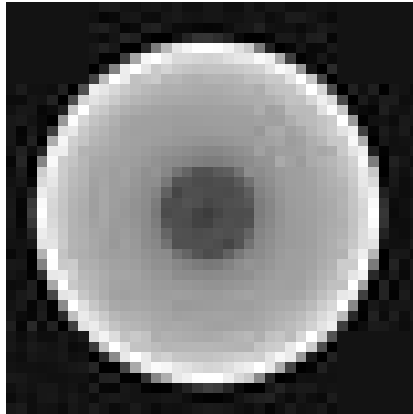
**Figura 35** - Espectro de energia: posição 0,0 mm com colimação de 0,4 mm de diâmetro

O espectro da figura 36 corresponde ao passo de translação de 1,2 mm exatamente na mesma região da simulação, com colimação de 0,2 mm.



**Figura 36** - Espectro de energia: posição 1,2 mm com colimação de 0,2 mm de diâmetro

Por último foi feita gerada a imagem do *phantom* simulado com colimação de 0,2 mm. A imagem gerada pode ser vista na figura 37.



**Figura 37** - Reconstrução tomográfica do *phantom* com colimação em orifício de 0,2 mm

#### 4.1.3 Colimadores em fenda

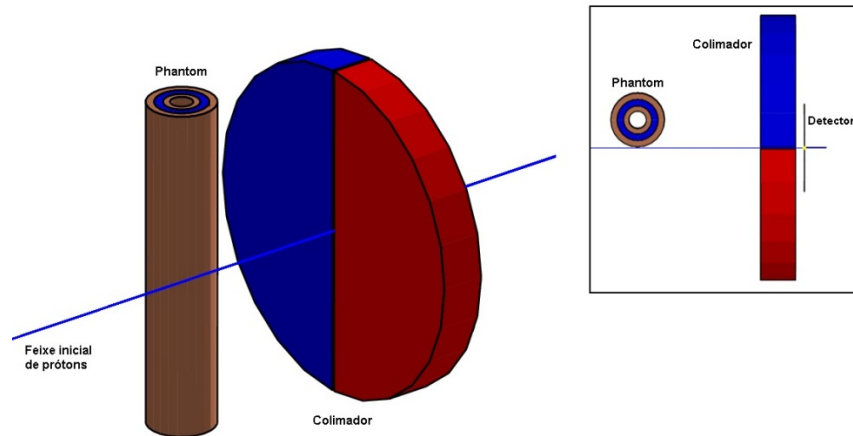
Uma vez definido o modelo de colimador que seria confeccionado para o protótipo, foi realizada a simulação do mesmo para avaliar sua eficiência. Os colimadores mostrados na figura 38 foram construídos com a colaboração do Departamento de Mecânica da UTFPR. Dois colimadores foram confeccionados com colimação de 0,1 mm e 0,2 mm. As dimensões estão disponíveis no Anexo J.



**Figura 38** - Colimadores construídos, à esquerda 0,1 mm e à direita 0,2 mm

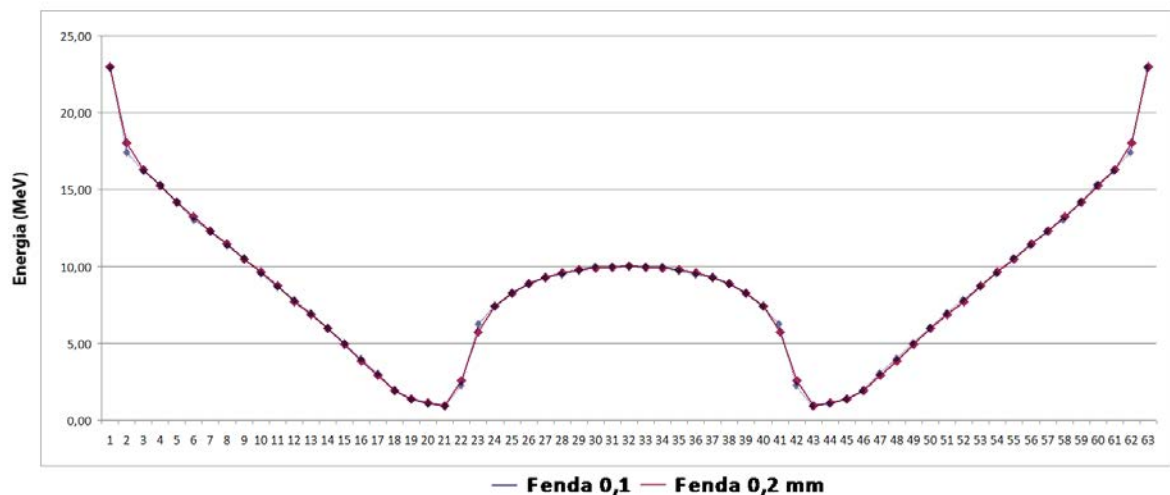
#### 4.1.4 Simulação dos colimadores

A figura 39 apresenta a simulação em Geant4, onde é mostrado o *phantom* desenvolvido, o feixe (linha azul) passando tangencialmente ao *phantom* para não haver interação dos prótons com o mesmo, e o colimador que está representado em duas cores para melhor observação da fenda. A imagem em detalhe 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.



**Figura 39** - Visualização 3D da simulação e a visualização em perfil dos objetos simulados

Para testar o desempenho dos colimadores em fenda com abertura de 0,1 mm e 0,2 mm, foram feitas simulações com passos de translação de 0,2 mm percorrendo toda a largura do *phantom*. Em cada passo foi calculada a média dos valores de energia de saída, e em seguida comparados e mostrado no gráfico da figura 40.

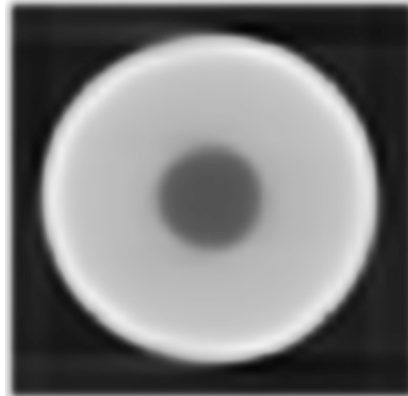


**Figura 40** – Comparação entre os valores de energia com colimador de 0,1 mm 0,2 mm.

#### 4.1.5 Reconstrução tomográfica do *phantom*

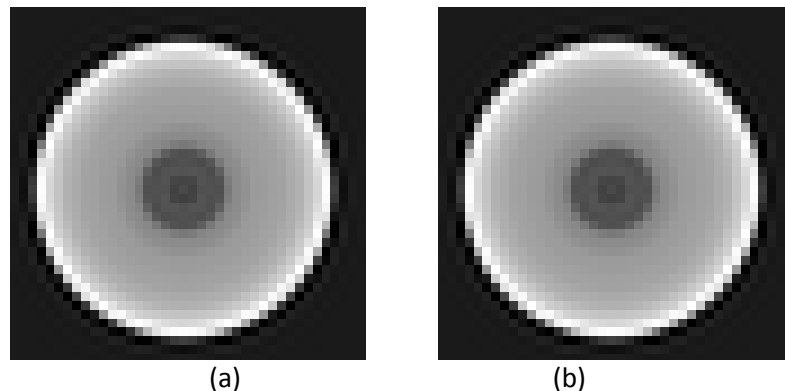
Com os dados obtidos em Geant4 foram reconstruídas três imagens tomográficas com algoritmo de reconstrução por retroprojeção filtrada. A figura 41 apresenta a imagem da reconstrução a partir de dados da simulação do colimador em formato de fenda com 0,1 mm.





**Figura 41** - Reconstrução tomográfica do *phantom* usando colimação de 0,1 mm

A reconstrução tomográfica mostrada na figura 42 (a) foi feita utilizando um colimador com orifício de 0,2 mm de diâmetro. Na figura 42 (b) a reconstrução foi feita baseada no novo colimador em fenda com abertura de 0,2 mm. Como se pode observar, ambas as imagens ficaram exatamente iguais. A imagem não representa com exatidão a estrutura do *phantom* por limitações do algoritmo que ainda está em desenvolvimento.

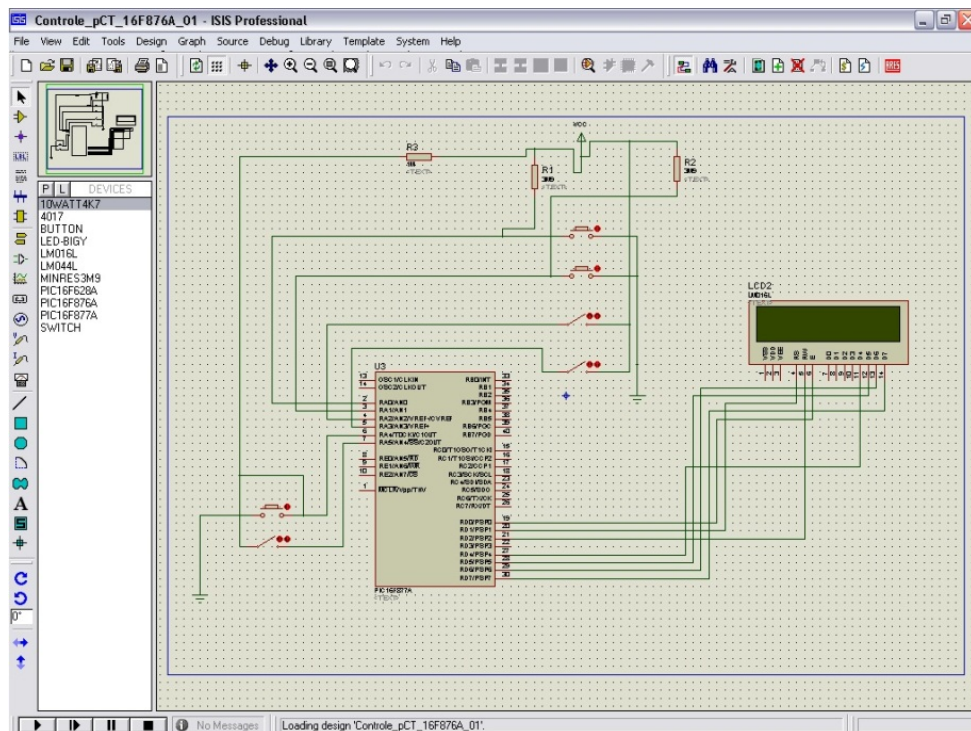


**Figura 42** - Reconstrução tomográfica do *phantom* (a) em orifício e (b) em fenda

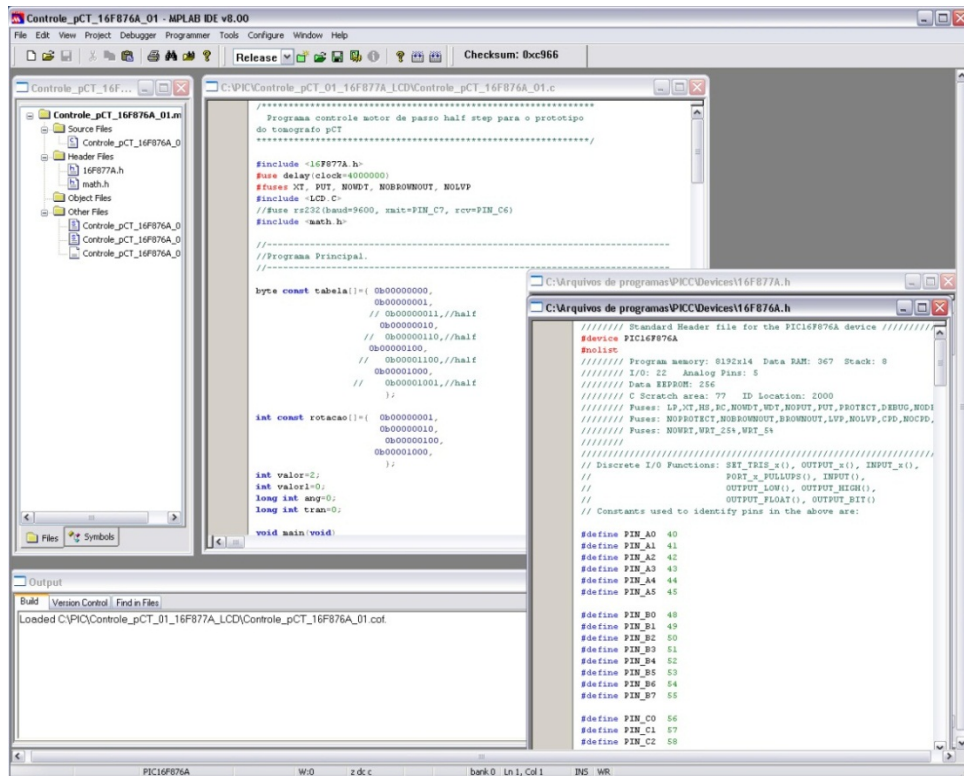
#### 4.1.6 Sistema de controle

Um sistema de controle foi projetado e construído para controlar o sistema mecânico do protótipo. Inicialmente o mecanismo era controlado por um CLP modelo S7-200 da Siemens. Porém, a forma como era feito o controle era bastante lenta e não existia nenhuma interface de controle por computador. Para facilitar as operações de controle do mecanismo foi utilizado um micro controlador da serie PIC modelo 16F677. Este micro controlador necessita ser programado para executar determinadas funções. Neste caso foi utilizada linguagem C++ para programa-lo. Para o protótipo as funções correspondentes são o acionamento dos dois

motores de passo que controlam a translação e rotação, as chaves de fim de curso e o posicionamento da mesa em rotação, além de uma entrada para controle externo. O código executa o posicionamento inicial em translação e rotação ao ser ligado. Um display LCD de 2X16 (linhas X colunas) foi adicionado para mostrar as ações que estão sendo executadas. Ele exhibe as etapas de posicionamento, ângulo de rotação e translação em milímetros. O controle opera de forma autônoma ou controlada por computador. A operação do mecanismo de forma autônoma é feita por chaves de controle disponíveis com as funções de rotação, translação e reinicialização do sistema. O programa utilizado para compilar e simular o código desenvolvido para o micro controlador é o ISIS, e sua tela de trabalho onde são inseridos todos os componentes do protótipo pode ser visto na figura 43. O código após ser testado pelo programa ISIS, é posteriormente gravado dentro do micro controlador utilizando para isso o programa Mplab. A figura 44 mostra a tela do programa Mplab utilizada para criar o código de programação.

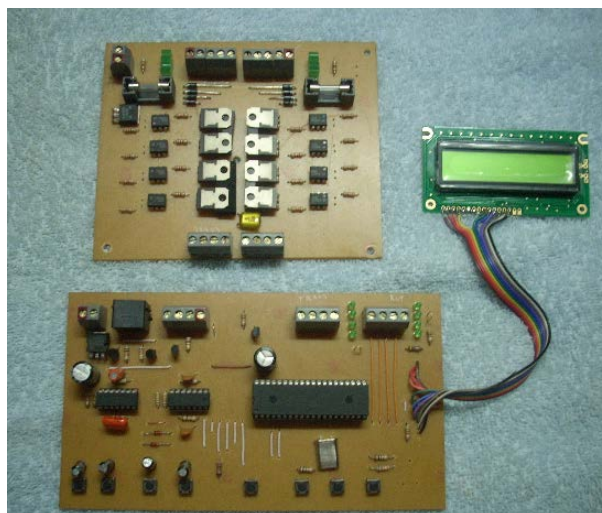


**Figura 43** – Programa de simulação de circuitos eletrônicos ISIS Professional



**Figura 44** – Programa Mplab utilizado para gerar o código em C++ para o Micro controlador

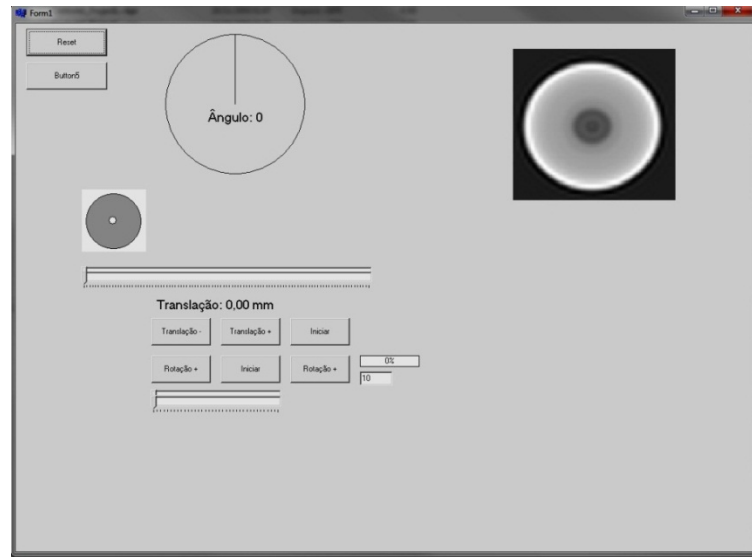
Na figura 45 é exibido o protótipo pronto com display LCD conectado e o módulo de acionamento dos motores. Foi removido o dissipador de calor que fica acoplado aos transistores de potência.



**Figura 45** - Circuito eletrônico de controle do sistema mecânico confeccionado

Na figura 46 é mostrada a tela do programa desenvolvido para controlar o protótipo. Este programa, desenvolvido em C Builder, faz o controle do sistema através da porta paralela

do computador. Ele mostra a movimentação em rotação exibindo o ângulo em graus e o deslocamento de translação em milímetros. Para esses dois movimentos um botão deslizante foi utilizado para ajustar o movimento a ser executado tanto em rotação como em translação. Um botão faz a reinicialização do sistema e um outro botão faz o movimento de rotação e translação de forma automática.

