

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

TESE

Apresentada a UTFPR como condição
para obtenção do título de

DOUTOR EM CIÊNCIAS

por

JOÃO ANTÔNIO PALMA SETTI

**TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE DE PRÓTONS
DE BAIXA ENERGIA**

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

PROF. Dr. HUGO REUTERS SCHELIN

UTFPR

Examinadores:

PROF. Dr. IVAN EVSEEV

UERJ

PROF. Dr. RICARDO TADEU LOPES

UFRJ

PROF. Dr. JOEL MESA HORMAZA

USP

PROF. Dr. SERGEI PASCHUK

UTFPR

Curitiba, fevereiro de 2006.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

JOÃO ANTÔNIO PALMA SETTI

**TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE DE PRÓTONS
DE BAIXA ENERGIA:**

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

Curitiba
2006

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

S495t Setti, João Antônio Palma
Tomografia computadorizada por feixe de prótons de baixa energia/João Antônio Palma
Setti. Curitiba. UTFPR, 2006
Xv, 101 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin
Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica federal do Paraná. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2006

1. Engenharia biomédica. 2. Radioterapia. 3. Tomografia. 4. Prótons. 5. Instrumentação
odontológica – Médico hospitalar. I. Schelin, Hugo Reuters, orient. II Universidade
Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e
Informática Industrial. III. Título

CDD: 616.07572

Para Mariângela e Matheus

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao professor Hugo Reuters Schelin pela confiança e dedicação, aos professores Ivan Evseev, Sergei Paschuk, Ubirajara M. Vinagre Filho, Valeriy Viktorovich Denyak e Ricardo Tadeu Lopes pela inestimável contribuição científica e apoio, ao Centro Médico da Universidade de Loma Linda por disponibilizar valioso banco de informações, a UFRJ/COPPE e ao IEN/CNEN por viabilizar a parte experimental do trabalho, a Fundação Araucária pelo suporte financeiro e aos colegas Margio Klock, Olga Yevseyeva e Edney Milhoretto pela ajuda e companheirismo. Gostaria, ainda, de agradecer de forma especial a minha esposa e filho que são as razões de tudo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE TABELAS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
RESUMO	xiii
<i>ABSTRACT</i>	xv
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 Motivações	1
1.2 Objetivos	4
1.2.1 Objetivo geral	4
1.2.2 Objetivos específicos	4
1.2.3 Estrutura da tese	5
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1 Tomografia Computadorizada com Raios X	7
2.1.1 Interação do Fóton com a Matéria	7
2.1.2 Princípio de Funcionamento das Gerações de Tomógrafos	9
2.1.3 Reconstrução da Imagem em Tomografia por Raios X	11
2.2 Tomografia Computadorizada com Prótons	18
2.2.1 Interação do Próton com a Matéria	18
2.2.2 Materiais Biologicamente Equivalentes e a Relação Z/A	21
2.2.3 Conceito de Espessura Equivalente da Água	24
2.2.4 Perda de Energia ou “ <i>Straggling</i> ”	29
2.2.5 Espalhamento Múltiplo Coulombiano (<i>EMC</i>)	29
2.3 Terapia do Câncer com Feixe de Prótons	31
2.4 Visualização, Planejamento, Posicionamento do Paciente e Tratamento.	36
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA	39
3.1 Introdução	39
3.1.1 Materiais e infra-estrutura	39
3.1.2 <i>Hardware</i> e <i>software</i>	40
3.1.3 Acelerador Ciclotron CV-28 IEN/CNEN	40
3.1.4 Colimadores	40

3.1.5 Amostra (<i>phantom</i>)	40
3.2 Desenvolvimento	41
3.2.1 Introdução	41
3.2.2 Desenvolvimento do protótipo em Loma Linda (LLUMC)	41
3.2.3 Desenvolvimento do Protótipo Experimental no Brasil	46
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS	53
4.1 Equivalência em Escala dos fenômenos em <i>pCT</i> para 250 e 25 MeV	53
4.2 Projeto do <i>pCT</i> Experimental no CV-28 do IEN/CNEN	57
4.3 Simulação da Fase Experimental no CV-28 do IEN/CNEN	67
4.4 Resultados Experimentais no CV-28 do IEN/CNEN	72
4.4.1 Testes do Detector	72
4.4.2 Medida de Energia do Feixe	75
4.4.3 Ensaio Tomográfico Real no Mini Tomógrafo por Feixe de Prótons	75
4.4.4 Calibração dos Espectros em Energia	78
4.4.5 Resumo dos principais resultados deste trabalho	81
4.4.6 Trabalhos em eventos e revistas	82
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES	87
5.1 Análise dos resultados	87
5.2 Trabalhos Futuros	88
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	89
ANEXO 1 – ESPECTROS OBTIDOS NO ENSAIO TOMOGRÁFICO NO CV-28	93
ANEXO 2 – PROJETO DO MECANISMO TOMOGRÁFICO	101

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Processo de aquisição de um tomógrafo de primeira geração	9
Figura 2.2	Objeto atravessado por um feixe de raios X e projeção	12
Figura 2.3	Teorema da projeção de Fourier	14
Figura 2.4	Retroprojeção para reconstrução de uma imagem	17
Figura 2.5	Coeficiente de absorção γ em função da energia do fóton	22
Figura 2.6	<i>Stopping Power (SP)</i> em função da energia do próton para os mesmos materiais da figura 2.5	23
Figura 2.7	Imagem de <i>pCT</i> de uma amostra cilíndrica de água para $E_{in}=250$ MeV	25
Figura 2.8	Imagem (<i>phantom</i>) obtida através da Transformada Inversa de Radon e recalculada pelo <i>WET</i>	28
Figura 2.9	Pico de Bragg	31
Figura 2.10	Posição do Pico de Bragg em função da energia	32
Figura 2.11	Feixe de prótons em relação ao alvo	32
Figura 2.12	Distribuição de dose em <i>pCT</i> e <i>CT</i> convencional	33
Figura 2.13	Identificação da posição do tumor	34
Figura 2.14	Planejamento para tratamento com feixe de prótons	34
Figura 2.15	Plano de tratamento com fótons de raios X	35
Figura 2.16	Plano de tratamento com prótons	35
Figura 3.1	Imagem do <i>phantom</i> de LLUMC	42
Figura 3.2	Geometria da organização experimental	43
Figura 3.3	Imagem gerada na simulação	44
Figura 3.4	Imagem em <i>pCT</i> do <i>phantom</i> com correção	44
Figura 3.5	Aproximação conceitual do <i>pCT</i> de LLUMC	45
Figura 3.6	Tela principal do <i>software</i> SRIM 2003	47
Figura 3.7	Tela de simulação do SRIM	47
Figura 3.8	Câmara de espalhamento CV-28 IEN/CNEN	49
Figura 3.9	Detalhes da câmara de espalhamento	49
Figura 3.10	Esquema do protótipo da montagem experimental	50
Figura 4.1	Energia dos prótons pela profundidade de penetração no Al	54
Figura 4.2	Desvio de energia em alumínio em SRIM	55
Figura 4.3	Ângulo médio de espalhamento versus penetração em Al	55

Figura 4.4	Deslocamento lateral médio em SRIM	56
Figura 4.5	Projeto da amostra (<i>phantom</i>)	58
Figura 4.6	Sistema mecânico implementado	59
Figura 4.7	Mini tomógrafo na câmara de espalhamento	59
Figura 4.8	Painel de controle do mini tomógrafo	60
Figura 4.9	Parte frontal do painel de controle	60
Figura 4.10	Simulação em SRIM do colimador	62
Figura 4.11	Simulação em GEANT 4 do colimador	63
Figura 4.12	Simulação do colimador no experimento do CV-28 do IEN/CNEN	63
Figura 4.13	Quantidade de prótons que alcançam o detector pela abertura de colimação	64
Figura 4.14	Energia média do feixe de prótons para cada abertura de colimação e desvio padrão	65
Figura 4.15	Quantidade de prótons detectada para abertura de colimação de 0,4 mm e 0,8 mm	65
Figura 4.16	Imagem dos passos de translação simulados. Apenas o <i>phantom</i> se desloca lateralmente	67
Figura 4.17	Simulação da amostra (<i>phantom</i>) no SRIM 2003	68
Figura 4.18	Simulação dos prótons que atingem o detector com GEANT 4 e SRIM	69
Figura 4.19	Coefficiente de transmissão para colimação de 0,1 a 1mm	69
Figura 4.20	Energia do próton em relação ao ponto de projeção	70
Figura 4.21	Imagem gerada para colimação de 0,2 mm	71
Figura 4.22	Espectros obtidos para ensaio do detector de 5mm com feixe espalhado a 90 graus em alvo de mylar a 45 graus	72
Figura 4.23	Espectro obtido para ensaio com 700V e 146,4 keV	73
Figura 4.24	Espectro obtido para ensaio com 640V e 449,6 keV	73
Figura 4.25	Espectro obtido para ensaio com 560V e 743,4 keV	74
Figura 4.26	Espectro obtido para ensaio com 700V e 355,1 keV	74
Figura 4.27	Espectro obtido antes do feixe atingir a amostra (<i>phantom</i>)	76
Figura 4.28	Espectro obtido no momento em que o feixe tangencia a amostra	76
Figura 4.29	Espectro obtido com o feixe passando através da amostra	77
Figura 4.30	Espectro obtido quando o feixe deixa de passar através da amostra	78
Figura 4.31	Espectro padrão calibrado em energia	78

Figura 4.32	Espectro, calibrado em energia, obtida antes do feixe atingir a amostra.	79
Figura 4.33	Espectro, calibrado em energia, obtido no momento em que o feixe atinge a amostra.	79
Figura 4.34	Espectro, calibrado em energia, obtido com feixe passando através da amostra	80
Figura 4.35	Espectro, calibrado em energia, obtido quando o feixe deixa de passar através da amostra.	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	SP para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons	22
Tabela 4.1	Programação da rotação	61
Tabela 4.2	Programação da translação	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	Projeto Assistido por Computador
CAE	Engenharia Assistida por Computador
CAM	Fabricação Assistida por Computador
CLP	Controlador Lógico Programável
CSDA	A aproximação de moderação contínua (<i>Continuous Slowing-Down Approximation</i>).
CT	Tomografia convencional (<i>Computer Tomography</i>).
CV-28	O acelerador de partículas (ciclotron) do Instituto de Engenharia Nuclear.
EMC	Espalhamento Coulombiano Múltiplo
FBP	Algoritmo de retro-projeção filtrada (<i>Filtered back-projection algorithm</i>)
FFT	Transformada Rápida de Fourier (<i>Fast Fourier Transform</i>)
HEP	Física de altas energias (<i>High Energy Physics</i>)
IEN/CNEN	Instituto de Engenharia Nuclear é uma unidade da Comissão Nacional de Energia Nuclear.
LAMPF	Los Alamos Meson Physics Facility
NIST PSTAR	Instituto Nacional de Tecnologia e Padrões – Tabela do poder de frenagem para prótons (<i>National Institute of Standards and Technology Stopping Power and Range Tables for Protons</i>).
pCT	Tomografia com prótons (<i>Protons Computer Tomography</i>).
SP	Poder de frenagem (<i>Stopping Power</i>).
WET	Espessura equivalente da água (<i>Water Equivalent Thickness</i>).