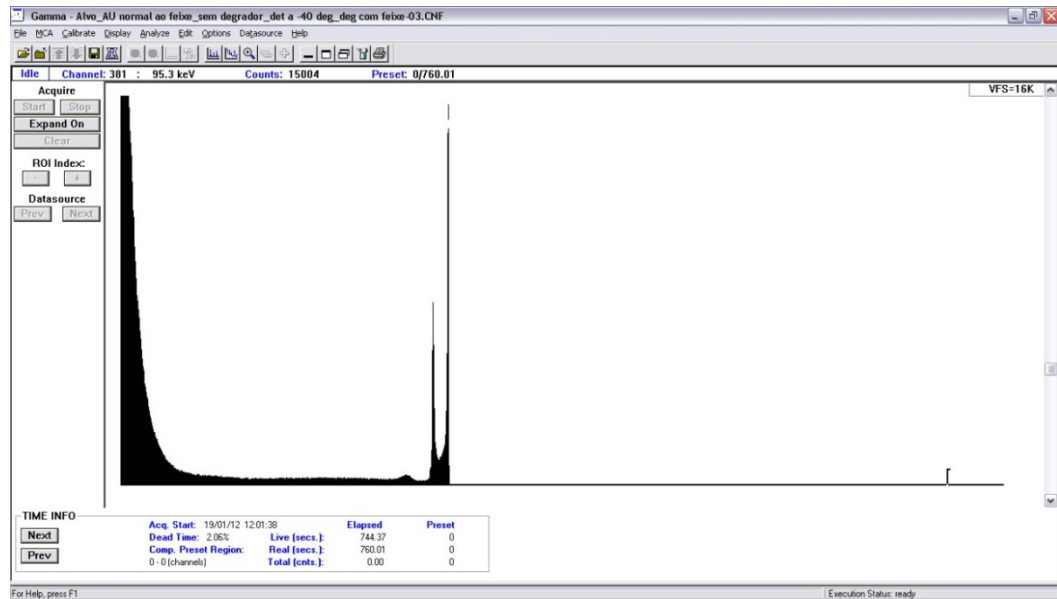


**Figura 46** - Programa de controle do sistema mecânico

#### 4.1.7 Resultados do experimento realizado no IEN

##### 4.1.7.1 Obtenção do espectro de energia utilizando o alvo espalhador de Au.

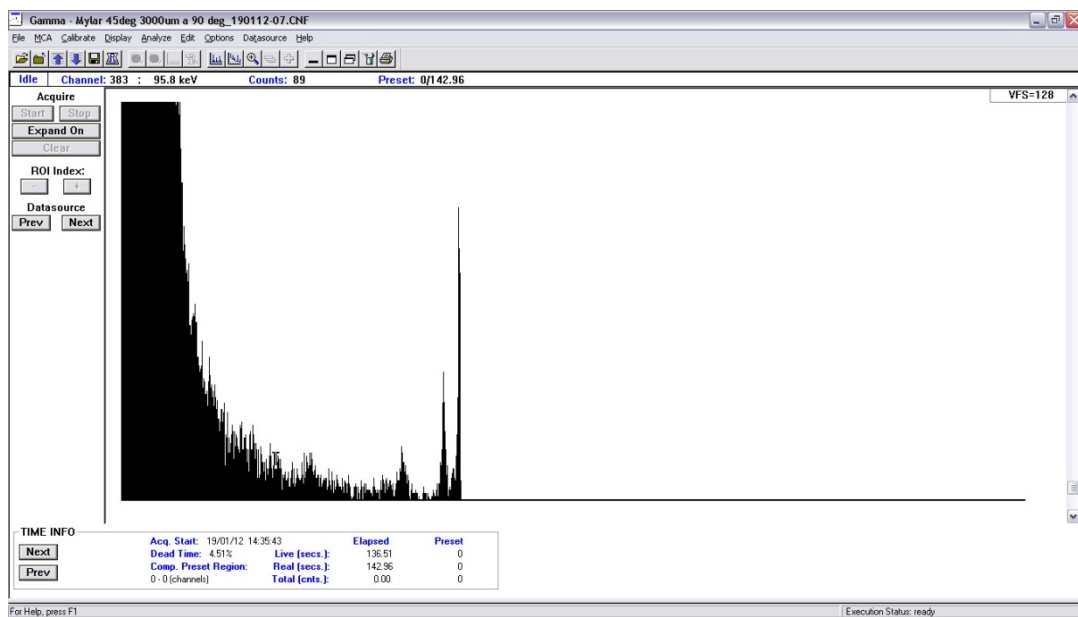
O primeiro teste visava verificar as condições do equipamento, ruído eletrônico e as condições do feixe na câmara de espalhamento. O espectro obtido, utilizando apenas uma folha de Au como alvo espalhador, é mostrado na figura 47. Por não ter sido feita a calibração no programa de aquisição, os valores de energia e frequência não são mostrados nas figuras 47 a 51.



**Figura 47-** Espectro de energia dos prótons espalhados pelo alvo de Au

#### 4.1.7.2 Obtenção do espectro de energia utilizando o alvo de Mylar.

A segunda medida foi realizada com o alvo espalhador de Mylar. O espectro foi obtido para fazer a calibração do feixe de prótons para as medidas de perda de energia em PEAD. O espectro obtido com Mylar é mostrado na figura 48. Como no caso anterior, este teste foi feito sem a calibração do programa. Os valores de energia e frequência não são mostrados na figura.

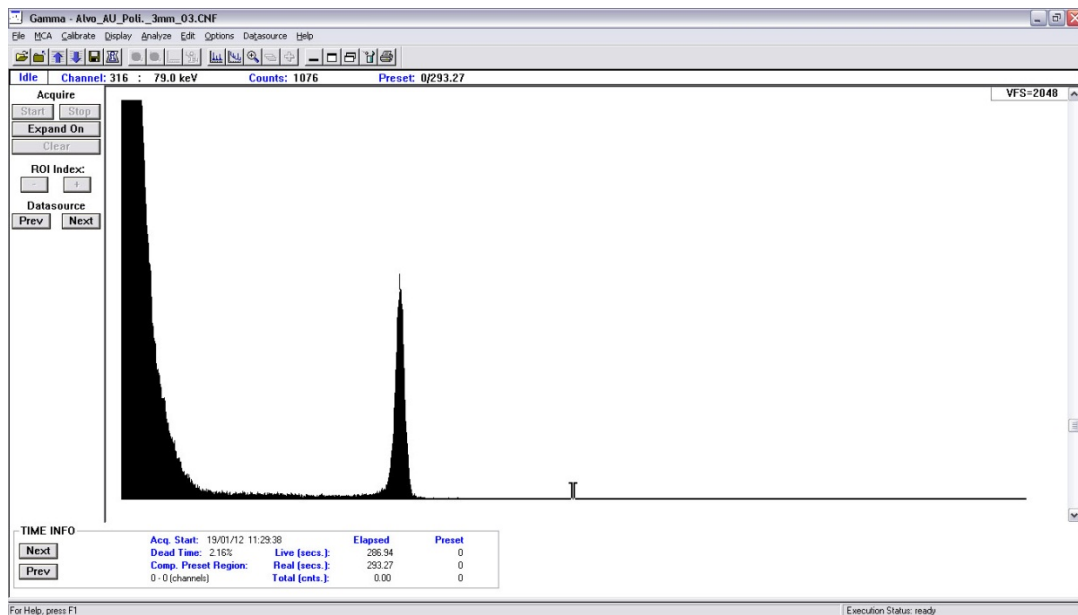


**Figura 48 -** Espectro de energia dos prótons espalhados por alvo de Mylar

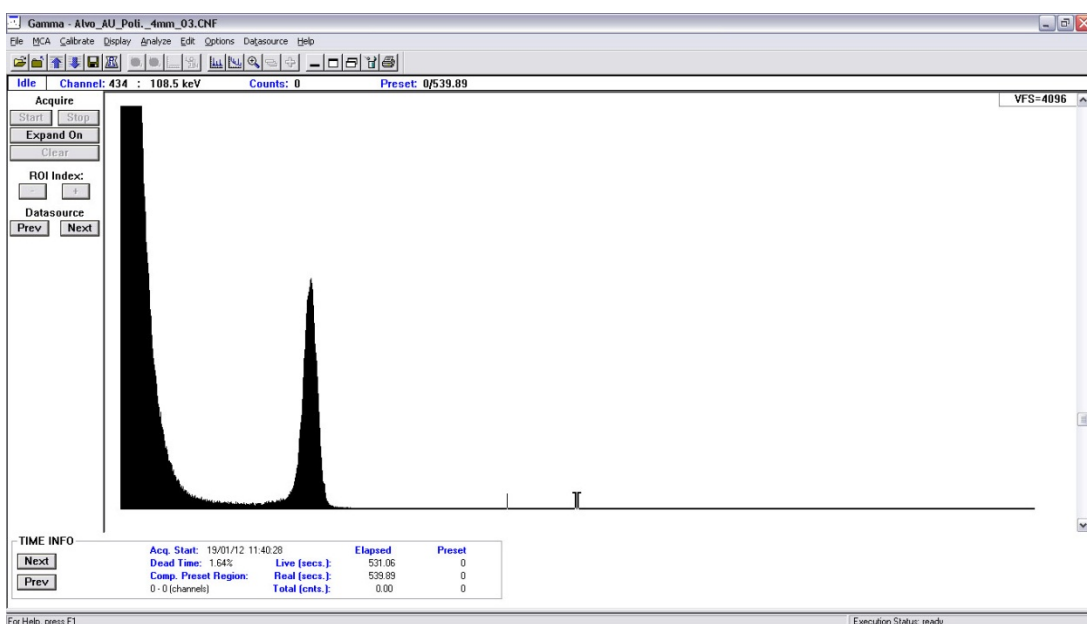
#### 4.1.7.3 Medidas com discos em PEAD

Após a calibração com Mylar, o alvo de Au foi reposicionado para fazer a medida com PEAD. Foram obtidos três espectros correspondentes aos valores dos discos mostrados na tabela 3, além da disposição do PEAD, conforme foi mostrado na figura 22.

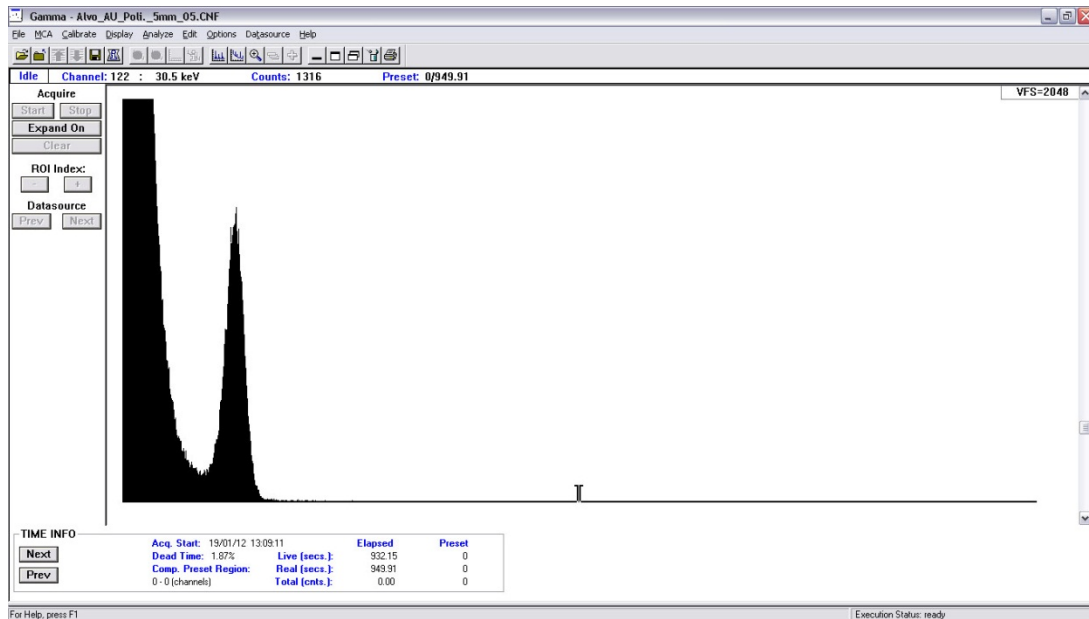
Na figura 49 temos o espectro obtido com o PEAD de 3 mm, na figura 50 com PEAD de 4 mm e na figura 51 com o PEAD de 5 mm.



**Figura 49** - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 3 mm



**Figura 50** - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 4mm



**Figura 51** - Espectro de energia dos prótons obtido com PEAD de 5 mm

A determinação da energia do feixe disponível no CV-28 foi baseada na técnica de “Espectrometria de Partículas Carregadas a 90°” (Blastos, Brito, Vinagre et al, 1990). A energia inicial do feixe de prótons calculada neste experimento foi de  $24,03 \pm 0,40$  MeV. Para a calibração foi utilizada a seguinte equação:

$$E(\text{Canal}) = a + b \cdot \text{Canal}$$

Onde

$$a = (-1,1122 \pm 0,3264) \text{ MeV}$$

$$b = (0,0452 \pm 0,0001) \text{ MeV/Canal}$$

As medidas em Mylar resultaram nos seguintes valores de energia (E) de cada átomo da amostra:

$$\text{Canal 384} = 12\text{C} (E = -4,4391 \text{ MeV})$$

$$\text{Canal 367} = 16\text{O} (E = -6,0897 \text{ MeV})$$

$$\text{Canal 318} = 12\text{C} (E = -7,654 \text{ MeV})$$

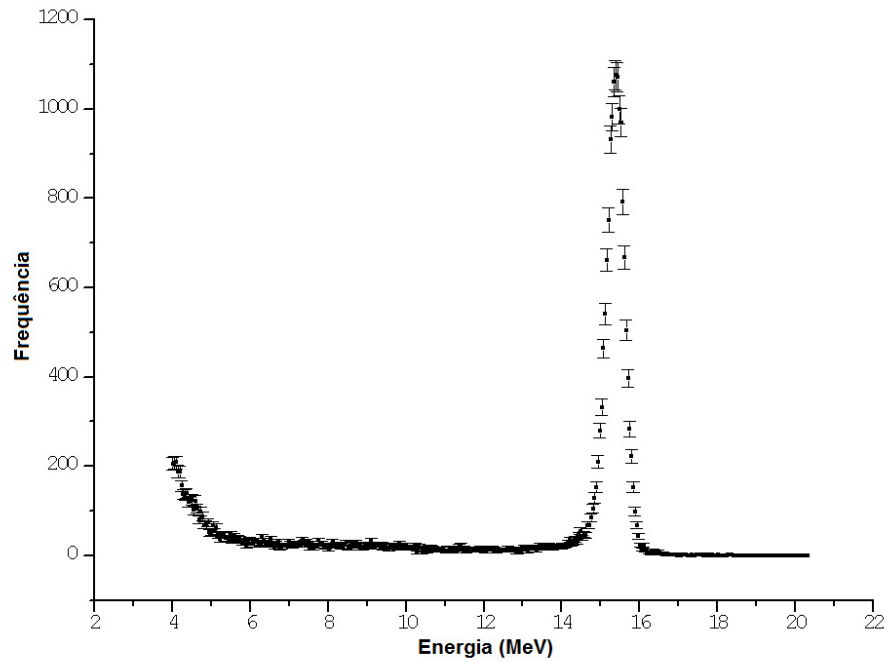
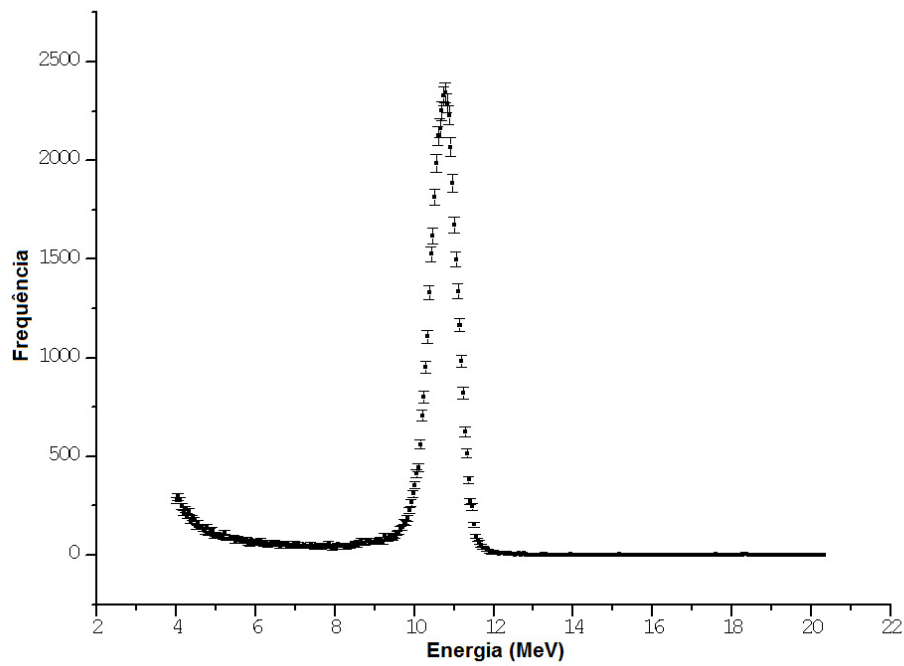
$$\text{Canal 215} = 12\text{C} (E = -12,71 \text{ MeV})$$

Depois de realizada a calibração, foram plotados três gráficos correspondentes às medidas de perda de energia nos discos de PEAD. Nas figuras 52, 53 e 54 são mostrados os gráficos obtidos com os dados após a calibração.

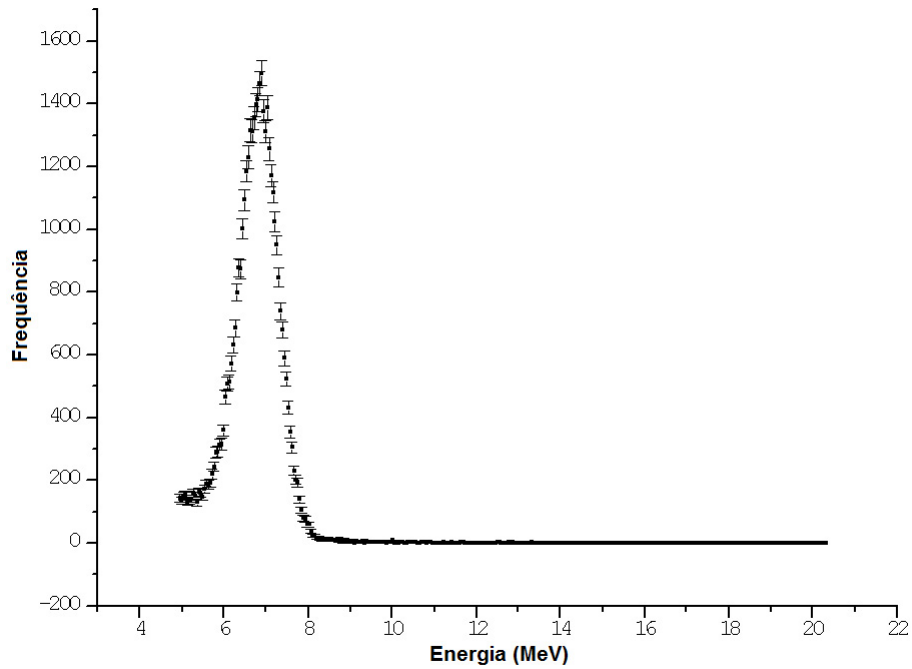
Os valores calculados da energia final em cada PEAD são mostrados na tabela 5.

**Tabela 5** - Valores de energia medidos dos discos de PEAD

PEAD Espessura (mm)	Energia (MeV)
3	15,4±0,3
4	10,7±0,3
5	6,9±0,3

**Figura 52** - Gráfico da energia final com PEAD de 3 mm.**Figura 53** - Gráfico da energia final com PEAD de 4 mm.

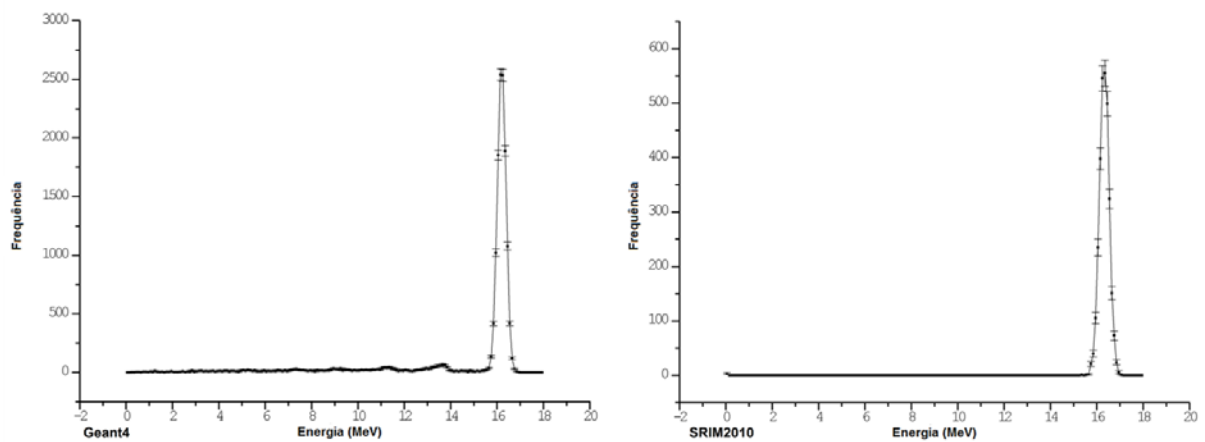




**Figura 54** - Gráfico da energia final com PEAD de 5 mm.

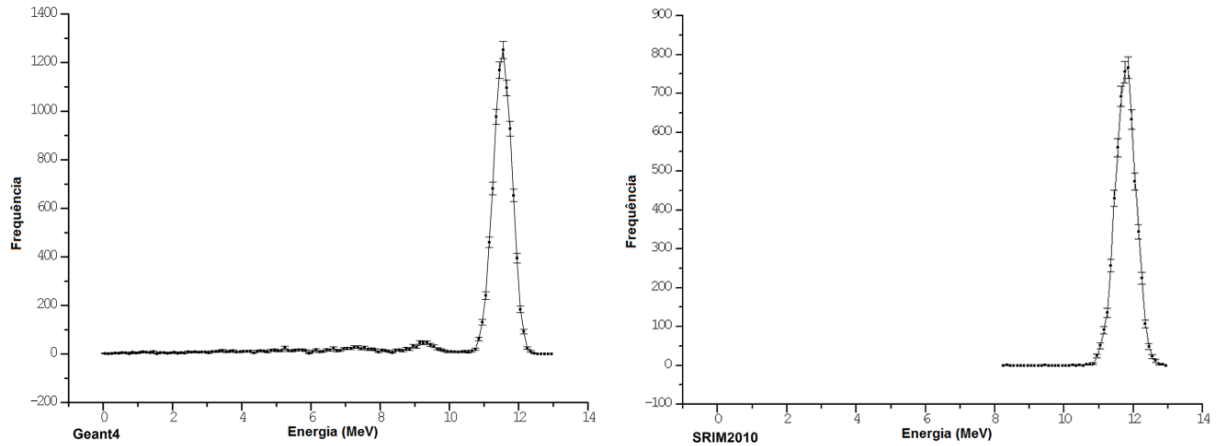
#### 4.1.8 Simulações dos discos de PEAD em Geant4

A fim de comparar os resultados experimentais, foram realizadas simulações em SRIM2010 e Geant4, nas mesmas condições do experimento. A seguir são mostrados os espectros obtidos nas simulações. Na figura 55 é mostrado à esquerda o espectro em PEAD de 3 mm, simulado em Geant4, e na figura à direita, o espectro obtido com simulação em SRIM2010.



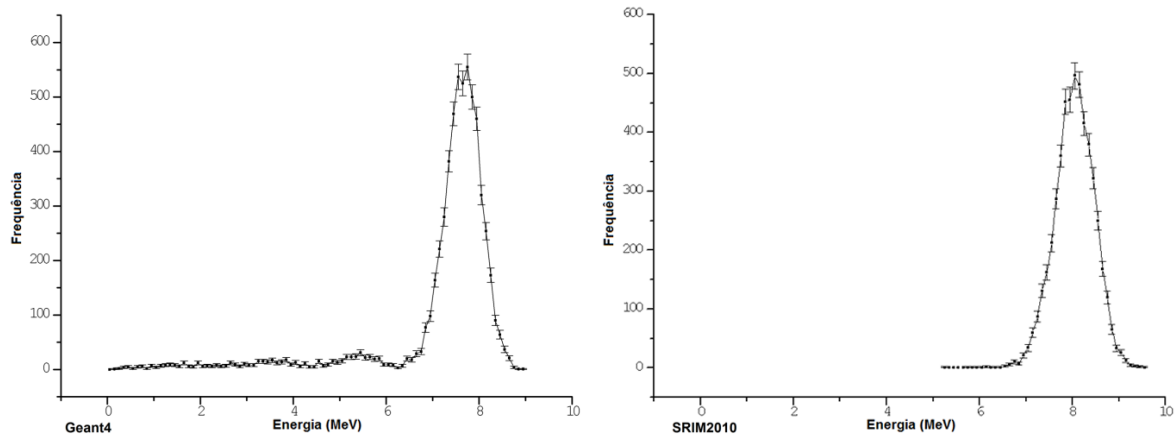
**Figura 55** - Simulação do PEAD 3 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).

Na figura 56 é mostrado à esquerda o espectro em PEAD de 4 mm, simulado em Geant4, e na figura à direita, o espectro obtido com simulação em SRIM2010.



**Figura 56** - Simulação do PEAD 4 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).

Por fim, na figura 57 é mostrado à esquerda o espectro em PEAD de 5 mm simulado em Geant4, e na figura à direita, o espectro obtido com simulação em SRIM2010.



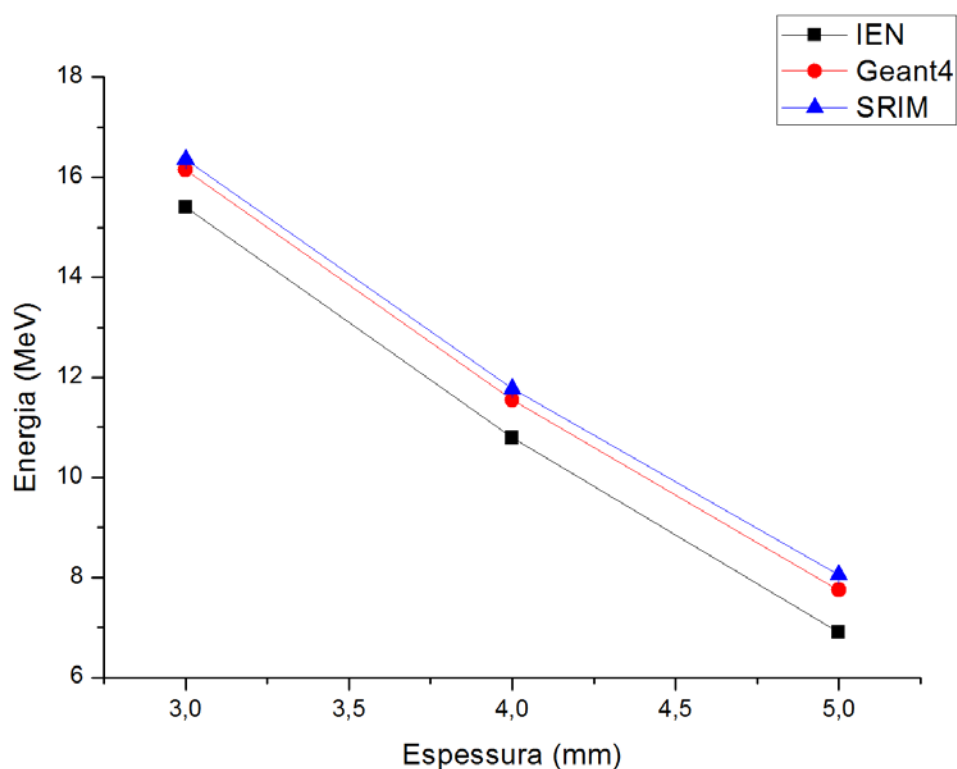
**Figura 57** - Simulação do PEAD 5 mm em Geant4 (esq.) e SRIM2010 (dir.).

#### 4.1.9 Comparação entre as simulações e os dados experimentais

Para analisar melhor o quanto a simulação computacional se aproxima dos dados experimentais, foi plotado um gráfico com a energia média para cada espessura do disco de PEAD. Na tabela 6 são mostrados os valores medidos de energia e espessura, com erro e desvio padrão, e na figura 58 um gráfico comparativo.

**Tabela 6** – Valores medidos com PEAD no IEN, Geant4 e SRIM2010.

Espessura	IEN		Geant4		SRIM	
	Energia	Desvio Padrão	Energia	Desvio Padrão	Energia	Desvio Padrão
3 mm	15,40±0,002	0,27	16,15±0,001	0,18	16,35±0,002	0,21
4 mm	10,79±0,002	0,35	11,55±0,002	0,26	11,77±0,002	0,29
5 mm	6,90±0,013	0,41	7,75±0,004	0,37	8,05±0,005	0,41

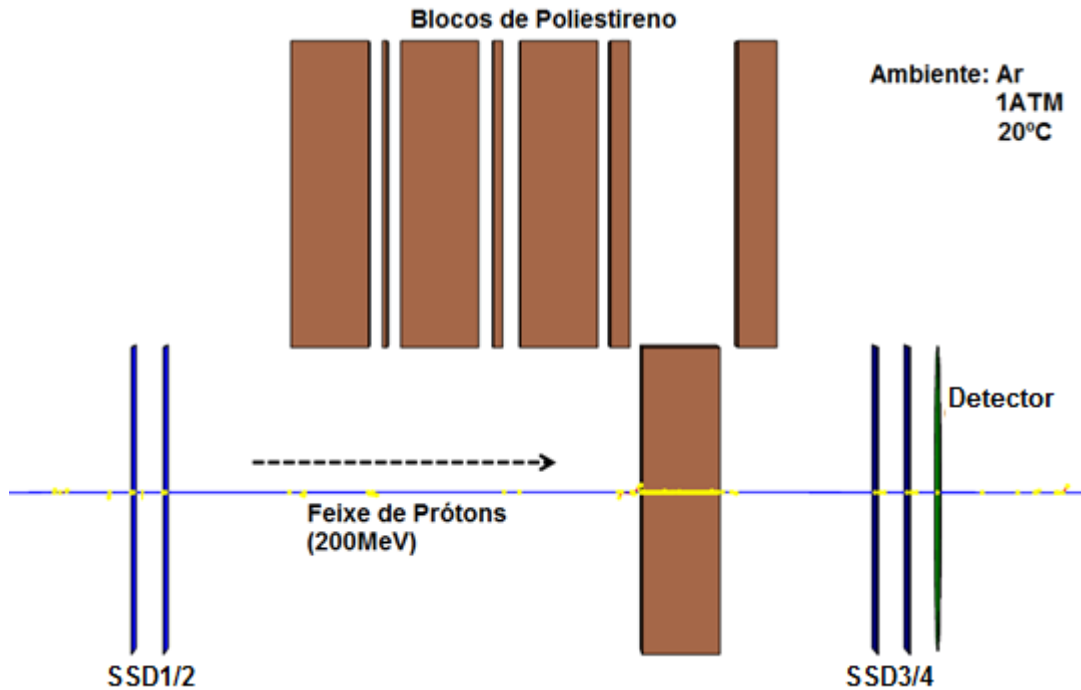
**Figura 58** - Comparação dos valores de energia simulados no IEN com PEAD.

## 4.2 RESULTADOS DO PROTÓTIPO DO LLUMC

### 4.2.1 Comparação entre resultados experimentais e simulados para o poliestireno

A fim de comparar os dados experimentais obtidos no LLUMC foram realizadas várias simulações buscando reproduzir ao máximo as condições reais. O código em Geant4 possui todos os elementos essenciais do protótipo, incluindo a temperatura ambiente, pressão atmosférica, composição do ar e os elementos que influenciam diretamente o feixe de prótons. As distâncias dos elementos simulados são exatamente os mesmos disponíveis naquele protótipo. A figura 59 mostra uma imagem da simulação e os seus elementos. Para gerar esta

imagem foram utilizados apenas 10 prótons. O feixe inicial fica a uma distância de 153 cm do SSD1 e a 208 cm do SSD2. A espessura combinada dos SSD é de 400  $\mu\text{m}$ .



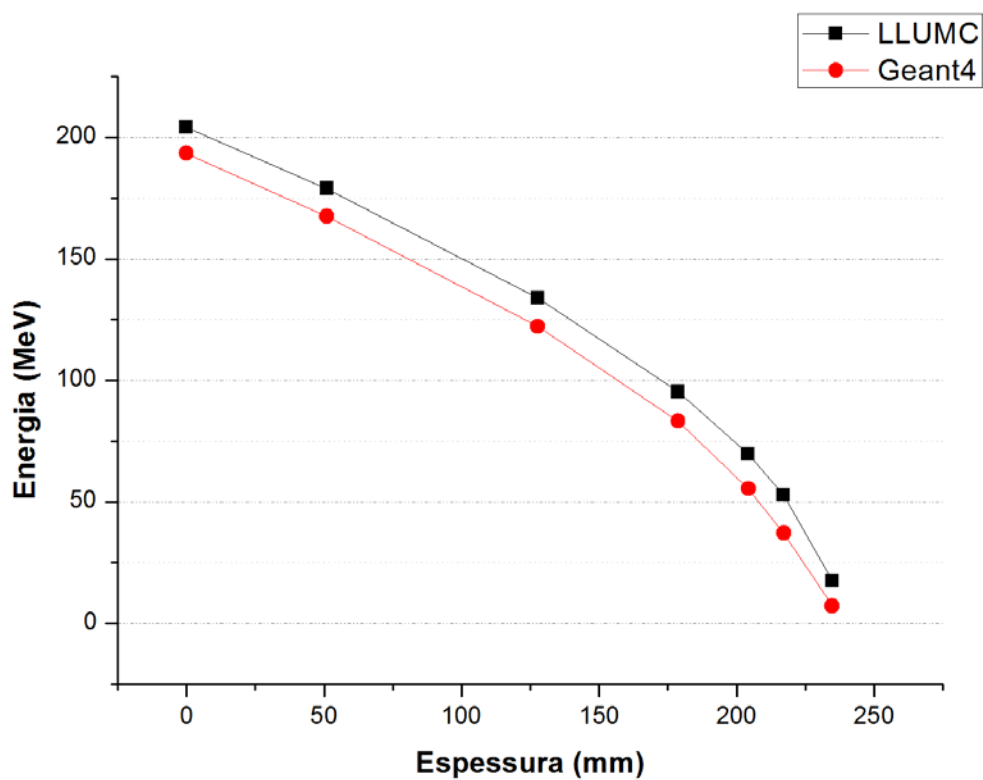
**Figura 59** – Elementos simulados do protótipo do LLUMC

Através dos dados obtidos no LLUMC foram obtidos espectros de energia de prótons. Estes valores não foram convertidos em WET e representam os valores de energia lidos pelos detectores de CsI.