RESUMO

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de um tomógrafo por feixe de prótons (*pCT*), que foi implementado e instalado na câmara de espalhamento do acelerador ciclotron CV-28 do IEN/CNEN, de forma a viabilizar a realização no Brasil da etapa experimental de pesquisas em *pCT*, com feixe de prótons de baixa energia. Inicialmente, através do método de Monte Carlo, foram utilizados os códigos computacionais SRIM e GEANT 4 para a simulação do experimento. Os resultados destas simulações validaram a utilização do acelerador de baixa energia na etapa experimental. Os mesmos foram utilizados para a determinação dos principais parâmetros do projeto do mecanismo tomográfico e planejamento dos experimentos. Foram realizados testes de precisão, confiabilidade e comportamento em um ambiente de alto vácuo, que exige condições especiais de lubrificação e refrigeração, com o objetivo de avaliar as condições reais de funcionamento do mecanismo tomográfico. O mecanismo foi então utilizado para implementar experimentalmente a tomografia de uma amostra cilíndrica de vidro (*phantom*), como havia sido planejado na etapa de simulação. Como resultado, foi obtido um conjunto de espectros, equivalente ao conseguido na etapa de simulação, que pode ser utilizado para a caracterização física da amostra de vidro.

ABSTRACT

In the present work a prototype of a computerized tomography device with low energy proton beam was developed and installed in a scattering chamber of the CV-28 cyclotron accelerator of IEN/CNEN. Monte Carlo simulations for the experiment were done with the codes SRIM and GEANT 4. The results of the simulations validated the use of the low energy beam for the experiment. The simulations were also used to determine the main parameters of the prototype mechanism of the project and for the planning of the experiment. Tests like precision, reliability and behavior in a vacuum environment, that needs special conditions for lubrication and cooling, were made in order to evaluate the operation conditions of the mechanism. Then the prototype was used to obtain a tomography of a cylindrical glass sample (phantom), like it was planed in the previous simulations. A group of spectra was then measured, equivalent to the simulated, that could be used for the physical characterization of the glass sample.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

A radioterapia é considerada uma alternativa altamente eficiente no tratamento do câncer (MEIKLE, 2003). A técnica, baseada na destruição do tumor através de radiação ionizante, é normalmente implementada com feixes de raios-X. Observa-se, porém, uma característica altamente negativa na radioterapia por feixes de raios-X uma vez que, em função do mecanismo da interação do fóton com a matéria, tecidos saudáveis posicionados geometricamente na linha de ação do feixe são, necessariamente, danificados. Esta característica interfere significativamente no ajuste máximo da dose sobre o alvo/tumor. Em função das características citadas, outras técnicas estão sendo empregadas, alternativamente, como é o caso da terapia por feixes de prótons (HANSON, BRADBURY, CANNON *et al*, 1981).

Para determinadas aplicações, a terapia por feixes de prótons apresenta vantagens altamente significativas. Este fato se deve às características da interação do próton com a matéria que possibilita irradiar o alvo de forma precisa direcionando a maior parte da energia da radiação diretamente sobre o tumor em tratamento, sem afetar tecidos vizinhos saudáveis permitindo, dessa forma, maiores doses comparativamente a terapias convencionais (ASSIS, YEVSEYEVA, EVSEEV *et al*, 2005). A utilização do feixe de prótons como tratamento médico foi proposto inicialmente por Robert Rathbun Wilson em 1946 e as primeiras aplicações clínicas aconteceram simultaneamente nos Estados Unidos, Suécia e Rússia no ano de 1954. O primeiro centro especializado em tratamento por terapia por prótons foi o Centro Médico da Universidade de Loma Linda, Estados Unidos / Califórnia, construído em 1990. Atualmente, existe um número superior a 23 instalações operacionais, a nível mundial, que realizam terapia do câncer usando feixes de prótons e estima-se que, até o final da década, poderá haver mais de 30 instalações operando mundialmente (SCHULTE, 2002). O Brasil, devido a sua grande população e nível de desenvolvimento, seria o lugar mais indicado para sediar um primeiro centro de terapia de prótons na América Latina em um futuro próximo.

A utilização da terapia por feixes de prótons exige, no entanto, a localização precisa do tumor e o posicionamento, também preciso, do paciente. Atualmente, a técnica utilizada para

atender as exigências acima citadas é baseada em tomografia computadorizada de raios-X e radiografias convencionais. Sabe-se, porém, que em função das características intrínsecas da interação do fóton em relação ao próton com a matéria, o uso de imagens de tomógrafos (CT) de raios-X, para planejamento de tratamento com prótons, ignora diferenças fundamentais e é, portanto inerentemente impreciso. A incerteza resultante pode induzir a erros de posicionamento que podem chegar a mais de um centímetro, dependendo da região anatômica tratada (**EVSEEV, KLOCK, SCHELIN *et al*, 2004**).

Considerando o exposto, a solução otimizada consistiria em implementar as etapas de visualização, planejamento do tratamento e posicionamento do paciente através da utilização do mesmo feixe de prótons. No entanto, a técnica tomográfica por feixes de prótons, ainda, não está disponível e não existem dados conclusivos que garantam que o custo, em termos de dose ao paciente e precisão da imagem, em relação a técnicas convencionais, seja compensador.

As primeiras publicações envolvendo tomografia por prótons aconteceram em 1976 (**CORMACK, KOEHLER *et al*, 1976**). Nelas, Cormack e Koehler relatam experimentos que culminaram com a obtenção das primeiras imagens utilizando tomografia por feixes de prótons e em 1982 Hanson (**HANSON, BRADBURY, CANNON *et al*, 1982**) relata a obtenção da primeira imagem de tecido humano. Os resultados fundamentais destes primeiros experimentos comprovaram a possibilidade de obtenção de imagens através de tomografia por prótons, porém levantaram questões que contaram negativamente em relação à técnica como: o benefício em termos de dose foi muito inferior ao esperado e o tempo para obtenção do resultado foi considerado extremamente elevado.

Entre 1982 e 1988, com base em pesquisas realizadas principalmente no Japão, houve uma evolução significativa da técnica que possibilitaram a redução do tempo de tratamento e o aperfeiçoamento do sistema de detecção. No fim da década de 80 o sistema de aquisição de imagem estava totalmente desenvolvido e o tempo de aquisição, para aplicação médica, foi atingido. No entanto, a vantagem em relação à dose ainda não era significativa, o equipamento (acelerador e espectrômetro) muito grande e a aplicação da técnica extremamente cara (**HANSON, BRADBURY, CANNON *et al.*, 1982**).

Em função das características citadas, na época, o interesse pela tomografia por feixes de prótons foi bastante reduzido. Porém, no início desta década, devido à proliferação de centros de tratamento de câncer através de irradiação de prótons e do desenvolvimento de sistemas de aquisição, observou-se novos investimentos em pesquisa e desenvolvimento da técnica, que ainda não é considerada suficientemente desenvolvida para uso médico.

Atualmente, algumas questões podem ser consideradas como os principais obstáculos para o domínio da técnica do *pCT* e sua viabilização prática. São elas:

- Dependência da resolução espacial e densidade em relação a energia de próton incidente;
- Resolução espacial e densidade em função do tempo de aquisição;
- Relação entre o nível da resolução espacial e o número de entradas e saídas dos prótons
- Desenvolvimento de um detector de pequenas dimensões que possa ser utilizado na faixa da energia necessária (10 a 250 MeV)
- Obtenção de modelo matemático para a trajetória da partícula que considere as coordenadas de entrada e saída;
- Determinação da energia de próton otimizada para a aplicação médica.

Recentemente, pesquisadores do Centro Médico da Universidade de Loma Linda iniciaram novas pesquisas com o objetivo de desenvolver a aplicação da técnica do *pCT* para uso médico (SCHULTE, BASHKIROV, LI *et al*, 2004). A possibilidade de envolver cientistas brasileiros foi levada a discussão durante a “XXIV Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil” em Águas de Lindóia-SP, em 2001, e durante a visita do cientista R.W.Schulte, do Centro Médico da Universidade de Loma Linda (LLUMC), ao Laboratório de tomografia computadorizada da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), em 2002. Nesta oportunidade, avaliaram-se os fenômenos que interferem na aplicação rotineira do método e produzem dúvidas quanto à qualidade da imagem e sua eficiência na localização de tumores e se o ganho em precisão não implicaria em um aumento significativo da exposição do paciente. Estes fenômenos, como o espalhamento múltiplo coulombiano e o mecanismo de perda de energia do próton (EVSEEV, KLOCK, SCHELIN *et al*, 2004), precisam ser pesquisados e a utilização de feixes de prótons com baixa energia poderia ser viável, visto que os mesmos possuem efeitos muito pronunciados.

No Brasil, no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) / Rio de Janeiro, encontra-se instalado o acelerador Ciclotron CV-28 que produz feixes de prótons com energia na faixa de 25 MeV. Esta energia é alta o suficiente para implementação de um dispositivo experimental em *pCT* e possui a vantagem de ser baixa o suficiente para utilização de um detector

semicondutor comercial. Este acelerador pode ser utilizado na fase experimental da pesquisa sobre *pCT*.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo desse trabalho é desenvolver um tomógrafo experimental por feixe de prótons com baixa energia (*pCT*). A mesa tomográfica para *pCT* deverá ser instalada na câmara de espalhamento, em alto vácuo, localizada na sala de experimentos número 3 do acelerador Ciclotron CV-28 do IEN (Instituto de Engenharia Nuclear) na cidade do Rio de Janeiro e o objetivo é que seja utilizado para etapas experimentais das pesquisas envolvendo o desenvolvimento de detectores, modelagem da trajetória do próton e precisão geométrica da tomografia por feixe de prótons. O estudo, envolvendo trabalho teórico e experimental, em cooperação com outros institutos de pesquisa, deve fornecer dados para predição de desempenho e otimização de um sistema de *pCT*. Também deve proporcionar informações para o projeto e implementação de tomógrafos por feixes de prótons para detecção de tumores e planejamento de tratamento por irradiação de prótons.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Simular, através dos códigos computacionais **SRIM** e **GEANT 4**, dos dados tomográficos para varias condições experimentais no Ciclotron **CV-28**;
2. Projetar, implementar e instalar um mini sistema tomográfico na base da câmara de espalhamento ORTEC na linha de feixe N° 3 do Ciclotron **CV-28** no IEN/CNEN, Rio de Janeiro, com base nos resultados simulados;
3. Elaborar e produzir protótipos (*phantoms*) semelhantes a sistemas biológicos e amostras para o estudo experimental no Ciclotron **CV-28**;
4. Obter espectros de saída do detector semicondutor e análise experimental dos resultados

1.3 ESTRUTURA DA TESE

Esta tese está organizada em cinco capítulos. No Capítulo 2 faz-se uma revisão da literatura sobre as técnicas computacionais para otimização, bem como sobre os tópicos teóricos. O Capítulo 3 descreve em detalhes o desenvolvimento da metodologia proposta. No Capítulo 4 relatam-se os resultados obtidos. E, finalmente, o Capítulo 5 apresenta os resultados, as conclusões do trabalho e as propostas de trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Tomografia Computadorizada com Raios-X

2.1.1 Interação do Fóton com a Matéria

Supondo um feixe de radiação monocromática de raios-X de intensidade I_0 que interage com um absorvedor homogêneo. Após atravessar o absorvedor de espessura L a intensidade I do feixe pode ser determinada pela lei de Lambert, conforme segue:

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot L) \quad (2.1)$$

onde μ é o coeficiente de atenuação linear e pode ser expresso como:

$$\mu = n \cdot \sigma_{tot} = \frac{N_A}{N} \cdot \rho \cdot \sigma_{tot} \quad (2.2)$$

onde $N_A = 6,0221367 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ é o número de Avogadro, A é a massa atômica e ρ é a densidade do absorvedor. A probabilidade de interação entre fóton e cada átomo é muito baixa e considerada independente da presença de outros átomos. Por este motivo, no caso de misturas e compostos os cálculos podem ser feitos por (HUBBEL, 1995):

$$\mu = \sum_i w_i \mu_i \quad (2.3)$$

onde w_i é a fração do peso do i -ésimo componente atômico.