A simulação foi feita combinando espessuras diferentes de poliestireno exatamente como é feito no processo de calibração no protótipo do LLUMC. Para facilitar a interpretação foi criada uma tabela (Tabela 7) com os valores simulados em Geant4 e os valores experimentais medidos no LLUMC. Em cada espessura de poliestireno no protótipo do LLUMC foram utilizados entre 100 mil a 200 mil prótons. O mesmo foi feito para as simulações em Geant4 a fim de obter uma comparação mais precisa.

**Tabela 7** - Energia final do feixe utilizando camadas de Poliestireno do LLUMC e simulada em Geant4.

Espessura (mm)	LLUMC		Geant4	
	Energia (MeV)	Desvio Padrão	Energia (MeV)	Desvio Padrão
0,00	204,22±0,05	6,17	193,480±0,004	0,45
51,07	178,91±0,03	5,26	167,520±0,004	0,88
127,76	133,87±0,03	4,22	122,13±0,02	1,52
178,83	95,20±0,02	3,81	83,23±0,02	2,12
204,28	69,74±0,03	4,03	55,33±0,01	2,38
217,14	52,86±0,03	4,8	37,09±0,02	3,15
234,76	17,52±0,06	8,55	7,12±0,20	4,57



**Figura 60** – Gráfico comparativo entre a energia final obtida no experimento do LLUMC e por simulação em Geant4.

#### 4.2.2 *Phantom* em PEAD para o LLUMC

Os dois *phantoms* em PEAD para o LLUMC foram usinados conforme as especificações planejadas. A figura 61 mostra a foto dos dois *phantoms* prontos.



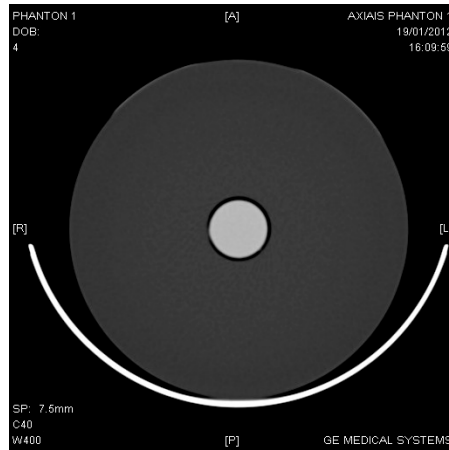
**Figura 61** - *Phantoms* de PEAD à esquerda com núcleo cilíndrico e à direita com núcleo em esfera.

A esfera foi confeccionada usinando duas semiesferas e unindo-as com cola epóxi. Dois pinos côncavos foram usinados em PEAD para servir de suporte à esfera como é mostrado na figura 62.



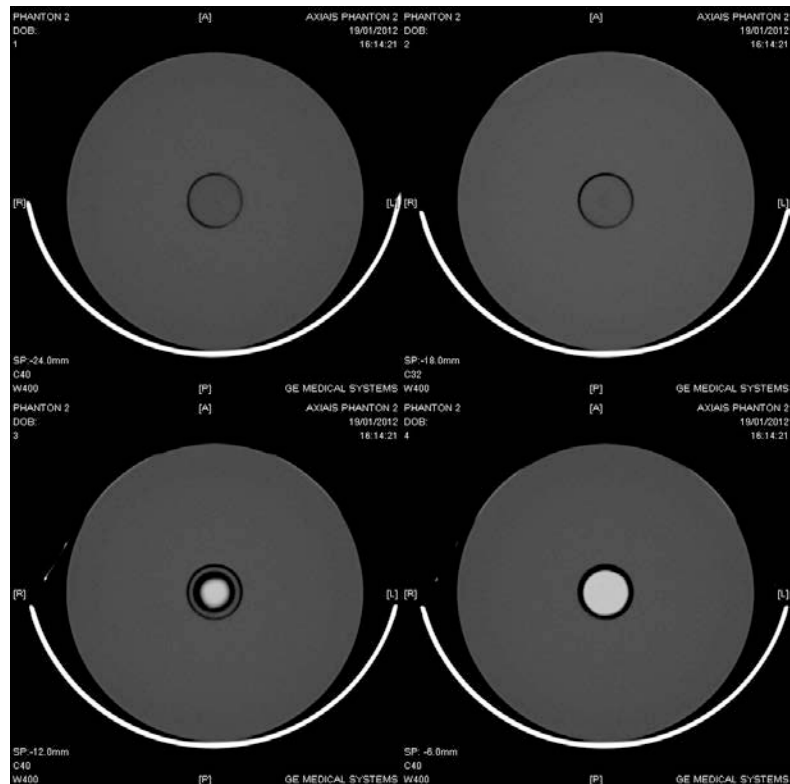
**Figura 62** – A esfera e um dos suportes usinados para compor o núcleo do *phantom* em PEAD.

Cada um dos *phantoms* foi tomografado em um tomógrafo clínico da marca GE. A finalidade da tomografia é analisar a estrutura interna do *phantom* e usar a imagem como referência para trabalhos futuros. A figura 63 é a imagem tomográfica do *phantom* com o núcleo cilíndrico.



**Figura 63** - Imagem tomográfica do *phantom* com o núcleo cilíndrico.

A figura 64 mostra o *phantom* de núcleo esférico que foi tomografado da mesma maneira, utilizando um tomógrafo clínico. Neste caso foram feitas várias séries de imagens para visualizar a esfera de acrílico.



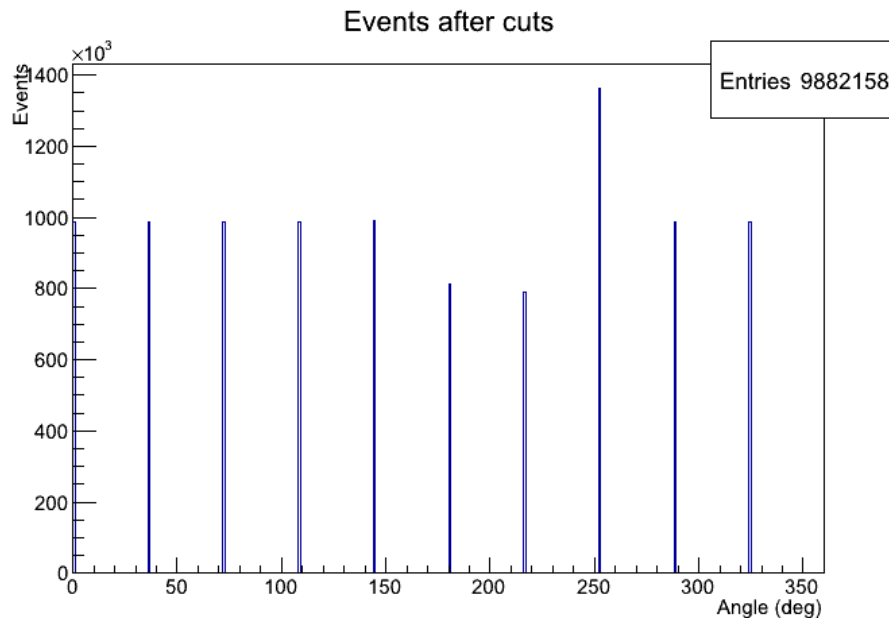
**Figura 64** - Imagem tomográfica do *phantom* com o núcleo esférico.

Os *phantoms* foram encaminhados para o LLUMC e lá foram fixados a vácuo por um suporte especial como é mostrado na figura 65.



**Figura 65** – Suporte a vácuo utilizado no protótipo do LLUMC.

Foram realizadas 10 projeções de  $36^\circ$  para cada um dos *phantoms* com um feixe de prótons de 200 MeV. Para cada projeção foram registrados aproximadamente 1 milhão de eventos, totalizando 9882158 prótons detectados, conforme é mostrado no histograma da figura 66.

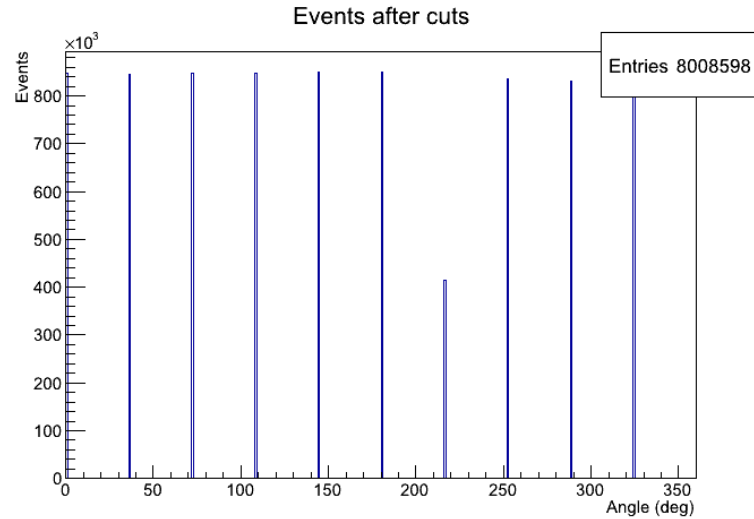


**Figura 66** – Histograma de eventos por projeção do *phantom* de núcleo cilíndrico.

O *phantom* de núcleo esférico também foi irradiado em 10 projeções de  $36^\circ$  e um histograma de eventos pode ser visto na figura 67. Os arquivos em formato TXT, gerados em

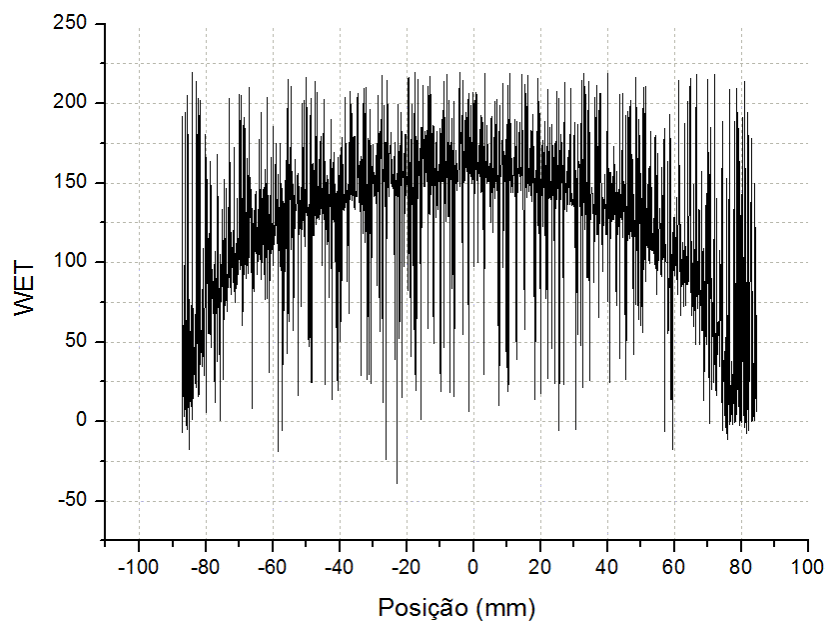


cada projeção, possui um tamanho de aproximadamente 100 Mb. No Anexo K é mostrado uma parte do arquivo de saída gerado em cada projeção.

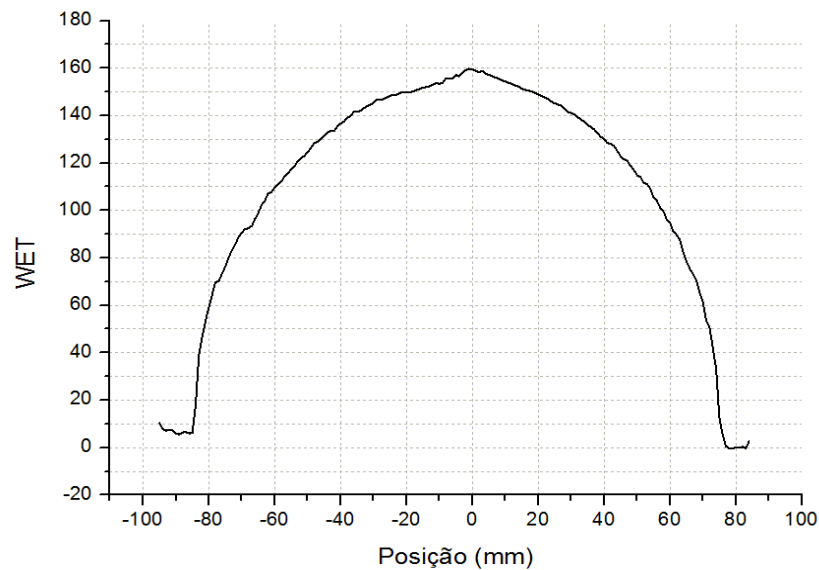


**Figura 67** – Histograma de eventos por projeção do *phantom* de núcleo cilíndrico.

Foi programado em C Builder para a análise dos dados, um código personalizado a fim de se fazer a leitura dos dados, e calcular o valor médio da energia, conforme foi explicado no item 3.2.6. A figura 68 mostra um gráfico com dados sem processamento e a figura 69 após o processamento. Os valores estão em WET, e não em MeV, como foi mostrado em gráficos anteriores.



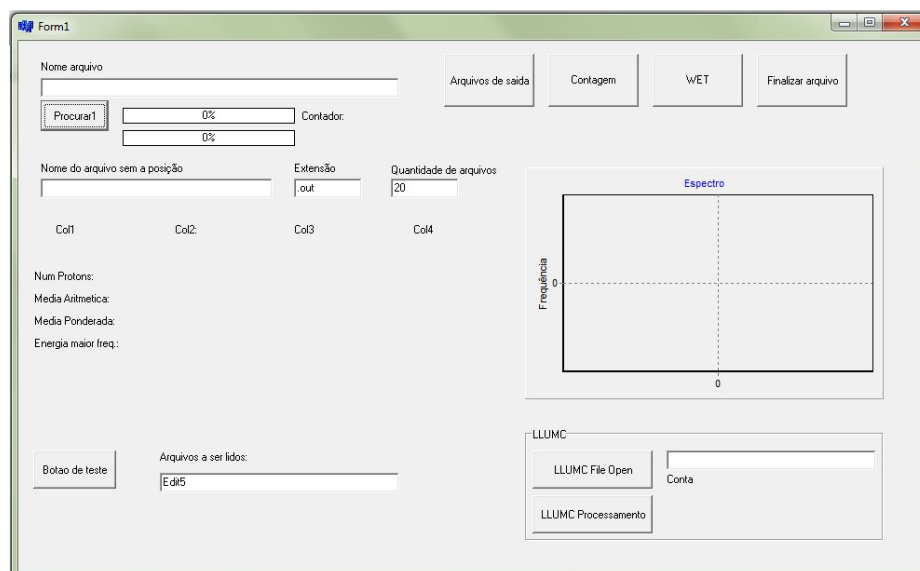
**Figura 68** - Gráfico dos dados adquiridos de uma projeção do *phantom* em PEAD cilindro.



**Figura 69** - Gráfico pós-processamento de uma projeção do *phantom* em PEAD cilíndrico.

#### 4.2.3 Programa para o processamento dos dados

Para trabalhar com os dados obtidos por simulação e os dados experimentais, foi desenvolvido um programa conforme mencionado no item 3.2.6. Através deste programa a análise de dados dos arquivos do protótipo do LLUMC e também os das simulações em Geant4, foi possível executar esta etapa de uma maneira mais eficiente. A figura 70 é mostrada a interface do programa.



**Figura 70** – Programa desenvolvido para processar os dados de saída das simulações.

## 5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

### PHANTOM DE POLIPROPILENO

Esta etapa da pesquisa buscou os materiais mais adequados para compor o objeto de teste e para esta finalidade foi utilizado o programa SRIM-2010. Este programa possui uma tabela de materiais bastante ampla. Nele, ajustando-se a energia em 23 MeV, e a quantidade de prótons incidentes, pôde-se delimitar quais as combinações de materiais e espessuras eram as mais adequadas para as camadas. Para facilitar as simulações, optou-se por continuar utilizando uma geometria tubular.

Durante as análises, com o auxílio do programa SRIM-2010, foi verificado o *Stopping Power* (Poder de Frenagem) de cada material candidato a estrutura do *phantom*. Após vários testes, a água, com *Stopping Power* de 5,37 mm, e o polipropileno com 5,58 mm, foram escolhidos.

A figura 28 mostra um gráfico, que compara as camadas de água e polipropileno de 1, 2 e 4 mm de espessura cada, usando feixes colimados. Pode-se notar que a energia final não sofre variações significativas. Em camadas mais finas, a energia final torna-se muito próxima para ambos os materiais. No entanto, para camadas mais espessas, a diferença é maior. É possível, portanto, inferir que estruturas finas de densidades muito próximas dentro de um campo a ser tomografado, podem não ser bem definidas em uma imagem reconstruída.