A seção de choque total de atenuação de fótons normalmente usada para visualizações médicas é principalmente a soma das seções de choque para o efeito fotoelétrico σ_{ph} e espalhamento Compton σ_c :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_c \quad (2.4)$$

O efeito fotoelétrico é o fenômeno predominante na atenuação de fótons com baixa energia. Devido ao caráter de ressonância do processo, a seção de choque é muito sensível à estruturas das camadas atômicas. Assim, a absorção para baixas energias tem uma forte dependência da matéria que compõem o absorvedor. Para energias maiores que a de ligação dos elétrons da camada eletrônica do átomo irradiado, o espalhamento Compton torna-se predominante (**KAK, SLANEY, 1988**).

O NIST e IAEA fornecem os dados de referência dos coeficientes de atenuação de massa, em vez dos coeficientes de atenuação linear, em função da pequena dependência dos primeiros em relação ao material absorvedor para a maior parte da energia usada em CT (**KLOCK, 2004**):

$$\mu / \rho = \frac{N_A}{A} \cdot \sigma_{tot} \quad (2.5)$$

Esta preferência reflete simplesmente o fato de que quando o espalhamento Compton é dominante, a equação (2.5) pode ser reescrita como:

$$\mu / \rho \approx \frac{N_A}{A} \cdot \sigma_C = N_A \cdot \frac{Z}{A} \cdot \sigma_C^e \quad (2.6)$$

onde a seção de choque de espalhamento Compton para um elétron individual σ_C^e é determinada pela fórmula de Klein-Nishina. Como o corpo humano consiste predominantemente dos elementos atômicos leves e estáveis e o núcleo destes elementos tem número aproximadamente igual de prótons Z e nêutrons $N=A-Z$, o $Z/A \approx 1/2$. Assim, para uma determinada energia dos fótons, o coeficiente de atenuação de massa (2.6) deve ser independente do absorvedor.

2.1.2 Princípio de Funcionamento das Gerações de Tomógrafos

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 gira de um pequeno incremento angular. O processo de translação é então repetido para a obtenção da projeção seguinte. O feixe de raios-X da primeira geração é chamado de *pencil beam* (feixe em forma de lápis). A figura 2.1 mostra o processo de aquisição de um tomógrafo de primeira geração. Este processo é conhecido como translação + rotação.

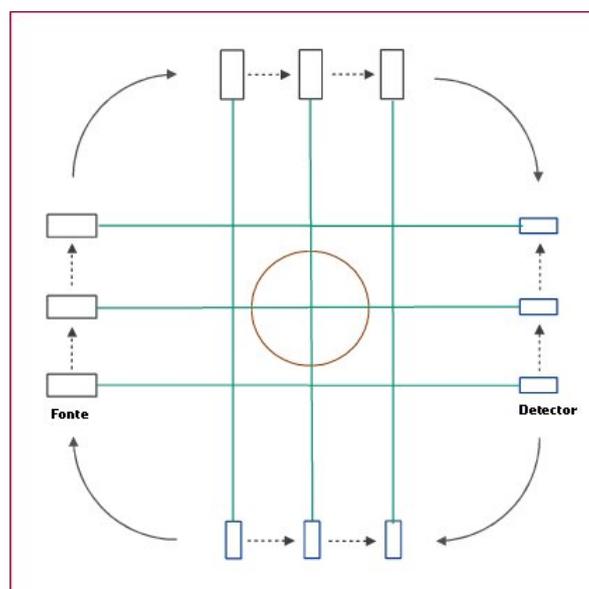


Figura 2.1: Processo de aquisição de um tomógrafo de primeira geração (QUAIRIN, 2002).

A segunda geração de tomógrafos de raios-X caracteriza-se por utilizar vários detectores dispostos de forma linear. Esta geometria é chamada de feixe em leque estreito (*narrow fan beam*). Nesta configuração, o conjunto de detectores realiza várias medidas simultaneamente. Ainda são necessários movimentos de translação e rotação para varrer toda a extensão do objeto. No entanto, devido ao uso de vários detectores, o incremento angular a cada rotação é maior, resultando em um número menor de rotações por varredura. Assim, a principal vantagem desta geometria em relação à primeira geração de tomógrafo é o seu menor tempo de coleta de dados.

A terceira geração de tomógrafos emprega vários detectores. Porém, esta configuração utiliza um número maior de detectores, de maneira a cobrir toda a seção transversal do objeto em análise. Os detectores são dispostos ao longo de um arco de circunferência com centro na fonte de raios X. A terceira geração requer apenas um movimento de rotação para a coleta de dados. Portanto, em relação à primeira e à segunda gerações, a terceira geração apresenta como principais vantagens um sistema mecânico mais simples e um menor tempo de varredura.

A quarta geração de tomógrafos de raios-X que é composta por uma circunferência de detectores, com a fonte de raios-X colocada no seu interior. Assim, basta rotacionar a fonte ao redor do objeto (ou, quando possível, deixar a fonte fixa e rotacionar apenas o objeto) para coletar os dados. Esta configuração utiliza um número muito grande de detectores.

Existem algumas variações de tomógrafos de terceira ou quarta geração. A tomografia helicoidal, também conhecida como tomografia espiral, é bastante utilizada em medicina. Nesta modalidade, a fonte de raios-X gira em torno do paciente ao mesmo tempo em que este é continuamente movimentado para dentro da abertura do tomógrafo. Deste modo, a fonte realiza um percurso helicoidal em relação ao corpo do paciente. Um algoritmo apropriado permite reconstruir uma imagem tridimensional do corpo ou objeto em estudo. A tomografia helicoidal subdivide-se em tomografia helicoidal de fatia única (*single-slice*) e tomografia helicoidal multi-fatias (*multi-slices*). Como o próprio nome sugere, enquanto a tomografia helicoidal de fatia única utiliza apenas uma linha de detectores, a tomografia helicoidal multi-fatias emprega várias linhas de detectores.

Existe, ainda, uma quinta geração de tomógrafos. Esta configuração é pouco comum e difere bastante das gerações anteriores. Nestes, não existe nenhuma parte móvel. Neles um feixe de elétrons é gerado, atingindo um alvo em forma de arco e produzindo um feixe de raios-X. A direção do feixe de elétrons é controlada por uma bobina. Assim, os elétrons varrem o alvo de um extremo a outro, produzindo raios-X em diferentes direções.

2.1.3 Reconstrução da Imagem em Tomografia por Raios X.

Os fundamentos matemáticos utilizados na reconstrução de imagens tomográficas foram implementados 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 retroprojeção, a imagem de um *phantom*. Na época, devido às dificuldades técnicas, o projeto foi considerado comercialmente inviável. 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 (COMARCK, KOEHLER, 1976).

O primeiro tomógrafo clínico foi desenvolvido por Godfrey N. Hounsfield. Em 1979, Alan Cormack e Godfrey Hounsfield receberam o prêmio Nobel de medicina pelo desenvolvimento do tomógrafo computadorizado (QUAIRIN, 2002).

Em tomografia de raios-X, a imagem interna, obtida ao final de uma reconstrução, representa a distribuição bidimensional dos coeficientes de atenuação do objeto (KAK, SLANEY, 1988). Para realizar a reconstrução de uma seção transversal, a tomografia baseia-se em medições externas ao corpo em análise. Cada tipo de tomografia utiliza uma espécie diferente de medida. A tomografia de raios-X utiliza, como informação externa, a atenuação que um feixe de raios-X sofre ao atravessar um objeto. Ao atravessar um objeto ao longo de um determinado caminho reto, um feixe monocromático obedece à Lei de Beer-Lambert. Como em um objeto real o coeficiente de atenuação varia de um ponto para outro, a atenuação sofrida por um feixe raios-X ao longo de uma trajetória não será necessariamente igual à atenuação sofrida ao longo de uma outra trajetória. Em outras palavras, o número de fótons que emergem da primeira trajetória não será necessariamente igual ao número de fótons da segunda trajetória.

A figura 2.2 mostra a seção transversal de um objeto sendo atravessada por um feixe de raios-X paralelos e projeções.

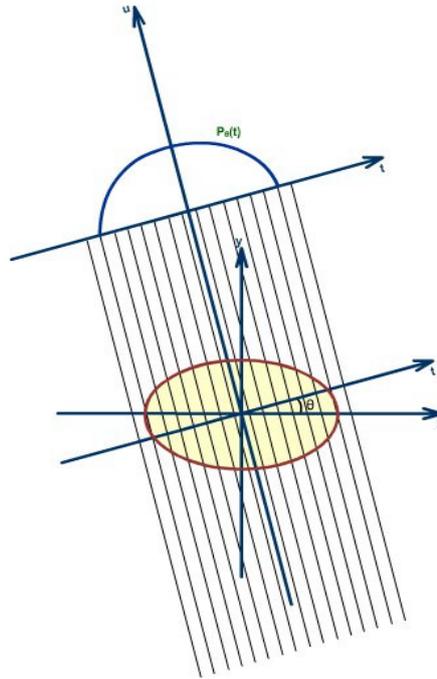


Figura 2.2: Objeto atravessado por um feixe de raio-X e projeção (QUAIRIN, 2002).

A curva $P(t)$ é denominada projeção e constitui a informação necessária para a reconstrução de uma seção transversal. O eixo t representa uma linha de detectores. Cada ponto da curva $P(t)$ é dado pela intensidade medida por cada detector. O eixo t , entretanto, pode ter uma orientação qualquer, não necessitando estar paralelo ao eixo x . A figura apresenta uma projeção $P_\theta(t)$, onde θ é o ângulo formado pelos eixos t e x . Assim, para o caso geral, uma projeção $P_\theta(t)$ é dada pela integral de linha abaixo, onde (θ, t) representa as coordenadas da trajetória percorrida por um fóton de raio X.

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (2.7)$$

$$P_\theta(t) = \int_{(\theta, t) \text{ line}} f(x, y) ds \quad (2.8)$$

O sistema de coordenadas (t, u) corresponde à rotação do par de eixos (x, y) de um ângulo θ : Utilizando a equação (2.8) e a expressão (2.7), pode-se escrever a projeção $P_\theta(t)$ da seguinte forma:

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy. \quad (2.9)$$

A expressão acima é conhecida como a Transformada de Radon da função $f(x, y)$. Outro Teorema fundamental para o método de reconstrução, por retroprojeção filtrada, é o da Projeção de Fourier, também conhecido como o Teorema da Faixa Central, que relaciona as projeções paralelas de um objeto com sua transformada de Fourier bidimensional. O Teorema da Projeção de Fourier baseia-se nas transformadas de Fourier unidimensional e bidimensional. As equações (2.10) e (2.11) apresentam as definições das transformadas de Fourier unidimensional e bidimensional, respectivamente:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-j2\pi\omega t} dt \quad (2.10)$$

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.11)$$

$f(x, y)$ representa a distribuição dos coeficientes de atenuação da seção transversal de um objeto. Tomando esta transformada para o caso particular em que $v = 0$, obtém-se a seguinte expressão:

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi ux} dx dy \quad (2.12)$$

A equação (2.12) pode ser reescrita da seguinte maneira:

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \right] \cdot e^{-j2\pi ux} dx \quad (2.13)$$

A integral entre colchetes da equação (2.13) é um caso particular da equação (2.8). A integral corresponde à projeção do objeto ao longo de linhas paralelas ao eixo y (ou seja, à projeção de ângulo $\theta=0$):

$$P_0(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \quad (2.14)$$

Portanto, $F(u, 0)$ é igual à transformada de Fourier unidimensional $S_0(x)$ da projeção $P_0(x)$:

$$F(u, 0) = S_0(x) = \int_{-\infty}^{\infty} P_0(x) e^{-j2\pi ux} dx \quad (2.15)$$

A dedução acima pode ser estendida para o caso geral, no qual calcula-se a transformada de uma projeção subtendendo um ângulo θ qualquer com o eixo x . Encontra-se então a equação (2.16), que é a forma geral do Teorema da Projeção de Fourier:

$$S_\theta(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j2\pi\omega t} dt = F(\omega, \theta) \quad (2.16)$$

A figura 2.3 ilustra o Teorema da Projeção: a transformada de Fourier unidimensional de uma projeção formando um ângulo θ com o eixo x é igual aos valores da transformada bidimensional do objeto ao longo de uma linha radial subtendendo o mesmo ângulo θ com o eixo u .

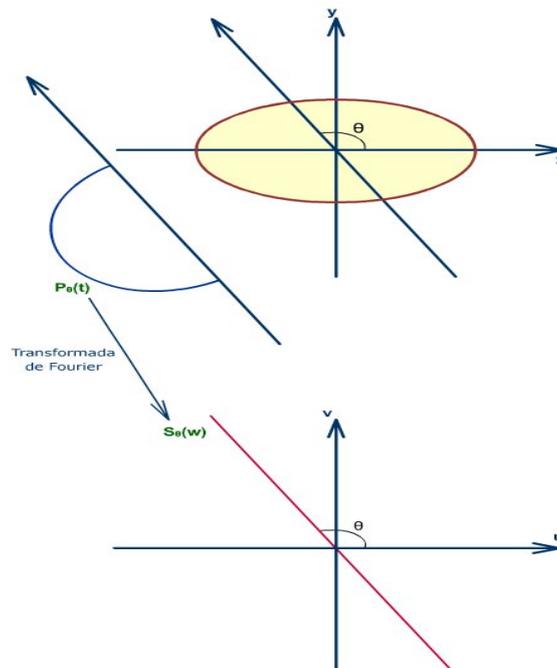


Figura 2.3: Teorema da projeção de Fourier (QUAIRIN, 2002).

Segundo o Teorema da Projeção de Fourier, a transformada de Fourier de uma projeção, que forma um ângulo θ com o eixo x , fornece os valores da transformada bidimensional do objeto ao longo de uma linha radial formando o mesmo ângulo com o eixo u . Desta forma, calculando a transformada de Fourier de um numero grande de projeções que formam vários ângulos com o eixo x , obtém-se os valores da transformada bidimensional do objeto ao longo de várias linhas radiais.

É possível obter a imagem da seção reta original a partir desta distribuição de pontos. Para isso, são necessárias duas etapas: (a) uma interpolação de forma a obter pontos distribuídos em coordenadas cartesianas e (b) a transformada bidimensional de Fourier inversa, fornecendo os valores da imagem no domínio do espaço. Este método é conhecido como reconstrução direta de Fourier. Devido à dificuldade de interpolação de coordenadas polares para coordenadas cartesianas, esta técnica de reconstrução é pouco empregada. A técnica mais conhecida e utilizada de reconstrução de imagens é a retroprojeção filtrada. Este método, que tem como fundamento o Teorema da Projeção, faz proveito de uma mudança de coordenadas dos argumentos da transformada bidimensional inversa de Fourier.

A transformada de Fourier inversa de duas dimensões é dada pela equação (2.17):

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{-j2\pi(ux+vy)} du dv. \quad (2.17)$$

de (u, v) para coordenadas polares (w, θ) :

$$u = w \cos \theta \quad (2.18)$$

$$v = w \sin \theta \quad (2.19)$$

$$du dv = w dw d\theta \quad (2.20)$$

logo:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} w dw d\theta \quad (2.21)$$

Separando os limites da integral acima de 0 até π e de π até 2π , obtém-se a equação (2.22):

$$\begin{aligned}
f(x, y) &= \int_0^\pi \int_0^\infty F(w, \theta) e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} w \, dw \, d\theta \\
&\quad + \int_0^\pi \int_0^\infty F(w, \theta + 180^\circ) e^{j2\pi w[x \cos(\theta + 180^\circ) + y \sin(\theta + 180^\circ)]} w \, dw \, d\theta
\end{aligned} \tag{2.22}$$

e, com:

$$F(w, \theta + 180^\circ) = F(-w, \theta) \tag{2.23}$$

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^\infty F(w, \theta) |w| e^{j2\pi w t} \, dw \right] d\theta \tag{2.24}$$

Simplificando com:

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta \tag{2.25}$$

temos:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^\infty S_\theta(w) |w| e^{j2\pi w t} \, dw \right] d\theta \tag{2.26}$$

esta integral pode ser escrita como:

$$f(x, y) = \int_0^\pi Q_\theta(x \cos \theta + y \sin \theta) d\theta \tag{2.27}$$

onde:

$$Q_\theta(t) = \int_{-\infty}^\infty S_\theta(w) |w| e^{j2\pi w t} \, dw \tag{2.28}$$

A equação (2.28) é a transformada inversa de Fourier do produto $S_\theta(w)|w|$. Esta multiplicação representa a filtragem da projeção $P_\theta(t)$ (cuja transformada é $S_\theta(w)$) pela função $|w|$. $Q_\theta(t)$ é denominada projeção filtrada. Este filtro é conhecido como filtro rampa ou de Ramachandran-Lakshminarayanan ou simplesmente filtro Ram-Lak. A equação (2.27) representa a operação de retroprojeção das projeções filtradas $Q_\theta(t)$. O valor de um

determinado ponto de coordenadas (x,y) da imagem original é dado pelo somatório (ou integral) dos diversos valores $Q_\theta(x\cos\theta + y\sin\theta)$ para θ variando de 0 a π . A figura 2.4 mostra o significado da contribuição de uma projeção filtrada $Q_{\theta_1}(t)$ qualquer (KAK, SLANEY, 1988)

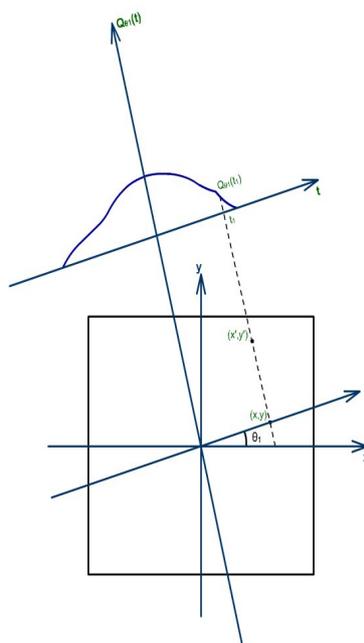


Figura 2.4: Retroprojeção para reconstrução de uma imagem (QUAIRIN, 2002).

Para o ângulo θ_1 , o valor da projeção filtrada $Q_{\theta_1}(t)$ que contribuirá para o valor final no ponto (x,y) é dado pela coordenada $t_1 = x\cos\theta_1 + y\sin\theta_1$. Para o mesmo ângulo θ_1 e o ponto (x',y') , o valor da coordenada t será o mesmo: $t'_1 = x'\cos\theta_1 + y'\sin\theta_1 = t_1$. Portanto, o valor da projeção filtrada $Q_{\theta_1}(t_1)$ é retroprojetado na região da imagem original, contribuindo para todos os pontos ao longo da reta $t = t_1$. Todos os valores de $Q_{\theta_1}(t)$ são desta maneira retroprojetado na região da imagem original. Este processo é realizado para todos os ângulos θ_i em que foram adquiridas as projeções P_{θ_i} .

Para o tomógrafo de primeira geração, se a fonte de radiação é monocromática o conjunto de projeções paralelas fornecerá uma boa aproximação para a transformada de Radon da distribuição de densidade do objeto. Em geral, o cálculo da transformada inversa de Radon é realizado usando o algoritmo de retro-projeção filtrada. A matriz da imagem resultante é normalmente apresentada em unidades CT, também conhecidas como números de Hounsfield:

$$CT(x, y) = 1000 \times \frac{\mu(x, y) - \mu_{water}}{\mu_{water}} \quad (2.29)$$

onde μ_{water} é o coeficiente de atenuação linear para fótons de determinada energia.

$$CT(x, y) \approx 1000 \times \frac{\rho(x, y) - \rho_{water}}{\rho_{water}} = 1000 \times \Delta\rho(x, y) \quad (2.30)$$

onde ρ_{water} é a densidade da água e $\Delta\rho(x, y)$ é a variação relativa à água. Isto significa que a Tomografia Computadorizada com raios-X fornece a informação sobre a distribuição espacial da variação relativa à densidade da água $\Delta\rho$ ao longo das seções de choque do corpo de um determinado paciente em unidades de 0,1%.

Na prática, porém, utiliza-se fontes de raios-X policromáticas. O espectro de energia de cada tubo de raios-X é uma função complexa da construção e do regime de operação. A taxa de atenuação varia ao longo do espectro de energia do tubo de raios-X e a maior intensidade da radiação está na região do espectro onde a contribuição do efeito Compton é pequena. Além disso, existem diferentes tipos de detectores e cada um possui características de utilização próprias que dependem da sensibilidade à energia do fóton.

Existem vários métodos para minimizar a distorção e artefatos que a policromaticidade induz à imagem tomográfica. Porém, a calibração das medidas em tomografia computadorizada de raios-X, em unidades de Hounsfield, é bastante complexa. Esta característica explica o interesse em métodos alternativos como a tomografia computadorizada por feixes de prótons.

2.2 Tomografia Computadorizada com Prótons

2.2.1 Interação do próton com a matéria

Ao atravessar a matéria os prótons não são absorvidos, mas perdem grande parte de sua energia e direção inicial em função de colisões elásticas e inelásticas com elétrons de camadas atômicas externas e núcleos dos átomos constituintes do material do alvo. Estes processos conduzem a efeitos importantes na interação de prótons com a matéria: perda de energia e

deflexão direcional e podem ser descritos pela equação cinética de Boltzmann (ZIEGLER, 1999). Pelo fato destes processos possuírem características aleatórias, ou seja, ocorrem de forma randômica, esta equação não possui solução analítica e, desta forma, a solução pode ser obtida através de simulações baseadas no método de Monte Carlo ou, de forma aproximada, através de condições de contorno que simplifiquem a equação. Por exemplo, se o espalhamento for desprezado, a equação poderia ser escrita através do **CSDA** (*Continuous Slowing Dawn Approximation*) como :

$$\frac{dN}{dr} = \frac{d(\varpi(E).N(r, E))}{dE} \quad (2.31)$$

onde $\frac{dE}{dr}$ representa a perda de energia do próton por unidade da trajetória e pode ser determinado pela fórmula de Bethe-Bloch para o *Stopping Power* (poder de freamento) do próton pela fórmula:

$$\frac{dE}{dr} = \varpi(E) = \int_0^{\omega_{\max}(E)} \omega W_{inelastic}(\omega/E) d\omega \cong 4\pi.r_e^2.m_e.c^2.\eta.F(\beta(E), \varepsilon) \quad (2.32)$$

onde:

r_e = raio do elétron

m_e = massa do elétron

c = velocidade da luz

$\beta(E)$ = velocidade relativa do próton e pode ser escrita como:

$$\beta(E) = \frac{\sqrt{E^2 + 2Em_p c^2}}{E + m_p c^2} \quad (2.33)$$

onde m_p é a massa do próton.