A forma final do *phantom* construído mostrada na figura 30 é composta por uma coluna de ar no interior do tubo interno. As simulações utilizaram projeções com passos de translação de 0,2 mm, partindo do centro do *phantom* até a borda externa. Nos gráficos das figuras 31 e 34, observa-se nas posições -1,2 e +1,2 mm uma queda na média da energia. Nestes pontos, as partículas percorreram as seguintes estruturas: PP+água+PP+água+PP. Tais estruturas, por possuírem maior densidade que o ar, contribuem significativamente para a atenuação do feixe.

Os espectros observados nas figuras 32 e 35 apresentam semelhanças na posição 0,0 mm e demonstram um pico de energia ao redor de 11 MeV. Os espectros das figuras 33 e 36 mostram que foram detectados prótons em uma ampla faixa de energia. Isso ocorre quando o colimador é posicionado em determinadas regiões do *phantom*, onde ocorre a transição de interface, como entre o PP e ar, como também ocorre entre as transições entre PP e água. Estes fatores colaboram para o espalhamento, resultando em prótons com maior e menor energia. A geometria do objeto também deve ser considerada, pois, ao passar por duas

superfícies curvas, os prótons podem ter um decréscimo de energia, levando a perda de definição na imagem nestes pontos.

### SIMULAÇÃO DOS COLIMADORES EM FENDA

Nesta parte do trabalho foram feitas simulações de um novo sistema de colimação para o protótipo no IEN/CNEN. Os colimadores originalmente construídos possuíam um orifício de colimação com valores entre 0,2 mm a 1 mm. A geometria em orifício proporciona a passagem dos prótons por uma área muito pequena, necessitando de um tempo maior de simulação. Com a utilização dos colimadores em fenda o tempo de simulação foi notavelmente reduzido, necessitando também de um número menor de prótons simuladores. A modificação no colimador não apresentou alterações no espectro de energia final do feixe de prótons. Os colimadores em fenda proporcionaram colimações menores do que 0,1 mm.

As reconstruções tomográficas foram feitas a partir dos dados simulados e mostraram que a mudança na forma de colimação não resulta em alterações na imagem final. As imagens reconstruídas por um algoritmo de reconstrução padrão em tomografia convencional ainda não é totalmente adequada a pCT. Neste caso a imagem não representaram com exatidão a estrutura do *phantom*.

### SISTEMA DE CONTROLE

O sistema de controle desenvolvido para o protótipo do IEN foi testado apenas no laboratório da UTFPR. A próxima etapa será nas condições reais na câmara CV-28.

### RESULTADOS DO EXPERIMENTO REALIZADO NO IEN

Os resultados experimentais obtidos no IEN foram importantes para verificar se os códigos de simulação utilizados pelo projeto pCT no Brasil correspondem a realidade. Após a análise dos dados e comparação pudemos ver as diferenças de energias conforme mostrado na tabela 8.

**Tabela 8** – Análise dos dados de energia do feixe obtidos no IEN, Geant4 e SRIM.

PEAD	IEN	Geant4	SRIM	Diferença (%) Gent4 X SRIM	Diferença (%) Gent4 X IEN	Diferença (%) IEN X SRIM
3 mm	15,40±0,002	16,15±0,001	16,35±0,002	1,2±0,0002	4,9±0,0002	6,2±0,0002
4 mm	10,79±0,002	11,55±0,002	11,77±0,002	1,9±0,0003	7,0±0,0003	9,1±0,0003
5 mm	6,90±0,013	7,75±0,004	8,05±0,005	3,9±0,001	12,3±0,002	16,7±0,002

Os valores de energia mais altos, correspondente ao PEAD de 3 mm, possuem uma baixa variação de energia na comparação entre as simulações e os resultados obtidos no IEN. Porém, com PEAD de 5 mm essa variação na comparação entre os valores simulados e valores experimentais são maiores do que nos de 3 mm. A maior diferença ocorre entre as simulações em SRIM2010, quando comparados aos dados do IEN para PEAD de 5 mm, onde a diferença calculada entre eles é de 16,7%. Da mesma forma essa diferença, quando comparados, entre os resultados obtidos em Geant4 e IEN para a mesma espessura é de 12,3%. Isso deve ser levado em consideração em futuras simulações quando se for fazer reconstruções tomográficas.

#### EXPERIMENTO NO LLUMC E COMPARAÇÃO COM AS SIMULAÇÕES EM GEANT4

Para melhor comparar a diferença entre os resultados obtidos no LLUMC com o código Geant4 utilizando camadas de Poliestireno, foi feita uma tabela (tabela 9) com a diferença em % dos valores.

**Tabela 9** – Comparação dos valores de energia no LLUMC e Geant4 em %.

Espessura (mm)	LLUMC (MeV)	Geant4 (MeV)	Diferença (%)
0	204,22±0,05	193,48±0,004	5,6±0,0003
51,07	178,91±0,03	167,52±0,004	6,8±0,0002
127,76	133,87±0,03	122,13±0,02	9,6±0,0004
178,83	95,2±0,02	83,23±0,02	14,4±0,0005
204,28	69,74±0,03	55,33±0,01	26,0±0,001
217,14	52,86±0,03	37,09±0,02	42,5±0,002
234,76	17,52±0,06	7,12±0,2	146,1±0,08

Podemos observar pela tabela que, à medida que a espessura dos blocos de poliestireno aumenta, o erro entre a simulação em Geant4, quando comparada aos dados experimentais do LLUMC, aumenta exponencialmente. Essa diferença deve ser investigada melhor de ser entendida porque ocorre uma perda acentuada da energia em espessuras cada vez maiores.

## TESTE DOS *PHANTOMS* EM PEAD NO PROTÓTIPO LLUMC

Os *phantoms* em PEAD foram confeccionados e irradiados, com feixe de prótons de 200 MeV, no protótipo do LLUMC, e como resultados foram obtidos dados para posterior processamento. As imagens tomográficas de ambos os *phantoms* demonstraram um pequeno espaço entre o acrílico e o PEAD, que não foi percebido durante a confecção. Isso não invalida a construção deles, mas deve ser levado em conta em reconstruções tomográficas. Utilizando um programa que foi desenvolvido com a finalidade de processar os dados dos detectores SSD foi possível construir o perfil em WET do *phantom* com núcleo cilíndrico. Nesta parte do trabalho não foram utilizados os dados obtidos com o *phantom* de núcleo esférico. Este deverá ser utilizado em trabalhos futuros relacionado a reconstruções tomográficas em pCT.

Resumo das atividades desenvolvidas neste trabalho:

### Protótipo do IEN

- Confecção de um *phantom* em PP;
- Confecção de dois colimadores de alumínio em fenda;
- Confecção de três discos de PEAD com diferentes espessuras;
- Verificação experimental no CV-28 do IEN da perda de energia dos prótons nos discos de PEAD;
- Modelagem em Geant4 do *phantom* em PP e dos discos em PEAD;
- Comparação dos resultados obtidos no CV-28 com as simulações em Geant4;
- Construção de um sistema eletrônico baseado em um microcontrolador 16F877, e controlado por um programa desenvolvido em linguagem C++, para o mecanismo do mini tomógrafo.

### Protótipo do LLUMC

- Confecção de dois *phantoms* em PEAD, um com núcleo em esfera e o outro com um cilindro de acrílico;
- Avaliação dos *phantoms* em um tomógrafo convencional;
- Comparação entre os dados simulados e dados experimentais de perda de energia em espessuras diferentes de poliestireno;
- Desenvolvimento de um programa específico para leitura dos dados de saída dos detectores do protótipo.

## 6 CONCLUSÕES

Nesta tese buscou-se desenvolver algumas etapas na criação dos protótipos de pCT. Para isso, foram utilizados dois protótipos de pCT neste trabalho. Um dos protótipos em desenvolvimento pelo grupo de pesquisa em pCT no Brasil e o outro protótipo que está sendo desenvolvido no LLUMC nos EUA. Cada protótipo possui características próprias: o protótipo do mini tomógrafo do IEN trabalha com energias de feixe de prótons de até 24 MeV em formato *pencil beam*, colimado, enquanto que o do LLUMC operará com feixes de prótons variando a energia de 100 MeV a até 250 MeV, em formato *cone beam*.

No protótipo do IEN foram realizados alguns aprimoramentos importantes. Para ele foi construído um sistema de controle específico para o acionamento do mecanismo, o sistema de colimação foi modificado e melhorado, um *phantom* com características específicas foi construído para futuros experimentos a ser realizado no IEN. Uma importante etapa experimental foi realizada, com a finalidade de comparar o desempenho das simulações computacionais utilizando o código Geant4 e SRIM2010.

Para o protótipo do LLUMC foram construídos dois *phantoms* em PEAD com núcleo central de acrílico. Estes *phantoms* foram enviados a LLUMC e lá irradiados com feixe de prótons de 200 MeV. Um grande conjunto de dados experimentais foi obtido para uma próxima etapa relacionada às reconstruções tomográficas de imagem. Também foram feitas comparações entre os dados experimentais obtidos neste protótipo, utilizando blocos de poliestireno, e as simulações com o código Geant4 na mesma configuração. Esta comparação em alta energia do feixe foi importante para verificar a consistência dos dados obtidos através das simulações.

Foi verificado ainda que o código Geant4 apresenta uma diferença significativa, quando o feixe de prótons ultrapassa camadas mais espessas, e isso independe de o ambiente ser vácuo ou ar, ou o material empregado. Essa diferença deverá ser investigada nas próximas etapas do projeto em pCT.

## 7 TRABALHOS FUTUROS

Algumas opções para continuação desta tese são as seguintes:

### Protótipo do IEN

- Testar o sistema de controle no CV-28 do IEN;
- Testar o *phantom* construído com diferentes colimadores, incluindo o novo colimador em fenda.
- Testar outros materiais com espessuras conhecidas e fazer uma curva de calibração adequada ao protótipo do IEN.

### Protótipo do LLUMC

- Melhorar o programa de processamento para trabalhar com os quatro SSDs fazendo a localização aproximada da trajetória dos prótons.
- Criar filtros para estas trajetórias eliminando valores incongruentes.
- Testar algoritmos de reconstrução tomográfica com os dados obtidos no LLUMC.
- Usar as imagens obtidas em tomografia convencional dos *phantoms* como referência e comparar com as imagens reconstruídas.



## REFERÊNCIAS

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.

BENTON, E.V., HENKE, R.P., TOBIAS, C.A., **Heavy Particles Radiography**, Science, 182, p.474-486, 1973.

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>, acessado em 10/08/2011.

BLASTOS, M.A.V.; BRITO, J.L.Q; SILVA, A.G; VINAGRE, U.M. **A Production Method for Cr-51 at IEN's Cyclotron**, Radiochimica Acta 50, 189-191 – 1990.

CARVALHO, C. P. C., História da tomografia computadorizada, disponível em: <http://www.sociedadeclementeferreira.org.br/images/Historia-da-Tomografia-Computadorizada.pdf> acessado em: 22/08/2011.

CORMACK, A. M., Autobiography, disponível em: [http://www.nobelprize.org/nobel\\_prizes/medicine/laureates/1979/cormack.html](http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/cormack.html) acessado em: 22/08/2010.

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

CYGWIN web site, <http://www.cygwin.com/> , acessado em 21/11/2012.

DAVID, D. E. H., **Protocolo para Controle de Qualidade de Imagens de Tomografia Computadorizada**. Tese de Mestrado, CEFET-PR, 1997.

DAWN. Disponível em: [http://geant4.kek.jp/~tanaka/DAWN/About\\_DAWN.html](http://geant4.kek.jp/~tanaka/DAWN/About_DAWN.html), acessado em 21/11/2012.

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.

FISHWICK, P. A., **Simulation model design and execution: building digital worlds**, Ed. Prentice Hall, 1995.

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**. Phys Med Biol. 26(6), p.965-983, 1981.

HANSON K.M., BRADBURY J.N., et al, **Proton Computed Tomography of Human Specimens**, Phys. Med.Biol, 27, p.25-36, 1982.

INTRODUCTION TO GEANT4 web site.

<http://wwwasd.web.cern.ch/wwwasd/geant4/G4UsersDocuments/Welcome/IntroductionToGeant4/html/introductionToGeant4.html#2>, acessado em 21/11/2012.

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/>, acessado em 21/11/2012.

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

LEO, W.R., **Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments**, 2<sup>nd</sup> Edition, Springer Verlag, Berlin, 1994.

MATHCAD web site, [www.mathsoft.com](http://www.mathsoft.com), acessado em 21/11/2012.

MATLAB web site, <http://www.mathworks.com>, acessado em 21/11/2012.

Microchip Technology web site, <http://www.microchip.com/>, acessado em 21/11/2012.

PENFOLD, S. I., Image Reconstruction and Monte Carlo Simulations in the Development of Proton Computed Tomography for Applications in Proton Radiation Therapy, Tese de doutorado, Wollongong University, 2010.

NIST web site, <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?ap> acessado em 21/11/2012.

PIC

16F877, [HTTP://WW1.MICROCHIP.COM/DOWNLOADS/EN/DEVICEDOC/30292C.PDF](http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/30292c.pdf), Acessado em 10/02/2012.

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.

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

SCHAFFNER, B., PEDRONI, E., **The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power**, Phys. Med. Biol., Vol.4, No.6, p.1579, 1998.

SIEMENS, CLP S7-  
200 [http://www.siemens.com.br/templates/get\\_download2.aspx?id=1283&type=FILES](http://www.siemens.com.br/templates/get_download2.aspx?id=1283&type=FILES)  
acessado em 22/03/2012.

SILVA, H. P., **Adaptação do Sistema Tomográfico Delta Scan-50 para Controle, Aquisição de Dados e Reconstrução de Imagens por PC Compatível**. Dissertação de mestrado, CEFET-PR, 1999.

SLATER J.M., ARCHAMBEAU,J.O., MILLER, D.W., NOTARUS, M.I., PRESTON, W., SLATER, J.D., **The proton treatment center at Loma Linda University Medical Center: rationale for and description of its development**, International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Vol.22, No.2, p.383, 1992.

SRIM-2006 web site, <http://www.srim.org>, acessado em 02/02/2012.

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

WIRED web site, <http://www.slac.stanford.edu/~perl/heprep/index.html>, acessado em 21/11/2012

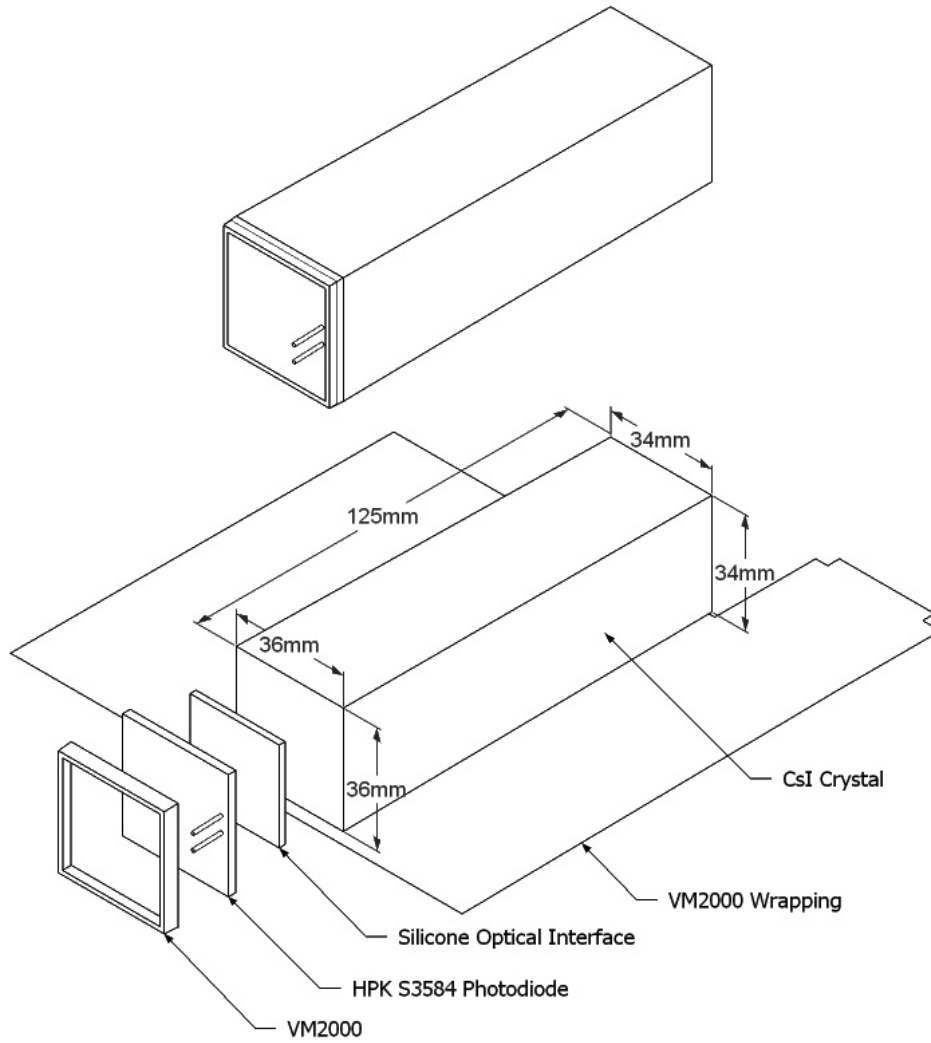
YEVSEYEVA,O., **Estudo de Restrições Em Tomografia com Feixe de Partículas Carregadas Através de Modelagem Computacional**, Dissertação de Mestrado, IP/UERJ, Nova Friburgo, 2005.

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>, acessado em 20/08/2011.