O fator cinemático de dimensionamento ($F(\beta, \varepsilon)$) pode, então, ser escrito como:

$$F(\beta(E), \varepsilon) = \frac{1}{\beta(E)^2} \left[\ln \left(\frac{2m_e c^2}{\varepsilon} \cdot \frac{\beta(E)^2}{1 - \beta(E)^2} \right) - \beta(E)^2 \right] \quad (2.34)$$

ainda, da equação (2.32):

η = densidade volumétrica dos elétrons, que pode ser escrito como:

$$\eta = Z \cdot n = Z \frac{N_A}{A} \rho \quad (2.35)$$

onde:

N_A = número de Avogadro

A = massa atômica

ρ = densidade do absorvedor

Considerando que a probabilidade macroscópica de uma colisão inelástica na equação (2.32), que é determinada pela microscópica secção de choque do átomo considerado, pode ser escrita como:

$$W_{inelástico} = \frac{N_A}{A} \rho \sigma_{inelástico} \quad (2.36)$$

Como a probabilidade de interação do fóton com cada átomo é pequena e independente da presença de outros átomos, no caso de misturas e compostos, os cálculos podem ser efetuados na forma:

$$W_{inelastic} = \sum_i w_i W_i \quad (2.37)$$

onde w_i é a fração de peso do (i^{th} – i-ésimo) componente atômico. No caso da água, por exemplo, o Hidrogênio entrará na equação com uma fração de peso $w_H=0.111898$, e o Oxigênio, com $w_O=0.888102$.

A equação (2.31) possui uma solução simplificada, na forma:

$$N(r, E) = \frac{N_0}{\omega(E)} \delta[R_{CSDA}(E_{in}) - R_{CSDA}(E) - r] \quad (2.38)$$

Para a faixa de energia em tomografia por feixes de prótons (10 a 250 MeV), a perda de energia média ou *Stopping Power* é bem descrito pela teoria de Bethe-Bloch. Pode-se, ainda, utilizar a equação (2.34) para determinar a energia média e a perda de energia de prótons com energia incidente E_{in} após atravessar uma espessura de um material homogêneo:

$$R_{CSDA}(E_{in}) = \int_0^{E_{in}} \frac{dE}{\omega(E)} \quad (2.39)$$

onde:

E = energia cinética inicial do próton

A perda média de energia dos prótons, após atravessarem o material do alvo, pode então ser determinada e comparada com os resultados de simulações realizadas através do método de Monte Carlo com o auxílio do *software* GEANT 4[®].

2.2.2 Materiais Biologicamente Equivalentes e a Relação Z/A

O corpo humano é constituído predominantemente de elementos atômicos leves e estáveis. 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 à 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 2.1 fornece alguns números para estimar a precisão desta hipótese:

Tabela 2.1 *SP* para prótons e coeficientes de atenuação de massa para fótons (ASSIS, YEVSEYEVA, EVSEEV *et al*, 2005):

Material:	Z/A		γ -atenuação				ϵ (Pot. Médio de ionização)		Proton SP			
			$E_\gamma=70keV$		$E_\gamma=662keV$				$E_p=10MeV$		$E_p=250MeV$	
	Relação	%	cm^2/g	%	$cm^2/g \times 10^2$	%	eV	%	$MeVcm^2/g$	%	$MeVcm^2/g$	%
Água	0.55508	100.00	0.1927	100.00	8.561	100.00	75.0	100.00	45.67	100.00	3.911	100.00
Musculo	0.55000	99.08	0.1915	99.34	8.483	99.09	74.7	99.60	45.29	99.17	3.877	99.13
A-150	0.54903	98.91	0.1887	97.92	8.465	98.88	65.1	86.80	46.37	101.53	3.932	100.54
B-100	0.52740	95.01	0.2325	120.65	8.143	95.12	85.9	114.53	42.29	92.60	3.657	93.51

A primeira conclusão dos números relativos, listados na Tabela 2.1, é que biológico-equivalentes plásticos foram perfeitamente projetados para reproduzir a relação Z/A , que define atenuação de massa no caso do espalhamento Compton (os raios γ , emitidos por uma fonte de ^{137}Cs , interagem predominantemente com a matéria através deste processo).

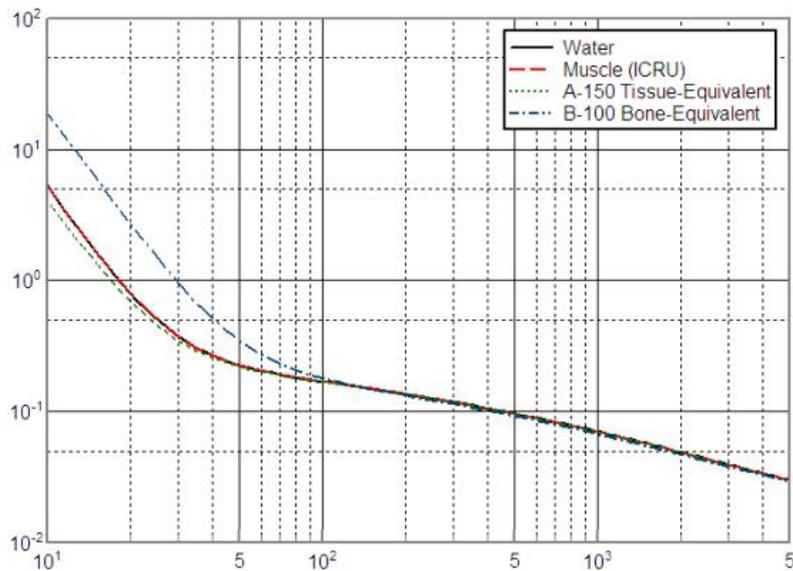


Figura 2.5: Coeficiente de absorção γ em função da energia do fóton (NOWOTNY, 1998).

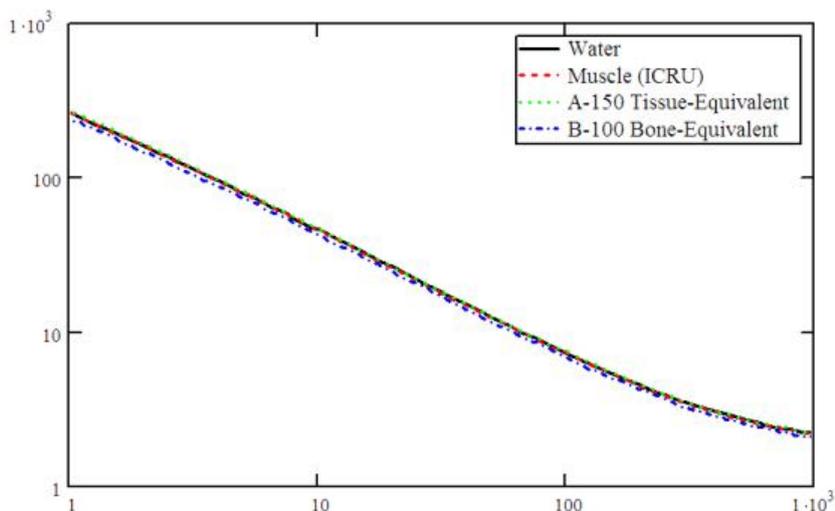


Figura 2.6: *Stopping Power (SP)* em função da energia do próton para os mesmos materiais da figura 2.5. (BERGER, COURSEY, ZUCKER, 1998).

Então, as diferenças na relação Z/A para vários materiais biológicos são realmente pequenas. Portanto, a relação μ/ρ pode ser aproximadamente tratada como uma constante independente do absorvedor. Nesta aproximação, um conjunto de projeções tomográficas paralelas dará uma boa aproximação para a transformada de Radon da distribuição de densidade do objeto $\rho(x,y)$ (WEBB, 1998) :

$$P_{\theta}(t) = \ln \frac{I_0}{I_{\theta}(t)} = \int_{L(t,\theta)} \mu(x,y) dr \cong \frac{\mu}{\rho} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(x,y) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (2.40)$$

A imagem tomográfica pode ser obtida através da transformada inversa de Radon de (2.40). Como regra, o cálculo prático é realizado usando o algoritmo de retro-projeção filtrada e a imagem da matriz resultante é, normalmente, apresentada em unidades conhecidas como “unidades CT” ou números de Hounsfield (ASSIS, YEVSEYEVA, EVSEEV *et al*, 2005):

$$CT(x,y) = 1000 \times \frac{\mu(x,y) - \mu_{Water}}{\mu_{Water}} \cong 1000 \times \frac{\rho(x,y) - \rho_{Water}}{\rho_{Water}} \quad (2.41)$$

No caso do SP do próton, a comparação dos números, listados na tabela, permite concluir que a presença do logaritmo cinemático na equação (2.34) diminui ligeiramente a precisão da aproximação discutida. 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 ocorre o oposto. Esta diferença aumenta suavemente com o decréscimo da energia do próton.

2.2.3 Conceito de Espessura Equivalente a Água

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

$$\Delta E_{\theta}(t) = E_{in} - E_{out}(t) = \int_{L(t,\theta)} \frac{dE}{dx} dr \quad (2.42)$$

Porém, uma aplicação direta da transformada inversa de Radon da perda de energia para o conjunto de projeções paralelas (2.42) será eficiente apenas se a amostra medida puder ser tratada como de espessura mínima e se a máxima perda de energia for pequena o bastante para que se possa desprezar o fator cinemático de SP , dependente da energia, no núcleo da integral (2.42). Caso contrário, haverá uma distorção global da imagem devido ao incremento do SP ao longo da trajetória do próton. O efeito é semelhante ao “endurecimento” na Tomografia Computadorizada de raios X (KAK, SLANEY, 1988) e se apresentará como um aumento suave da densidade (ao invés de redução como no caso da Tomografia Computadorizada por raios X) na parte central da imagem reconstruída, como é ilustrado pela Figura 2.7.

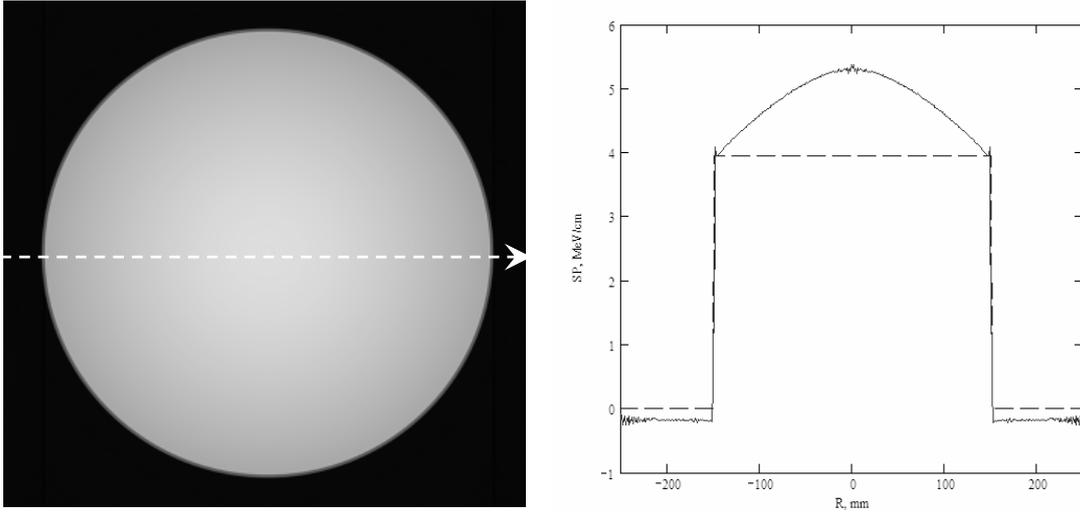


Figura 2.7: Imagem de pCT de uma amostra cilíndrica de água para $E_{in} = 250$ MeV

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:

$$L_{matter} = \frac{1}{K\eta_{matter}} \int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{matter})} \quad (2.43)$$

Por outro lado, a mesma perda de energia ocorre se os prótons atravessarem uma camada de água:

$$L_{matter} = \frac{1}{K\eta_{Water}} \int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{Water})} \quad (2.44)$$

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

$$\frac{L_{matter}}{L_{water}} = \frac{\eta_{Water}}{\eta_{matter}} \times \frac{\int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{matter})}}{\int_{E_{in}}^{E_{out}} \frac{dE}{F(\beta, \varepsilon_{Water})}} \cong \frac{\eta_{Water}}{\eta_{matter}} \quad (2.45)$$

Conseqüentemente, 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 porque:

$$L_{Water-equivalente}(t, \theta) = \frac{1}{\eta_{Water}} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \eta_{matter}(x, y) \delta(x \sin \theta + y \cos \theta - t) dx dy \quad (2.46)$$

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* (YEVSEYEVA, 2005), como:

$$L_{Water-equivalent} = \frac{\Delta R_{Water}}{\rho_{Water}} = \frac{R_{Water}(E_{in}) - R_{Water}(E_{out})}{\rho_{Water}} \quad (2.47)$$

Este conceito (*WET*) poderia ser usado tanto para o tratamento experimental da projeção como da simulação utilizando o método de Monte Carlo. No primeiro caso, os valores da reconstrução das projeções da densidade volumétrica de elétrons poderiam ser comparados aproximadamente com os números de *CT* convencional de raios X para o mesmo objeto (2.40) usando a definição (2.41):

$$CT(x, y) \approx 1000 \times \frac{\rho(x, y) - \rho_{Water}}{\rho_{Water}} \times \frac{(Z/A)_{Water} \cdot N_A}{(Z/A)_{Water} \cdot N_A} \approx 1000 \times \left[\frac{\eta(x, y)}{\eta_{Water}} - 1 \right] \quad (2.48)$$

Deve-se ressaltar que a precisão da comparação (2.48) 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 (2.45), 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 (2.45). O último depende obviamente do potencial médio de ionização ε para cada material

A Figura 2.8 ilustra o resultado da aplicação do conceito *WET* na simulação analítica das medidas de *pCT*, e adicionalmente na reconstrução da imagem.

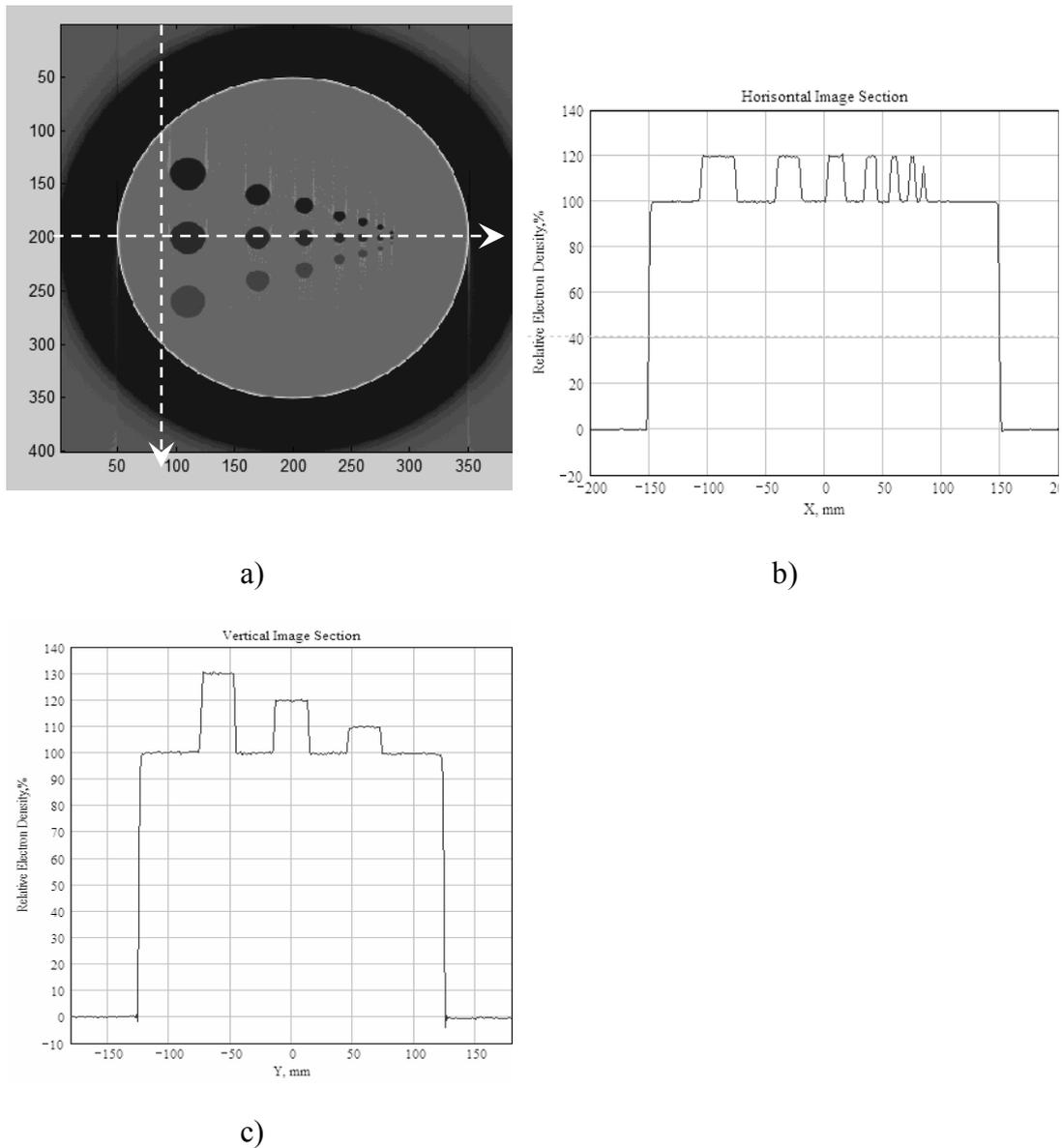


Figura 2.8: Imagem (*phantom*) obtida através da Transformada Inversa de Radon e recalculada pelo modelo *WET*.

Como esperado não há nenhuma distorção global visível na imagem de *pCT*. Os valores absolutos reconstruídos da densidade volumétrica de elétrons relativa à da água reproduzem perfeitamente os valores inseridos com a única exceção dos orifícios menores. Neste último caso a resolução espacial ainda é alta o suficiente para que estes orifícios estejam bastante visíveis, enquanto a resolução de contraste é insuficiente para reproduzir os valores absolutos com precisão. Assim, o método de obtenção da imagem de *pCT*, baseado no conceito *WET* e no algoritmo *FBP*, mostrou a habilidade potencial na reconstrução exata dos

valores absolutos da densidade volumétrica de elétrons relativa à da água ao longo da seção de choque bidimensional de um objeto não homogêneo. Na prática, porém, a precisão absoluta do método está limitada tanto pela precisão da aproximação *CSDA*, na qual o conceito *WET* está baseado, quanto pela precisão da transformada de Fourier finita, na qual é baseado o algoritmo *FBP*.

2.2.4 Perda de Energia ou “Stragglings”

O *stragglings* da energia de próton, que é totalmente ignorado pelo *CSDA*, não deve afetar significativamente a precisão do método para a reconstrução da imagem *pCT* (EVSEEV, ASSIS, YEVSEYEVA *et al*, 2005).

Variações na perda de energia são devidas a flutuações estatísticas decorrentes da interação do feixe de próton com o material do alvo. O feixe monoenergético terá uma distribuição de energia que foi inicialmente modelada por Bohr. Para perdas de energia até 20% da energia inicial, a distribuição de perda de energia é bem descrita por uma distribuição Gaussiana. Para perdas superiores a 20% da energia inicial, a fórmula de Bohr se torna imprecisa e, neste caso, que é mais importante para a tomografia computadorizada por feixes de prótons, é necessário utilizar uma teoria mais adequada como, por exemplo, o método numérico de Tschalar (KLOCK, 2004). Portanto, o espectro de energia dos prótons que saem nem sempre será Gaussiano e, por razões geométricas, o próton que atravessou a parte periférica de um objeto com uma trajetória quase tangente à superfície irá perder apenas uma pequena parte de sua energia cinética através de um número limitado de interações. O conceito estatístico do excesso de energia perdida pelo próton, no qual o *CSDA* está baseado, não é válido nesse caso. Esta situação possui contribuição muito pequena para medidas reais.

2.2.5 Espalhamento Múltiplo Coulombiano (EMC)

Quando atravessam a matéria, em função de colisões elásticas (não consideradas pelo *CSDA*) os feixes de prótons, com energia na faixa da utilizada para tomografia computadorizada, inicialmente paralelos, sofrem deflexões espaciais múltiplas. A mudança de direção do feixe sem alteração de sua energia deve ser causada principalmente pelo espalhamento do campo Coulombiano dos núcleos atômicos. O espalhamento Coulombiano é o principal fator limitador da resolução espacial da radiografia com prótons e da imagem em

tomografia computadorizada por prótons (SCHNEIDER, PEDRONI, 1994). No trabalho, (EVSEEV, KLOCK, SCHELIN *et al.*, 2004) é investigado, através de simulação em GEANT 4, a influência do EMC na resolução espacial e comprova que o registro próton-a-próton das coordenadas de entrada e de saída, através de sensores de posição adequados, pode melhorar significativamente a resolução espacial através do cálculo do caminho mais provável (CMP) de cada próton.

As variações da energia final dos prótons devido ao Espalhamento Múltiplo Coulombiano, são muito pequenas quando comparadas com variações estatísticas da perda de energia de ionização. Esta afirmação não condiz com a verdade na região do Pico de Bragg, mas, esta região, não é importante do ponto de vista da tomografia por prótons (*pCT*). Por este motivo, para a aplicação em *pCT*, os efeitos do Espalhamento Múltiplo Coulombiano nos cálculos da perda de energia dos prótons não serão considerados. No entanto, as simulações utilizando o método de Monte Carlo, que incluem o espalhamento Coulombiano, podem ser empregadas para análises adicionais.

De forma geral, então, pode-se afirmar que em relação à resolução em densidade, na tomografia por prótons, a perda de energia (*straggling*) seria o processo físico limitante enquanto o espalhamento múltiplo Coulombiano (EMC) limitaria a resolução espacial. Outro fenômeno importante é a interação com o núcleo dos átomos alvo. Esta possibilidade é pequena (devido à seção de choque), mas pode acarretar grande perda de energia e deflexão. A probabilidade de interações nucleares inelásticas, na faixa de energia considerada para tomografia computadorizada por prótons, torna-se significativa para valores superiores a 10 MeV. Interações nucleares resultam em redução da transmissão dos prótons em relação à espessura do objeto atravessado e este fato pode acarretar contribuição indesejada de dose. A capacidade de um meio de diminuir a energia cinética de uma partícula carregada é descrita pela energia média perdida por unidade de comprimento da trajetória. Assim, o alcance dos prótons é controlado pelo *stopping power* integrado nos tecidos ao longo da trajetória do feixe de prótons.