ZYGMANSKI, P., GALL, P. K., RABIN, M. S. Z., ROSENTHAL, S. J., **The measurement of proton stopping power using proton-cone-beam computed tomography**, Phys. Med. Biol. 45, p.511, 2000.

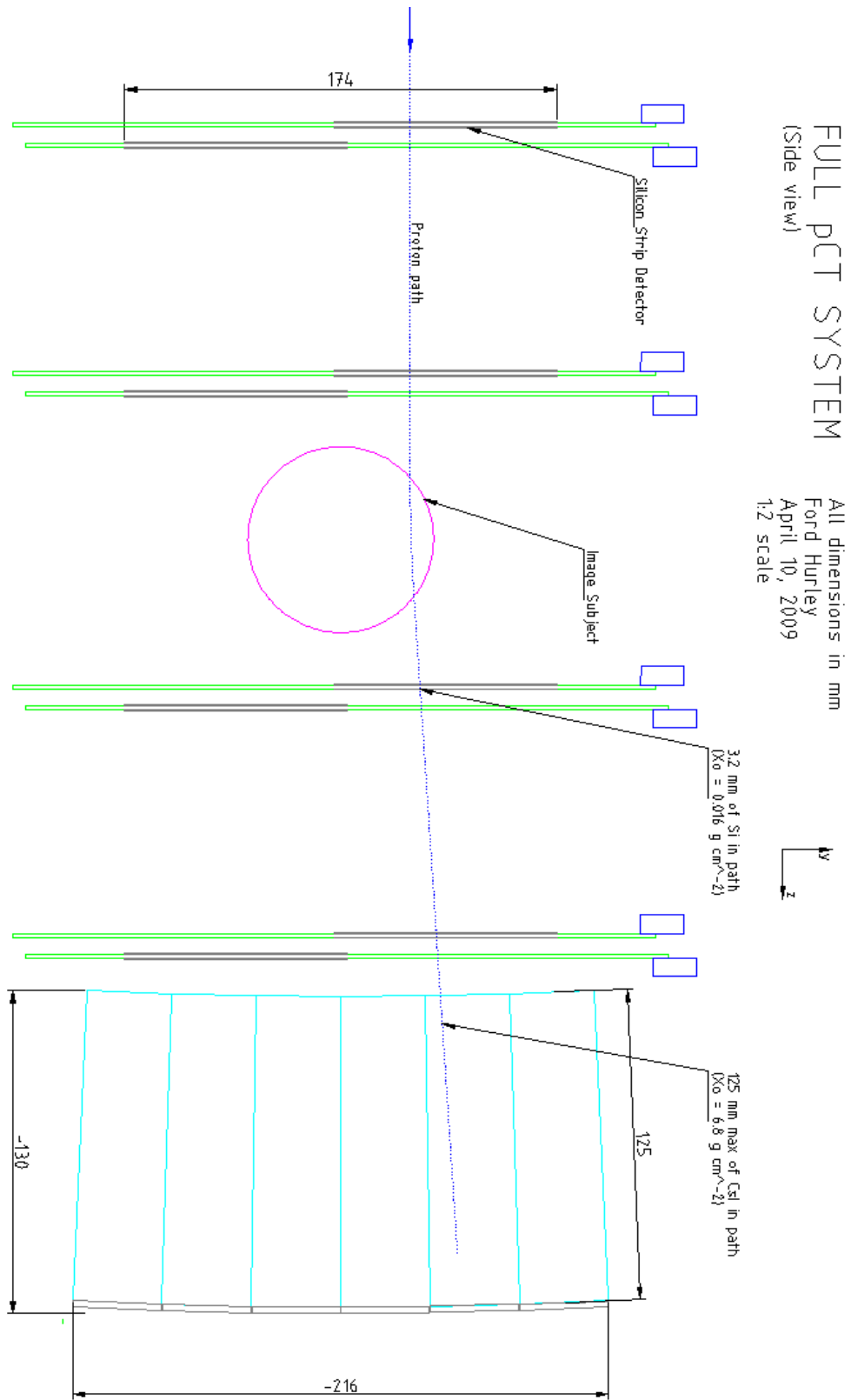
**ANEXO A**

Desenho esquemático de um dos calorímetros usado no protótipo do LLUMC



ANEXO B

Desenho esquemático dos detectores SSD e Calorímetro para o protótipo do LLUMC



## ANEXO C

## Parte do arquivo de Saída do SRIM-2010

===== 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(23 MeV) ==> Polypropylene+Water\_Liqu( 6.14 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	1,1045256E+08	6140000E+01	,6225E+06	-,5070E+06	,9995276	,0239222	-,0192974	
T	2	1,1025492E+08	6140000E+01	,1033E+07	,1521E+06	,9996572	,0170058	,0199047	
T	3	1,1060356E+08	6140000E+01	-,7805E+06	,9043E+06	,9993011	-,0169995	,0332925	
T	4	1,1034746E+08	6140000E+01	-,3245E+06	,2097E+06	,9999817	-,0035445	-,0049119	
T	5	1,9903928E+07	6140000E+01	-,1409E+07	-,6000E+06	,9984204	-,0533781	-,0175360	
T	6	1,1019998E+08	6140000E+01	,7347E+05	,9227E+05	,9994493	,0132317	,0304302	
T	7	1,1064266E+08	6140000E+01	-,3403E+06	,9739E+05	,9997367	-,0006442	,0229368	
T	8	1,1001407E+08	6140000E+01	,4358E+06	-,1172E+07	,9994914	,0111754	-,0298688	
T	9	1,9841260E+07	6140000E+01	-,2604E+06	-,1319E+07	,9997571	,0195558	-,0101639	
T	10	1,1053904E+08	6140000E+01	-,4054E+05	-,1077E+07	,9998510	-,0172615	-,0000911	
T	11	1,1066124E+08	6140000E+01	-,2680E+06	,3559E+06	,9998002	,0039770	,0195883	
T	12	1,1034228E+08	6140000E+01	,9839E+06	-,1734E+07	,9998719	,0127249	-,0097100	
T	13	1,1041300E+08	6140000E+01	-,1340E+07	,5849E+06	,9994516	-,0316996	,0095754	
T	14	1,1047505E+08	6140000E+01	,1135E+07	-,4532E+06	,9989621	,0382727	-,0246964	
T	15	1,9844301E+07	6140000E+01	-,1428E+07	-,8789E+06	,9982948	-,0397012	-,0427948	
T	16	1,1047329E+08	6140000E+01	,2574E+06	,3940E+06	,9992235	-,0034830	,0392451	
T	17	1,1041923E+08	6140000E+01	,2359E+06	-,1284E+07	,9987993	-,0094621	-,0480678	
T	18	1,1012610E+08	6140000E+01	-,1698E+06	,3307E+06	,9997088	-,0216528	-,0106562	
T	26	1,9973343E+07	6140000E+01	-,1057E+07	,3933E+05	,9909692	-,1296782	-,0341122	
T	27	1,1059499E+08	6140000E+01	,5375E+06	-,4022E+06	,9997757	,0140310	-,0158626	
T	28	1,1025381E+08	6140000E+01	-,2904E+04	,6409E+06	,9994387	,0211978	,0259424	
T	29	1,1048136E+08	6140000E+01	,1241E+06	-,3840E+06	,9999872	,0015944	-,0047921	
T	30	1,1026939E+08	6140000E+01	,4969E+06	,4063E+06	,9999043	,0011935	,0137793	
T	31	1,1074168E+08	6140000E+01	-,7269E+06	,1361E+07	,9996279	-,0124431	,0242750	
T	32	1,1078756E+08	6140000E+01	,6227E+06	-,1390E+06	,9969893	,0622506	,0462300	

**ANEXO D**

## Parte do arquivo de saída do Geant4

9.2243	-0.202121	0.0861105	49.0003
8.95997	-0.0226321	0.0272232	49.0003
3.45279	0.143663	-0.00309064	49.0003
9.13385	0.000300816	-0.0723455	49.0003
8.98498	-0.0367917	-0.113487	49.0003
9.09043	-0.016542	0.11036	49.0003
8.87871	-0.200004	-0.0937815	49.0003
8.85559	-0.080342	0.196001	49.0003
6.20854	0.0440599	-0.0271007	49.0003
7.25774	0.132021	-0.174712	49.0003
8.93828	0.117335	-0.16187	49.0003
9.33288	-0.0689803	-0.0294392	49.0003
8.46166	0.205846	0.038756	49.0003
8.96114	-0.0423238	-0.198692	49.0003
9.03954	0.204058	-0.0251035	49.0003
9.12349	0.164883	0.0820119	49.0003
9.24501	0.0173745	-0.173321	49.0003
5.7989	-0.131794	0.062736	49.0003
6.92985	-0.0407116	-0.0765182	49.0003
8.96011	-0.108057	-0.165919	49.0003
9.19203	-0.0123155	-0.0038871	49.0003
8.48947	-0.0262039	-0.0286653	49.0003
7.66369	0.204305	0.127176	49.0003
8.67461	-0.0721567	-0.194386	49.0003
9.27198	0.0628757	0.059411	49.0003
8.5914	0.0650586	-0.162115	49.0003
8.94567	-0.0960779	0.191402	49.0003
8.86859	-0.0983358	-0.07314	49.0003
9.36267	-0.081845	-0.219841	49.0003
6.94946	0.042375	-0.275328	49.0003
8.98902	0.119653	-0.105735	49.0003
6.77975	0.0717186	-0.226618	49.0003
9.92568	-0.0214296	0.068114	49.0003

## ANEXO E

(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm <sup>2</sup> /g)			Range		
	□ Electronic	□ Nuclear	□ Total	□ CSDA (g/cm <sup>2</sup> )	□ Projected (g/cm <sup>2</sup> )	□ Detour Factor Projected / CSDA
1.000E+00	2.606E+02	2.173E-01	2.608E+02	2.458E-03	2.435E-03	0.9905
1.250E+00	2.228E+02	1.775E-01	2.229E+02	3.499E-03	3.472E-03	0.9925
1.500E+00	1.955E+02	1.504E-01	1.957E+02	4.698E-03	4.669E-03	0.9938
1.750E+00	1.748E+02	1.307E-01	1.749E+02	6.052E-03	6.020E-03	0.9946
2.000E+00	1.585E+02	1.157E-01	1.586E+02	7.555E-03	7.519E-03	0.9952
2.250E+00	1.453E+02	1.038E-01	1.454E+02	9.203E-03	9.164E-03	0.9957
2.500E+00	1.343E+02	9.428E-02	1.344E+02	1.099E-02	1.095E-02	0.9960
2.750E+00	1.250E+02	8.637E-02	1.251E+02	1.292E-02	1.288E-02	0.9963
3.000E+00	1.171E+02	7.972E-02	1.172E+02	1.499E-02	1.494E-02	0.9965
3.500E+00	1.041E+02	6.916E-02	1.042E+02	1.952E-02	1.946E-02	0.9968
4.000E+00	9.398E+01	6.113E-02	9.404E+01	2.458E-02	2.451E-02	0.9971
4.500E+00	8.580E+01	5.481E-02	8.586E+01	3.015E-02	3.007E-02	0.9973
5.000E+00	7.906E+01	4.970E-02	7.911E+01	3.623E-02	3.613E-02	0.9974
5.500E+00	7.339E+01	4.549E-02	7.343E+01	4.279E-02	4.268E-02	0.9975
6.000E+00	6.854E+01	4.195E-02	6.858E+01	4.984E-02	4.972E-02	0.9976
6.500E+00	6.434E+01	3.894E-02	6.438E+01	5.737E-02	5.724E-02	0.9977
7.000E+00	6.068E+01	3.634E-02	6.071E+01	6.537E-02	6.522E-02	0.9977
7.500E+00	5.744E+01	3.407E-02	5.747E+01	7.384E-02	7.368E-02	0.9978
8.000E+00	5.456E+01	3.208E-02	5.460E+01	8.277E-02	8.259E-02	0.9978
8.500E+00	5.199E+01	3.031E-02	5.202E+01	9.215E-02	9.196E-02	0.9979
9.000E+00	4.966E+01	2.873E-02	4.969E+01	1.020E-01	1.018E-01	0.9979
9.500E+00	4.756E+01	2.731E-02	4.759E+01	1.123E-01	1.120E-01	0.9979
1.000E+01	4.564E+01	2.603E-02	4.567E+01	1.230E-01	1.228E-01	0.9980
1.250E+01	3.813E+01	2.111E-02	3.815E+01	1.832E-01	1.828E-01	0.9981
1.500E+01	3.290E+01	1.778E-02	3.292E+01	2.539E-01	2.535E-01	0.9982
1.750E+01	2.904E+01	1.538E-02	2.905E+01	3.350E-01	3.344E-01	0.9982
2.000E+01	2.605E+01	1.356E-02	2.607E+01	4.260E-01	4.252E-01	0.9983
2.500E+01	2.174E+01	1.098E-02	2.175E+01	6.370E-01	6.359E-01	0.9983
2.750E+01	2.012E+01	1.003E-02	2.013E+01	7.566E-01	7.553E-01	0.9984
3.000E+01	1.875E+01	9.239E-03	1.876E+01	8.853E-01	8.839E-01	0.9984
3.500E+01	1.656E+01	7.983E-03	1.656E+01	1.170E+00	1.168E+00	0.9984
4.000E+01	1.487E+01	7.034E-03	1.488E+01	1.489E+00	1.486E+00	0.9985
4.500E+01	1.353E+01	6.290E-03	1.354E+01	1.841E+00	1.839E+00	0.9985
5.000E+01	1.244E+01	5.691E-03	1.245E+01	2.227E+00	2.224E+00	0.9985
5.500E+01	1.154E+01	5.199E-03	1.154E+01	2.644E+00	2.641E+00	0.9985
6.000E+01	1.078E+01	4.786E-03	1.078E+01	3.093E+00	3.089E+00	0.9986
6.500E+01	1.012E+01	4.435E-03	1.013E+01	3.572E+00	3.567E+00	0.9986
7.000E+01	9.555E+00	4.134E-03	9.559E+00	4.080E+00	4.075E+00	0.9986
7.500E+01	9.059E+00	3.871E-03	9.063E+00	4.618E+00	4.611E+00	0.9986
8.000E+01	8.622E+00	3.641E-03	8.625E+00	5.184E+00	5.176E+00	0.9986
8.500E+01	8.233E+00	3.437E-03	8.236E+00	5.777E+00	5.769E+00	0.9986
9.000E+01	7.884E+00	3.255E-03	7.888E+00	6.398E+00	6.389E+00	0.9986



(required) Kinetic Energy (MeV)	Stopping Power (MeV cm <sup>2</sup> /g)			Range		
	Electronic	Nuclear	Total	CSDA (g/cm <sup>2</sup> )	Projected (g/cm <sup>2</sup> )	Detour Factor Projected / CSDA
9.500E+01	7.570E+00	3.092E-03	7.573E+00	7.045E+00	7.035E+00	0.9986
1.000E+02	7.286E+00	2.944E-03	7.289E+00	7.718E+00	7.707E+00	0.9987
1.250E+02	6.190E+00	2.381E-03	6.192E+00	1.146E+01	1.144E+01	0.9987
1.500E+02	5.443E+00	2.001E-03	5.445E+00	1.577E+01	1.576E+01	0.9987
1.750E+02	4.901E+00	1.728E-03	4.903E+00	2.062E+01	2.060E+01	0.9988
2.000E+02	4.491E+00	1.522E-03	4.492E+00	2.596E+01	2.593E+01	0.9988
2.250E+02	4.169E+00	1.361E-03	4.170E+00	3.174E+01	3.171E+01	0.9988
2.500E+02	3.910E+00	1.231E-03	3.911E+00	3.794E+01	3.790E+01	0.9989
2.750E+02	3.697E+00	1.124E-03	3.698E+00	4.452E+01	4.447E+01	0.9989
3.000E+02	3.519E+00	1.035E-03	3.520E+00	5.145E+01	5.139E+01	0.9989
3.500E+02	3.240E+00	8.936E-04	3.241E+00	6.628E+01	6.621E+01	0.9989
4.000E+02	3.031E+00	7.870E-04	3.032E+00	8.225E+01	8.217E+01	0.9990
4.500E+02	2.870E+00	7.037E-04	2.871E+00	9.921E+01	9.912E+01	0.9990
5.000E+02	2.743E+00	6.367E-04	2.743E+00	1.170E+02	1.169E+02	0.9990
5.500E+02	2.640E+00	5.816E-04	2.640E+00	1.356E+02	1.355E+02	0.9991
6.000E+02	2.555E+00	5.355E-04	2.556E+00	1.549E+02	1.547E+02	0.9991
6.500E+02	2.485E+00	4.963E-04	2.485E+00	1.747E+02	1.746E+02	0.9991
7.000E+02	2.426E+00	4.626E-04	2.426E+00	1.951E+02	1.949E+02	0.9991
7.500E+02	2.375E+00	4.333E-04	2.376E+00	2.159E+02	2.158E+02	0.9991
8.000E+02	2.333E+00	4.076E-04	2.333E+00	2.372E+02	2.370E+02	0.9992
8.500E+02	2.296E+00	3.849E-04	2.296E+00	2.588E+02	2.586E+02	0.9992
9.000E+02	2.264E+00	3.646E-04	2.264E+00	2.807E+02	2.805E+02	0.9992
9.500E+02	2.236E+00	3.464E-04	2.236E+00	3.029E+02	3.027E+02	0.9992
1.000E+03	2.211E+00	3.300E-04	2.211E+00	3.254E+02	3.252E+02	0.9992
1.500E+03	2.070E+00	2.249E-04	2.070E+00	5.605E+02	5.601E+02	0.9993
2.000E+03	2.021E+00	1.715E-04	2.021E+00	8.054E+02	8.049E+02	0.9994
2.500E+03	2.004E+00	1.390E-04	2.004E+00	1.054E+03	1.053E+03	0.9995
3.000E+03	2.001E+00	1.171E-04	2.001E+00	1.304E+03	1.303E+03	0.9995
4.000E+03	2.012E+00	8.939E-05	2.012E+00	1.802E+03	1.802E+03	0.9996
5.000E+03	2.031E+00	7.251E-05	2.031E+00	2.297E+03	2.296E+03	0.9996
6.000E+03	2.052E+00	6.112E-05	2.052E+00	2.787E+03	2.786E+03	0.9997
7.000E+03	2.072E+00	5.291E-05	2.072E+00	3.272E+03	3.271E+03	0.9997
8.000E+03	2.091E+00	4.669E-05	2.091E+00	3.752E+03	3.751E+03	0.9997
9.000E+03	2.109E+00	4.181E-05	2.109E+00	4.228E+03	4.227E+03	0.9997

## ANEXO F

### iradon

Compute inverse Radon transform

### Syntax

- `I = iradon(R,theta)`
- `I = iradon(R,theta,interp,filter,frequency_scaling,output_size)`
- `[I,H] = iradon(...)`
- 

### Description

`I = iradon(R,theta)` reconstructs the image `I` from projection data in the two-dimensional array `R`. The columns of `R` are parallel beam projection data. `iradon` assumes that the center of rotation is the center point of the projections, which is defined as `ceil(size(R,1)/2)`.