2.3 Terapia do Câncer com Feixe de Prótons

O princípio em que se baseia o tratamento por feixes de prótons é o mesmo de qualquer radiação ionizante (MEIKLE, 2003). No entanto, a técnica possui características que a torna altamente precisa e segura, pois, em função da forma como interage com a matéria, é possível irradiar o “alvo” de forma precisa direcionando a maior parte da energia da radiação diretamente sobre o tumor em tratamento, sem afetar tecidos vizinhos. A terapia por radiação com prótons poupa tecido saudável e permite doses maiores em tumores, comparativamente com a terapia de radiação convencional (YOCK, TARBELL, 2004). Isto é possível devido à característica da curva dose versus profundidade para prótons: uma dose de entrada relativamente baixa é seguida de um pico de alta dose, o pico de Bragg ou “*Bragg-peak*”, que pode ser posicionado exatamente sobre tumor. Após o pico de Bragg a dose cai muito acentuadamente, isto é, de 90% a 20% dentro de uns poucos milímetros. A terapia de radiação com prótons requer, portanto, um exato posicionamento do pico de Bragg em relação ao paciente (CHEN, SINGH, CASTRO, 1979). A figura 2.9 mostra o comportamento do Pico de Bragg para prótons em relação aos raios X

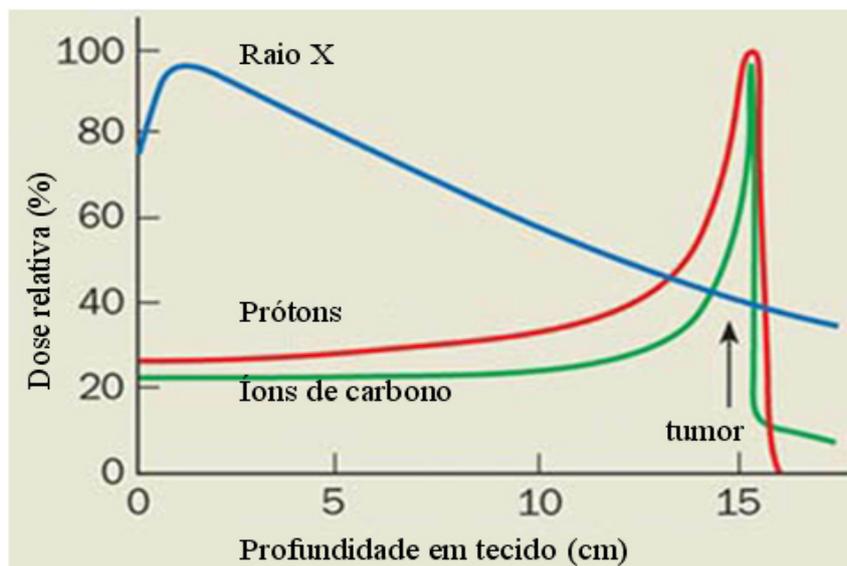


Figura 2.9: Comparação de dose relativa depositada ao longo da profundidade para as radiações X (fótons), prótons e íons de carbono.

Na figura 2.10, pode-se observar a posição do Pico de Bragg para feixes com diferentes energias.

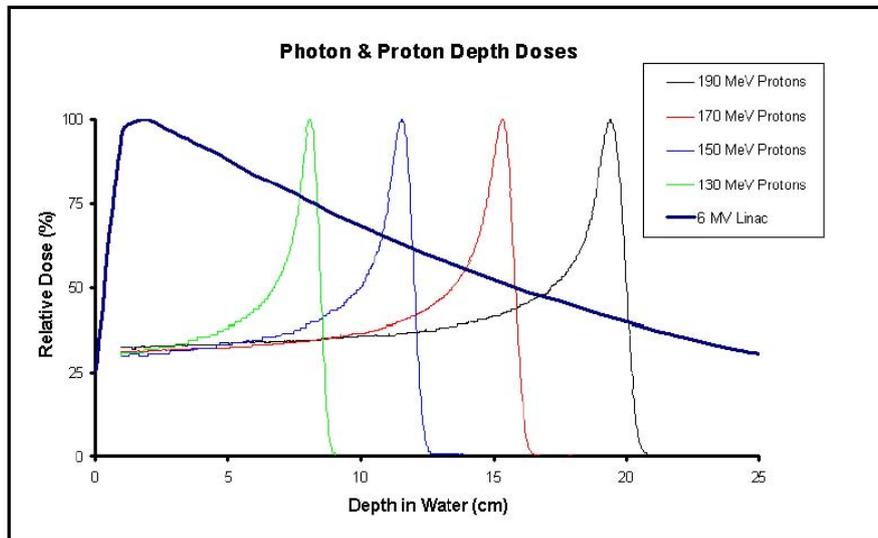


Figura 2.10: Posição do Pico de Bragg em função da energia (HARVARD MEDICAL SCHOOL, 2005)

Na figura 2.11 observa-se a característica de um feixe de prótons quanto ao ajuste de profundidade e posicionamento em relação ao alvo.

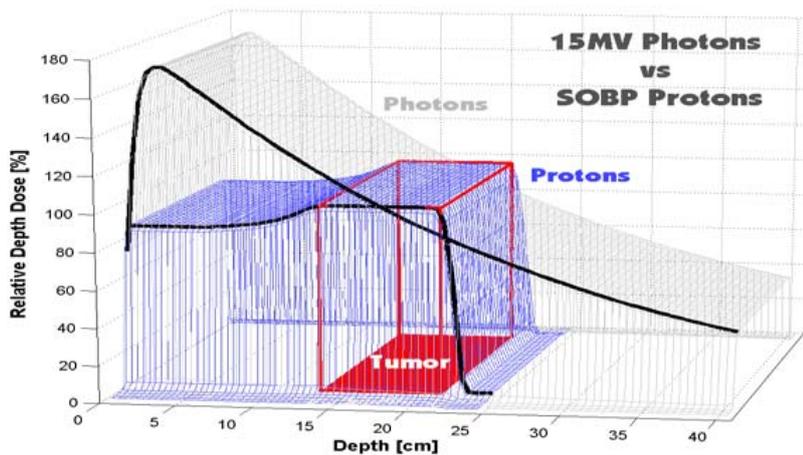


Figura 2.11: Feixe de prótons em relação ao alvo (HARVARD MEDICAL SCHOOL, 2005)

Na figura 2.12 observa-se, esquematicamente, as principais diferenças entre a distribuição de dose ao se irradiar com feixes de prótons e de raios X. Percebe-se, claramente, que com feixes de prótons os tecidos saudáveis vizinhos ao “alvo” são poupados permitindo, desta forma, doses maiores comparativamente com a terapia de radiação convencional.

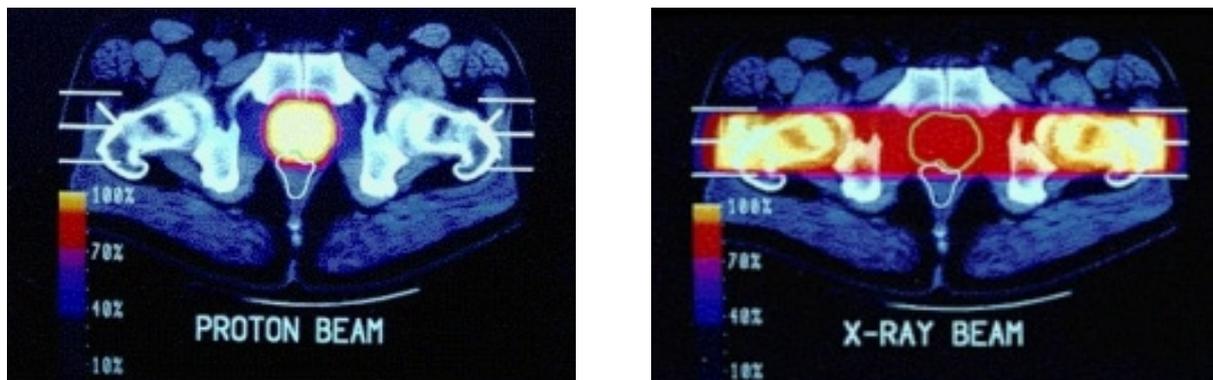


Figura 2.12: Distribuição de dose em *pCT* e *CT* convencional (LLUMC, 2005)

Deve-se saber, no entanto, que o sucesso da terapia por feixe de prótons requer, inicialmente, a identificação precisa da posição do tumor através da visualização do mesmo. Nos centros de tratamento por prótons esta identificação é realizada, normalmente, através de tomografia computadorizada com raios-X, como visto na figura 2.13.

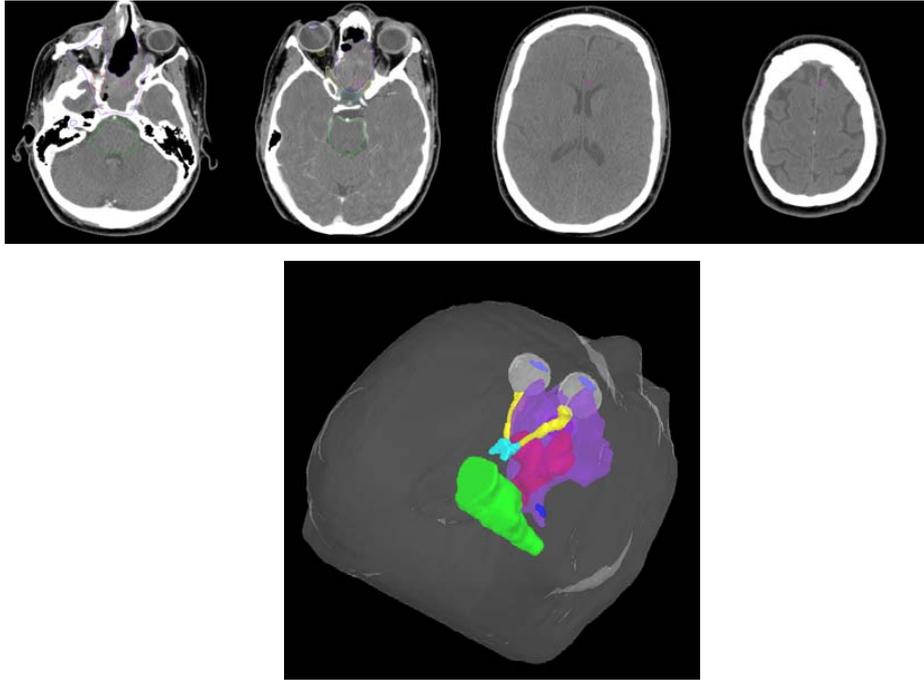


Figura 2.13: Identificação da posição do tumor (HARVARD MEDICAL SCHOOL, 2005)

Em seguida, deve-se planejar criteriosamente os procedimentos para o tratamento e, finalmente, o paciente deve ser posicionado precisamente, em geral, de forma indireta, pois a visualização direta da anatomia do paciente é praticamente impossível (LLUMC, 2005). Na figura 2.14, pode-se verificar um exemplo de procedimento para o planejamento de um tratamento radioterápico com prótons.