`theta` describes the angles (in degrees) at which the projections were taken. It can be either a vector containing the angles or a scalar specifying `D_theta`, the incremental angle between projections. If `theta` is a vector, it must contain angles with equal spacing between them. If `theta` is a scalar specifying `D_theta`, the projections were taken at angles `theta = m*D_theta`, where `m = 0, 1, 2, ..., size(R,2)-1`. If the input is the empty matrix (`[]`), `D_theta` defaults to `180/size(R,2)`.

`iradon` uses the filtered back-projection algorithm to perform the inverse Radon transform. The filter is designed directly in the frequency domain and then multiplied by the FFT of the projections. The projections are zero-padded to a power of 2 before filtering to prevent spatial domain aliasing and to speed up the FFT.

`I = iradon(P,theta,interp,filter,frequency_scaling,output_size)` specifies parameters to use in the inverse Radon transform. You can specify any combination of the last four arguments. `iradon` uses default values for any of these arguments that you omit.

`interp` specifies the type of interpolation to use in the back projection. The available options are listed in order of increasing accuracy and computational complexity. The default value is enclosed in braces (`{ }`).

Value	Description
'nearest'	Nearest-neighbor interpolation
{'linear'}	Linear interpolation
'spline'	Spline interpolation

`filter` specifies the filter to use for frequency domain filtering. `filter` can be any of the strings that specify standard filters. The default value is enclosed in braces (`{ }`)

Value	Description
{'Ram-Lak'}	Cropped Ram-Lak or ramp filter. The frequency response of this filter is $ f $ . Because this filter is sensitive to noise in the projections, one of the filters listed below might be preferable. These filters multiply the Ram-Lak filter by a window that deemphasizes high frequencies.
'Shepp-Logan'	Multiplies the Ram-Lak filter by a <code>sinc</code> function
'Cosine'	Multiplies the Ram-Lak filter by a <code>cosine</code> function
'Hamming'	Multiplies the Ram-Lak filter by a Hamming window
'Hann'	Multiplies the Ram-Lak filter by a Hann window

`frequency_scaling` is a scalar in the range (0,1] that modifies the filter by rescaling its frequency axis. The default is 1. If `frequency_scaling` is less than 1, the filter is compressed to fit into the frequency range  $[0, \text{frequency\_scaling}]$ , in normalized frequencies; all frequencies above `frequency_scaling` are set to 0.

`output_size` is a scalar that specifies the number of rows and columns in the reconstructed image. If `output_size` is not specified, the size is determined from the length of the projections.

- `n = 2*floor(size(R,1)/(2*sqrt(2)))`

If you specify `output_size`, `iradon` reconstructs a smaller or larger portion of the image but does not change the scaling of the data. If the projections were calculated with the `radon` function, the reconstructed image might not be the same size as the original image.

`[I,H] = iradon(...)` returns the frequency response of the filter in the vector `H`.

### **Class Support**

All input arguments must be of class `double`. Output arguments are of class `double`.

### **Example**

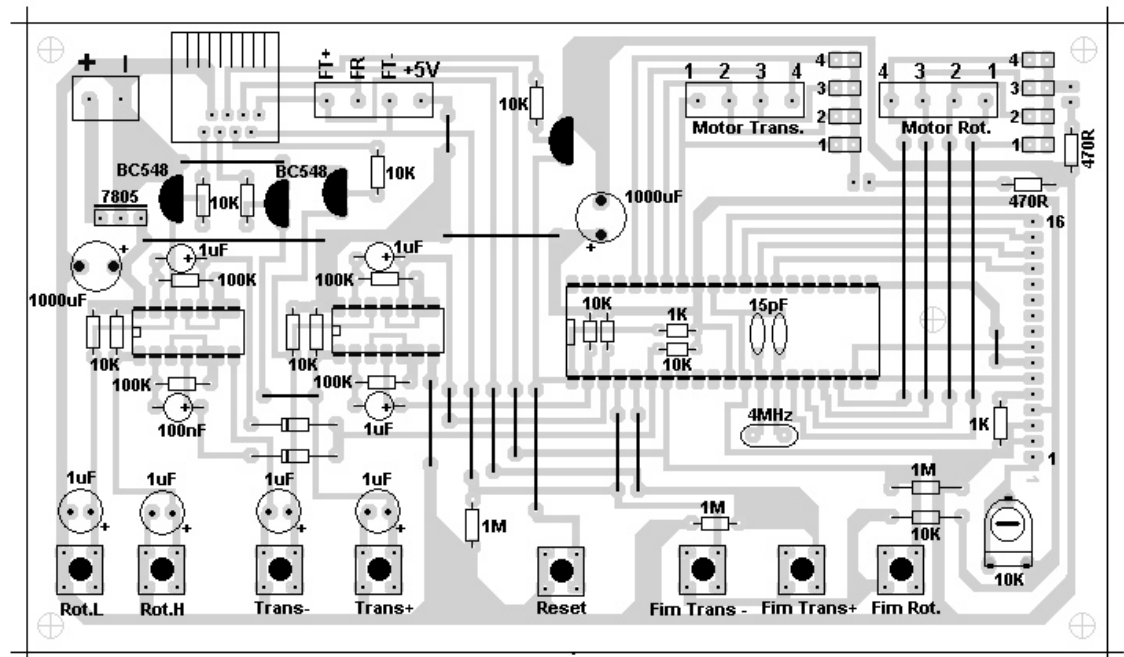
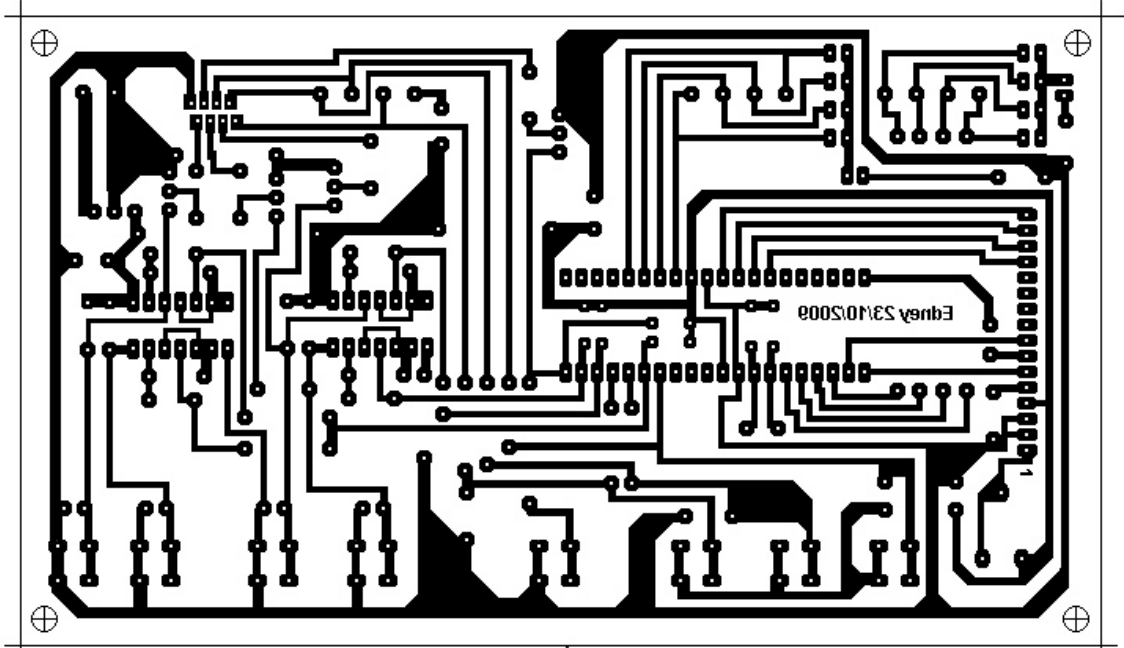
- `P = phantom(128);`
- `R = radon(P,0:179);`
- `I = iradon(R,0:179,'nearest','Hann');`
- `imview(P), imview(I)`

### **Algorithm**

`iradon` uses the filtered back projection algorithm to perform the inverse Radon transform. The filter is designed directly in the frequency domain and then multiplied by the FFT of the projections. The projections are zero-padded to a power of 2 before filtering to prevent spatial domain aliasing and to speed up the FFT.

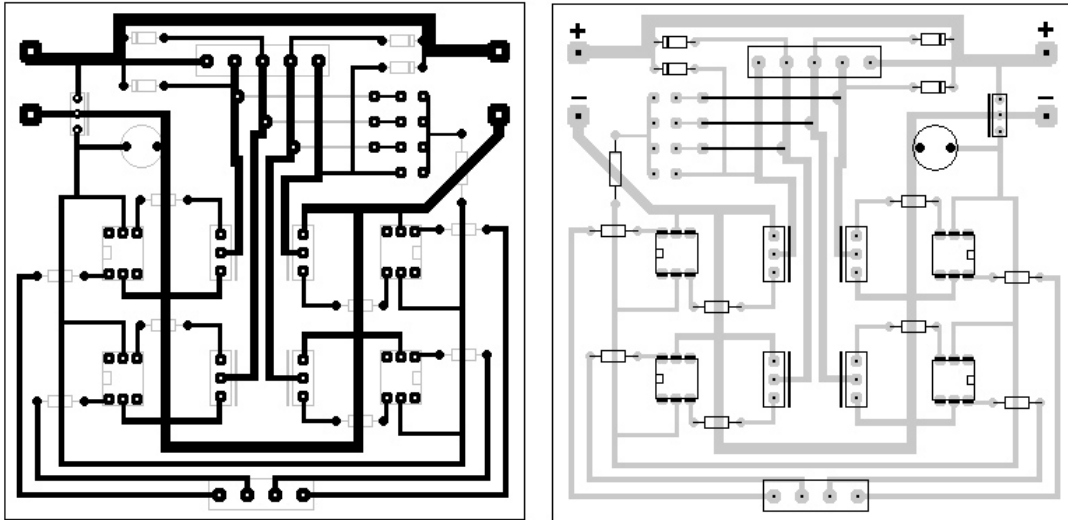
### ANEXO G

Layout da placa de circuito impresso do módulo de controle

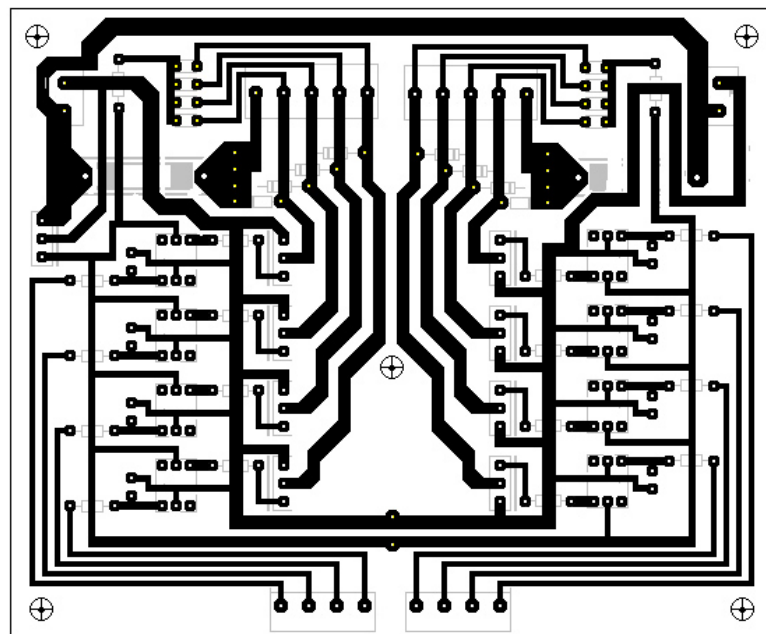


## ANEXO H

## Módulo de potência para um motor de passo

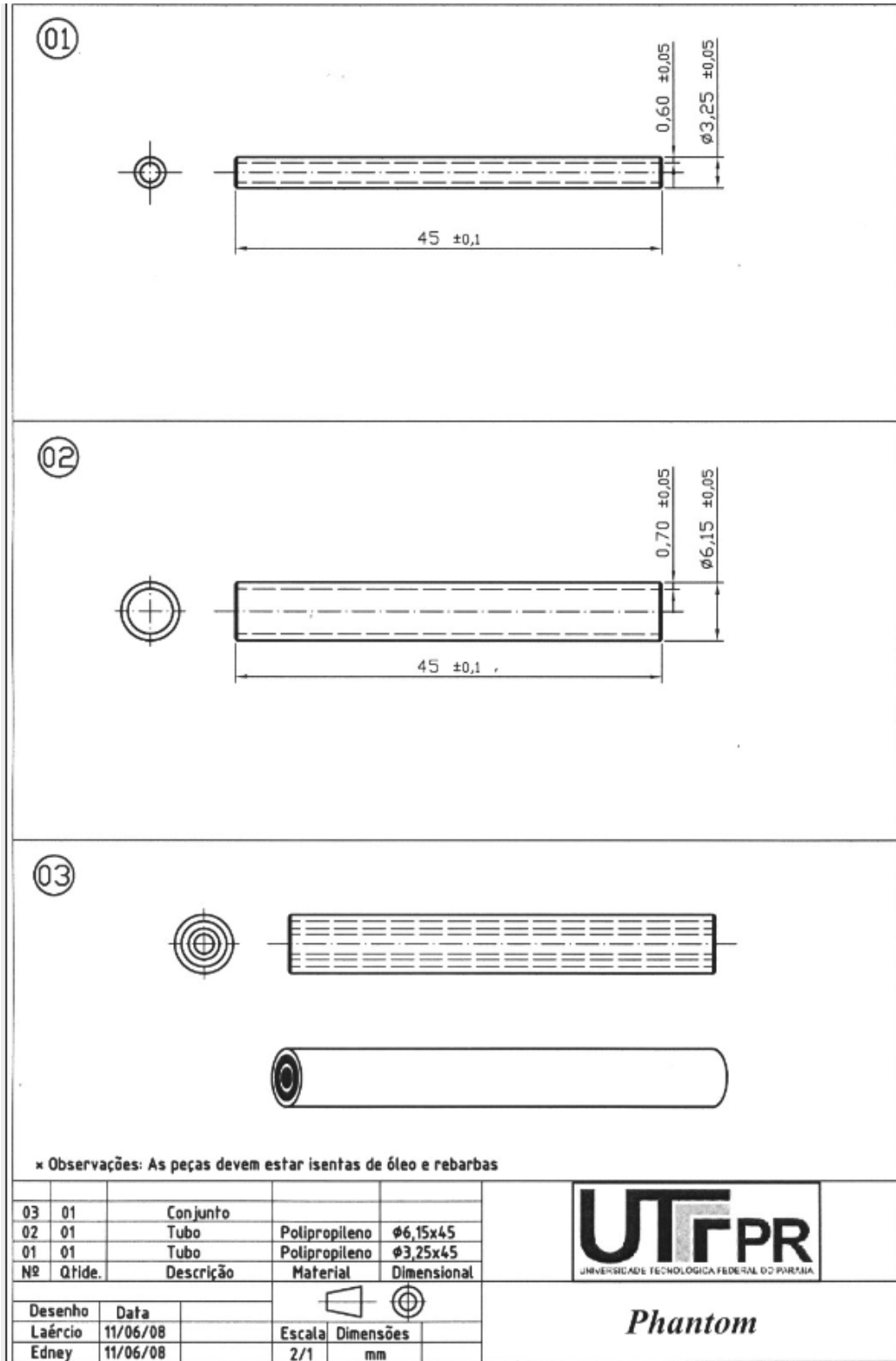


## Módulo de potência para dois motores de passo



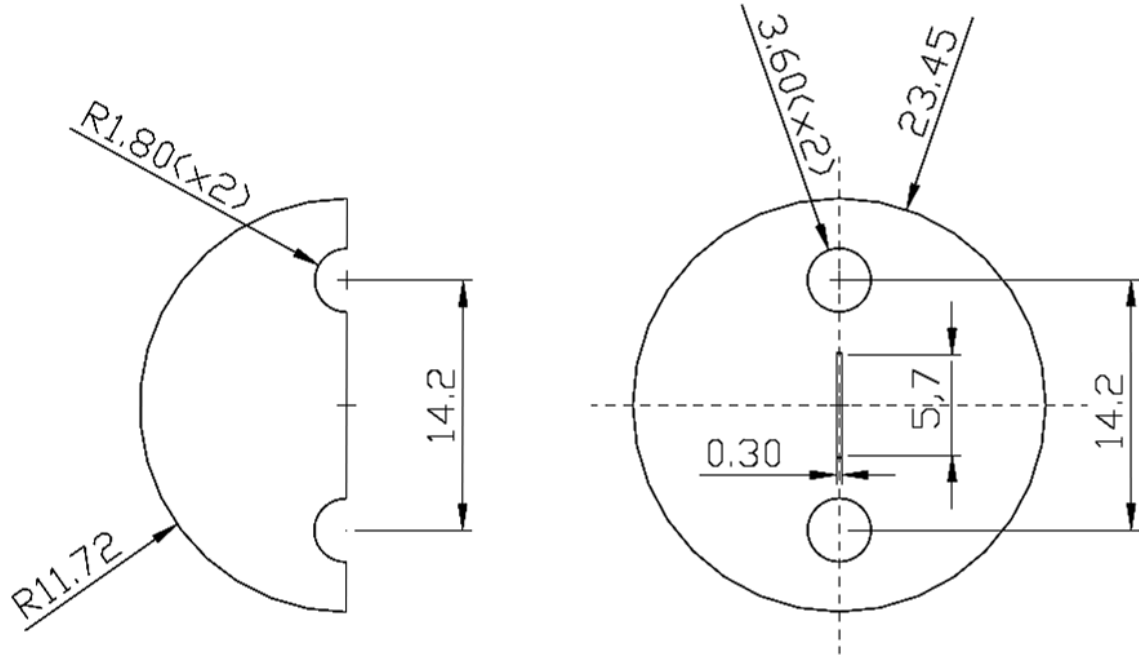
ANEXO I

Desenho técnico do novo *Phantom* projetado



ANEXO J

Desenho esquemático do colimador em fenda





## ANEXO K

## Arquivo de saída do protótipo do LLUMC

-34,0094	-76,4038	-266,48	-31,8834	-76,5746	-168,48	36,24671	15,05977	177,68	36,4149	16,65152	275,68	74,2639
-20,2951	19,83	-275,68	-18,8729	23,04771	-177,68	21,36482	-70,5671	168,48	25,84502	-73,7671	266,48	70,34927
20,17489	70,218	-275,68	19,88714	70,69972	-177,68	-15,3432	-12,4271	168,48	-12,801	-11,5231	266,48	69,27963
-26,3371	75,46201	-275,68	-24,2309	76,28572	-177,68	27,63481	-9,34912	168,48	25,95902	-7,19106	266,48	63,84276
-7,18512	67,368	-275,68	-7,13086	68,30573	-177,68	-0,63719	-18,4691	168,48	-5,96099	-18,5911	266,48	77,43871
36,55663	-52,2358	-266,48	35,2626	-53,2046	-168,48	-40,9313	46,63777	177,68	-39,3951	54,38551	275,68	69,57375
-18,5054	-57,5938	-266,48	-17,6334	-57,9926	-168,48	17,77872	40,13977	177,68	15,4389	47,88751	275,68	72,55347
11,70463	-85,8658	-266,48	11,0946	-84,5546	-168,48	-19,3332	-10,9451	168,48	-23,403	-15,1711	266,48	74,27892
34,50463	-57,5938	-266,48	33,21059	-58,5626	-168,48	-42,0713	32,72977	177,68	-43,0431	34,09351	275,68	69,68436
5,354885	62,808	-275,68	5,751137	65,45572	-177,68	-8,84519	-31,3511	168,48	-8,58299	-36,1471	266,48	68,77703
28,72488	10,71001	-275,68	27,18314	14,26971	-177,68	-29,1372	-76,4951	168,48	-24,429	-76,9591	266,48	69,93483
19,00063	-86,5498	-266,48	17,7066	-86,0366	-168,48	-23,0333	2,519768	177,68	-24,3471	3,655518	275,68	65,02512
-29,3354	-85,5238	-266,48	-27,8934	-85,0106	-168,48	32,37071	6,053772	177,68	33,7929	9,469513	275,68	69,66798
-26,1091	76,146	-275,68	-24,8009	77,31172	-177,68	22,04881	-11,1731	168,48	20,94302	-16,1971	266,48	66,47712
-15,3931	24,846	-275,68	-14,3129	28,29172	-177,68	15,32282	-69,1991	168,48	12,84901	-70,9171	266,48	59,26376
2,698627	-40,7218	-266,48	2,430595	-41,5766	-168,48	-12,0893	42,76178	177,68	-18,3051	40,36351	275,68	61,51509
-19,3034	-14,5018	-266,48	-18,3174	-16,9526	-168,48	24,27671	70,23578	177,68	27,7509	66,24152	275,68	68,62943
-12,0871	60,756	-275,68	-11,6909	62,14972	-177,68	8,596813	-22,1171	168,48	10,22702	-20,5291	266,48	92,66523
1,934887	35,562	-275,68	2,445137	38,43771	-177,68	-2,91719	-53,5811	168,48	-2,42699	-57,4651	266,48	70,77963
-14,4014	-63,5218	-266,48	-13,5294	-63,8066	-168,48	8,658718	24,97777	177,68	3,012897	28,16552	275,68	64,01273
9,230885	62,35201	-275,68	8,943138	63,51772	-177,68	-13,7472	-23,2571	168,48	-17,247	-26,1151	266,48	67,55579
-44,1554	-65,6878	-266,48	-41,2314	-66,0866	-168,48	41,03471	18,36577	177,68	34,2489	14,82752	275,68	64,37655
-16,6814	-42,4318	-266,48	-15,8094	-43,5146	-168,48	20,40071	46,40978	177,68	21,7089	49,25552	275,68	71,03918
2,584629	-49,2718	-266,48	3,000595	-49,8986	-168,48	-2,74128	50,51378	177,68	-2,1171	59,85751	275,68	62,96922
19,14888	70,218	-275,68	18,97514	71,26971	-177,68	-22,0692	-16,6451	168,48	-24,999	-18,7051	266,48	68,73055
-22,5751	19,146	-275,68	-21,7229	22,93372	-177,68	22,27682	-61,5611	168,48	25,04701	-53,3611	266,48	72,4185
3,416885	15,15601	-275,68	3,471138	19,17172	-177,68	-11,3532	-73,4171	168,48	-17,019	-74,5651	266,48	29,02785
20,74489	54,60001	-275,68	20,34314	56,44972	-177,68	-17,0532	-28,7291	168,48	2,133015	-19,1611	266,48	75,61542
-14,8574	-35,3638	-266,48	-13,7574	-36,5606	-168,48	14,01672	61,68578	177,68	13,8429	64,75952	275,68	37,38538
-14,5154	-46,8778	-266,48	-13,8714	-48,3026	-168,48	13,56072	47,77777	177,68	12,7029	51,87752	275,68	67,2429
-19,2691	52,776	-275,68	-17,9609	54,62572	-177,68	24,10082	-35,5691	168,48	24,59101	-36,1471	266,48	71,14898
-33,2911	46,506	-275,68	-32,2109	48,92572	-177,68	35,50082	-44,4611	168,48	37,92902	-50,2831	266,48	75,36742
3,074886	20,17201	-275,68	2,787136	23,38972	-177,68	2,440815	-73,8731	168,48	5,667015	-78,4411	266,48	68,30082
-10,3771	54,942	-275,68	-9,75287	56,90572	-177,68	14,86681	-31,6931	168,48	20,03101	-34,5511	266,48	74,58922
20,85889	39,09601	-275,68	19,43114	41,97173	-177,68	-30,8472	-51,5291	168,48	-34,233	-54,7291	266,48	47,56083
-15,8491	58,59	-275,68	-14,3129	60,43973	-177,68	20,45281	-24,0551	168,48	25,16102	-18,0211	266,48	74,16198
-6,95712	57,56401	-275,68	-6,21886	59,86972	-177,68	7,000813	-34,0871	168,48	8,289013	-36,4891	266,48	64,37965
-32,3791	62,12401	-275,68	-30,5009	63,85973	-177,68	36,75481	-19,8371	168,48	35,87701	-19,3891	266,48	58,71769
4,636631	-24,8758	-266,48	4,710598	-26,9846	-168,48	-13,6853	73,19978	177,68	-21,8391	75,70352	275,68	71,35253
24,92863	-56,2258	-266,48	23,8626	-56,7386	-168,48	-32,0393	28,39777	177,68	-33,5811	25,08752	275,68	74,50141
-10,8674	-17,4658	-266,48	-10,1094	-20,6006	-168,48	10,48272	80,60977	177,68	13,5009	80,83351	275,68	57,34621
32,25889	27,126	-275,68	31,51514	29,65971	-177,68	-36,4332	-59,1671	168,48	-37,995	-59,4031	266,48	67,27686
23,33263	-4,46977	-266,48	22,83659	-7,49056	-168,48	-36,4332	-59,0531	168,48	-37,881	-59,5171	266,48	-1,1469
-17,2171	49,47	-275,68	-16,8209	52,34572	-177,68	17,60281	-39,2171	168,48	19,57501	-44,9251	266,48	33,34555
5,582886	58,134	-275,68	5,751137	59,86972	-177,68	-3,71519	-28,0451	168,48	-4,36499	-25,7731	266,48	67,72713
5,126884	27,81001	-275,68	4,839138	30,45771	-177,68	-10,6692	-62,0171	168,48	-11,319	-64,4191	266,48	71,10513
-19,3034	-37,8718	-266,48	-18,5454	-39,6386	-168,48	12,30672	52,79378	177,68	8,370899	53,24551	275,68	71,7971
-15,3134	-56,2258	-266,48	-14,4414	-57,1946	-168,48	14,81472	35,80777	177,68	15,2109	38,31152	275,68	66,48309
-17,2514	-81,9898	-266,48	-16,0374	-81,1346	-168,48	16,29672	-3,06623	177,68	11,36702	-10,7251	266,48	71,24547
-6,27311	58,476	-275,68	-5,76286	60,32571	-177,68	-5,99519	-11,5151	168,48	-14,9991	22,46552	275,68	73,56834
16,18489	23,592	-275,68	14,87114	26,80972	-177,68	-25,7172	-69,5411	168,48	-29,217	-73,7671	266,48	-1,36137
0,418629	-46,4218	-266,48	0,948597	-48,5306	-168,48	4,782715	54,38977	177,68	9,3969	61,79552	275,68	65,61298

## APÊNDICE A

### Conversão dos valores de projeção em WET e Reconstrução

1. Leitura das projeções simuladas:

CWD = "C:\Geant4 simulações novas\"

FileName := "GEANT4 Simula6.txt"

P := READPRN(concat(CWD, FileName))

5. Reconstrução da imagem usando Matlab:

2. Leitura da tabela de dados para água NIST PSTAR:

DataFileName := concat(CWD, "NIST PSTAR data for Water\", "p in Water.txt")

DATA := READPRN(DataFileName)

Energia do Próton (em MeV):  $T_{PSTAR} := DATA^{(0)}$

Alcance CSDA (em  $g/cm^2$ ):  $R_{CSDAPSTAR} := DATA^{(4)}$

3. Conversão dos dados da tabela NIST para funções dimensionais analíticas:

Alcance CSDA (in  $g/cm^2$ ):

$VX := DATA^{(0)}$      $VY := DATA^{(4)}$      $VS := cspline(VX, VY)$

$R_{CSDA}(x) := \text{interp}(VS, VX, VY, x)$

Energia do Próton (em MeV) para um dado alcance (in  $g/cm^2$ ):

$Vx := DATA^{(4)}$      $Vy := DATA^{(0)}$      $Vs := cspline(Vx, Vy)$

$E_{pNIST}(x) := \text{interp}(Vs, Vx, Vy, x)$

4. Conversão das projeções em WET:

Image :=

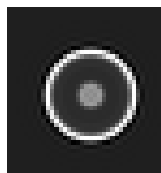
**MATLAB**<sup>®</sup>

$$WET := \begin{cases} \text{for } n \in 0.. \text{rows}(P) - 1 \\ \text{for } m \in 0.. \text{cols}(P) - 1 \\ \text{wet}_{n,m} \leftarrow R_{CSDA}^{(23)} - R_{CSDA}(P_{n,m}) \\ \text{wet} \end{cases}$$

(WET 0.5)

WRITEPRN("pCT image.txt") := Image

$REAL := 255 \cdot \frac{\text{Image} - \min(\text{Image})}{\max(\text{Image}) - \min(\text{Image})}$



REAL

## APÊNDICE B

### Código em C do micro controlador

```

/*****
Programa controle motor de passo half step para o prototipo
do tomografo pCT
*****/

#include <16F877A.h>
#include delay(clock=4000000)
#include XT, PUT, NOWDT, NOBROWNOUT, NOLVP
#include <LCD.C>
#include rs232(baud=9600, xmit=PIN_C7, rcv=PIN_C6)
#include <math.h>

//-----
//Programa Principal.
//-----

byte const tabela[]={ 0b00000000,
                      0b00000001,
                      0b00000011,//half
                      0b00000010,
                      0b00000110,//half
                      0b00000100,
                      0b00001100,//half
                      0b00001000,
                      0b00001001,//half
                      };

int const rotacao[]={ 0b00000001,
                     0b00000010,
                     0b00000100,
                     0b00001000,
                     };

int valor=2;
int valor1=0;
long int ang=0;
long int tran=0;

void main(void)
{
boolean TravaPress = true;
set_tris_a(0b111111);
output_c(0x00);
output_b(0x00);

/*****Bloco de inicialização do LCD*****/
lcd_init();
lcd_putc("Sistema de controle\n");
lcd_putc("do mecanismo pCT");
delay_ms(1000);
lcd_putc("\f");

/*****Bloco de inicialização unica do mecanismo*****/

/*****Posiciona a mesa na posição 0 graus*****/

while (input(pin_a5)!=1)
{
valor1++;
delay_ms(100);
if (valor1>3) valor1=0;
output_c(rotacao[valor1]);
lcd_putc("\f");
}

```

```

        lcd_putc("Posicionando eixo ");
        lcd_putc(" de rotacao");
    }

    /******Posiciona a mesa no inicio de translacão*****/

    while (input(pin_a2)!=1)

    {
        valor--;
        delay_ms(1);
        if (valor<1) valor=8;
        output_b(tabela[valor]);
        lcd_putc("\f");
        lcd_putc("Posicionando eixo");
        lcd_putc(" de translacao");
        delay_ms(80);
        lcd_putc("\f");
    }
    lcd_putc("\f");
    lcd_putc("Concluido!");
    delay_ms(800);
    lcd_putc("\f");
    lcd_putc("Translacao:\n");
    lcd_putc("Rotacao:0");

    /*******Bloco Principal de Controle das Portas*****/
    while( true){

    /*******Bloco controle de chave de fim de curso*****/

    /*******Chave de fim de curso da direita*****/
        if (input(pin_a3)==1){

            lcd_gotoxy(1,1);
            printf(lcd_putc,"Translacao:dir.max");

        }

    /*******Chave de fim de curso da esquerda*****/
        if (input(pin_a2)==1){
            tran=0;

            lcd_gotoxy(1,1);
            printf(lcd_putc,"Translacao:esq.%3lu",tran);

        }

    /*******Chave de fim de rotação*****/
        if (( input(pin_a5) == 1)||(ang>=360))
        {
            ang=0;
        }

    /*******Bloco de controle do motor de rotação saída PIC*****/
    if(input(PIN_A4)==0)
    {
        if(TravaPress == true)
        {
            TravaPress = false;
            valor1++;

            if (valor1>3) valor1=0;
            output_c(rotacao[valor1]);
            ang++;
            lcd_gotoxy(1,1);
            printf(lcd_putc,"Translacao:");
            lcd_gotoxy(1,2);

```

```

        printf(lcd_putc,"Rotacao:%lu      ",ang);
    }
}
else
//*****Bloco de controle do motor de translação*****
//*****Movimento de translação para direita*****

    { if(( input(pin_a0) == 0)&&(input(pin_a3)==0))
      {
        if(TravaPress == true)
        {
            TravaPress = false;
            valor++;
                tran++;
            if (valor>8) valor=1;
            output_b(tabela[valor]);
                //      lcd_putc('\f');
                lcd_gotoxy(1,1);
                printf(lcd_putc,"Translacao:dir.%3lu",tran);
                printf(lcd_putc,"\nRotacao:%lu      ",ang);
        }
      }
    else
//*****Movimento de translação para esquerda*****

if(( input(pin_a1) == 0 &&(input(pin_a2)==0))
  {
    if(TravaPress == true)
    {
        TravaPress = false;
        valor--;
            tran--;
        if (valor<1) valor=8;
        output_b(tabela[valor]);
            //      lcd_putc('\f');
            lcd_gotoxy(1,1);
            printf(lcd_putc,"Translacao:esq.%3lu",tran);
            printf(lcd_putc,"\nRotacao:%lu      ",ang);
    }
  }
//*****Condição de chaveamento*****
else {
    if(TravaPress == false)
    {
        TravaPress = true;
        delay_ms(1);
    }
  }
//*****
}
}
}

```