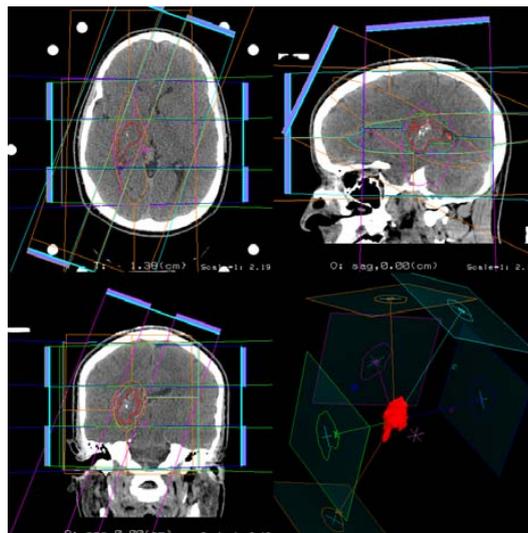


Figura 2.14: Planejamento para tratamento com feixe de prótons (HARVARD MEDICAL SCHOOL, 2005)

O uso de imagens de CT de raios-X para planejamento de tratamento com prótons ignora diferenças fundamentais nos processos de interação física entre fótons e prótons e é, portanto, inerentemente impreciso. A incerteza resultante pode induzir a erros de posicionamento que podem chegar a mais de um centímetro, dependendo da região anatômica tratada (CHEN, SINGH, CASTRO *et al*, 1979). Nas figuras 2.15 e 2.16, pode-se observar de forma comparativa a variação do nível de dose em um plano de tratamento radioterápico com fótons e feixes de prótons.

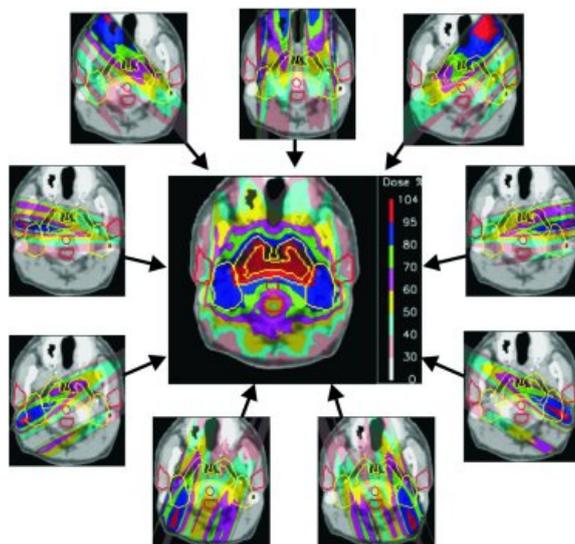


Figura 2.15: Plano de tratamento com fótons (PEDRONI, 2005)

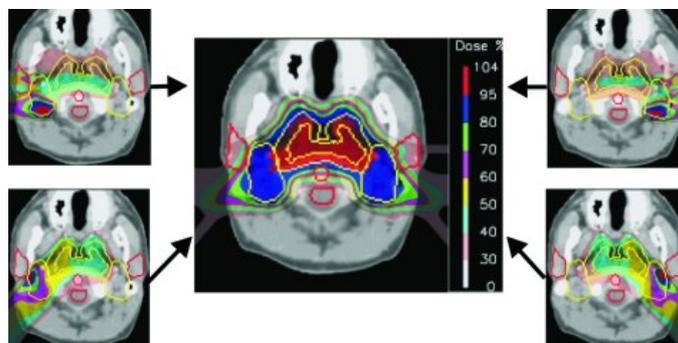


Figura 2.16: Plano de tratamento com prótons (PEDRONI, 2005)

2.4 Visualização, Planejamento, Posicionamento do Paciente e Tratamento com Feixe de Prótons

Considerando o exposto, a solução otimizada consistiria em implementar as etapas de visualização, planejamento do tratamento e posicionamento do paciente através da utilização do mesmo feixe de prótons. No entanto, a técnica tomográfica por feixes de prótons não está disponível e não existem dados conclusivos que garantam que o custo em termos de dose no paciente, em relação a técnicas convencionais, seja compensador.

Publicações da década de 60 demonstraram que é possível, com a utilização de feixes de prótons, a obtenção de imagens radiográficas com contraste muito superior as radiografias com raios-X (KOEHLER, 1960). Desde então, inúmeras publicações envolvendo radiografia com partículas carregadas foram disponibilizadas e observou-se o interesse da aplicação da técnica para tomografia computadorizada com prótons. Na década de 80, pesquisas constataram que o método proporcionava um considerável ganho em termos de dose. Na mesma época, pesquisa realizada no LAMPF (*Los Alamos Meson Physics Facility*) concluiu que a tomografia computadorizada com prótons e a tomografia computadorizada de raios X produzem como resultado imagens similares sendo que a vantagem da técnica com prótons é a melhor utilização da dose. Porém, naquele momento, devido ao conhecimento limitado em terapia com prótons e de restrições tecnológicas, como falta de *gantries* giratórios e capacidade de processamento, observou-se uma concentração de esforços no desenvolvimento e melhoria dos *scanners* tomográficos por raios-X em detrimento ao tomógrafo por prótons.

Nos anos 90, com o desenvolvimento de *gantries* de prótons, inicialmente no LLUMC (Centro Médico da Universidade de Loma Linda), e o aumento da capacidade de processamento, muitos obstáculos para o desenvolvimento de *pCTs* foram superados. Durante os últimos anos, com a criação dos centros de terapia por próton em várias partes do mundo, equipados com aceleradores para uso médico, o interesse pelo *pCT* aumentou ao vislumbrar-se a possibilidade de aplicação do método, em escala comercial, como ferramenta para controle de qualidade na terapia com prótons. Atualmente, a tomografia convencional, por raios-X, tem sido usado para o planejamento do tratamento com prótons, o que envolve a conversão de medidas de atenuação de fótons em *stopping power* usando curvas de calibração (HANSON, BRADBURY, CANNON, 1982). A precisão das curvas de calibração é um dos principais fatores limitantes que determinam a precisão dos cálculos de alcance de prótons para o planejamento de tratamento. Medidas diretas de distribuição de *stopping power* de prótons com *pCT* têm o potencial de melhorar a precisão da predição da posição do pico de

Bragg e é, portanto, de grande importância para planejamento preciso de tratamento de radiação com prótons. Imagens de CT convencional obtém seus contrastes de tecido através das diferenças de atenuação de fótons à medida que passam através do corpo. Essa atenuação é proporcional ao quadrado do número atômico médio, Z , dos tecidos atravessados. Ossos, consistindo principalmente de cálcio de número atômico alto, são relativamente fáceis de distinguir em relação a tecidos moles. Por outro lado, a composição da maioria dos tumores é muito similar a tecidos moles normais e suas fronteiras são, portanto, difíceis de delinear. Portanto, a visualização de tumores é normalmente realizada por injeção intravenosa de meios de contraste de alto Z , que se acumulam em alguns, mas não em todos os tumores e interferem na conversão de valores de CT para *stopping power*, comprometendo ainda mais a precisão de cálculos de alcance de prótons.

Por meio de *pCT* é possível detectar diferenças sutis na densidade dos tecidos da trajetória do feixe. O tecido de tumor tem tipicamente uma maior densidade do que os tecidos normais adjacentes, e, portanto pode ser possível, em muitos casos, detectar os limites do tumor em imagens *pCT* obtidas para planejamento de tratamento sem a necessidade de se injetar meio contrastante. Além do uso do *pCT* para o planejamento de tratamento, ele poderia ser usado também para verificar a precisão da dose depositada diariamente. As imagens de *pCT* poderiam então ser utilizadas para verificar o correto posicionamento do paciente em relação ao feixe de prótons e detectar variações na anatomia do paciente durante o desenvolvimento do tratamento; por exemplo, devido a redução de volume do tumor e perda ou ganho de peso corporal.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

3.1 MATERIAIS E INFRA-ESTRUTURA

3.1.1 Materiais e infra-estrutura

Cada instituição envolvida no projeto contribuiu, dentro de suas capacidades específicas, com parte da infra-estrutura necessária para viabilização do mesmo. As referidas instituições e contribuições são relacionadas abaixo:

1. O Instituto Politécnico da Universidade do Rio de Janeiro que possui experiência prática em modelagem computacional de fenômenos físicos complexos e infra-estrutura computacional altamente desenvolvida (<http://www.uerj.br/>)
2. A Universidade Tecnológica Federal do Paraná, possui um laboratório de Tomografia Computadorizada equipado com tomógrafos de Raios X e experiência no desenvolvimento de algoritmos para reconstrução de imagens tomográficas e tecnologia para construção de sistemas mecânicos e controle de tomógrafos (<http://www.utfpr.edu.br/>);
3. O Laboratório de Instrumentação Nuclear da Universidade Federal do Rio de Janeiro que possui ampla experiência na elaboração de mini sistemas de tomografia e infra-estrutura na área de instrumentação e sistemas de aquisição (<http://www.coppe.ufrj.br/>);
4. A atividade experimental com feixe de prótons foi desenvolvida no acelerador CV-28 do IEN/CNEM no Rio de Janeiro. O mini sistema de tomografia foi instalado na linha de feixe número 3 em uma câmara de espalhamento ORTEC (<http://www.iem.gov.br/>).

3.1.2 Hardware e Software

O *software* GEANT 4 e SRIM 2003 são as ferramentas básicas para a etapa de modelagem e simulação dos fenômenos com feixe de prótons. Estes códigos foram instalados em plataforma PC. Em relação ao sistema mecânico, foi utilizado um controlador lógico programável Siemens modelo S7200[®], motores de passo de baixa potência, *drivers* para motor de passo e *software* de programação Step 7 Siemens[®]. O controle de posição deve ser implementado com sensores indutivos convencionais. Para análise dos espectros foi utilizado o *software* GENIE 2000.

O detector a ser utilizado é do tipo semicondutor, Si(Li) (*detector L-Series Room-Temperature Lithium-Drifted Detectors*), por ser eficiente para o nível de energia a ser empregado e o sistema de aquisição de dados, existente no IEN/CNEN, é ORTEC[®].

3.1.3 Acelerador Ciclotron CV-28 IEN/CNEN

O arranjo experimental foi instalado na câmara de espalhamento ORTEC existente no acelerador CV-28 do IEN/CNEN. A barra suporte, no interior da câmara, foi usado para a montagem do sistema mecânico.

3.1.4 Colimadores

Foram produzidos colimadores em alumínio, com diâmetro da abertura central variando de 0,2 a 1,0 mm. A finalidade foi barrar partículas secundárias que alcancem o *phantom* e o detector Si(Li) interferindo na leitura da energia do feixe principal.

3.1.5 Amostra (*phantom*)

A baixa energia dos prótons em CV-28 restringe o projeto das amostras (*phantom*) em relação à dimensão. Por este motivo, a amostra a ser utilizada foi um tubo de vidro de 5 (cinco) milímetros de diâmetro. Assim, um tubo fino com solução de amostra biológica será utilizado para os testes em um estágio inicial. Pela variação da densidade da solução a resolução de contraste pode ser testada. As amostras (*phantoms*) mais sofisticadas serão implementadas com base nos resultados dos testes.

3.2 DESENVOLVIMENTO

3.2.1 Introdução

Encontra-se em andamento no Centro Médico da Universidade de Loma Linda (LLUMC), Califórnia / Estados Unidos, pesquisas com o objetivo de desenvolver a técnica de tomografia por feixes de prótons de alta energia. O objetivo é comprovar a viabilidade de sua aplicação nas etapas preliminares à terapia por prótons e suas vantagens em relação à tomografia por raios-X convencional (SCHULTE, BASHKIROV, LI, 2004). Para este desenvolvimento, foi necessária uma etapa de testes preliminares, baseados em simulações através do *software* GEANT 4, que serviu como suporte ao projeto e implementação do protótipo experimental de um *scanner* tomográfico e sistemas de captura e tratamento de sinais.

No Brasil, um arranjo experimental, similar ao de Loma Linda, foi proposto por especialistas da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UFTPR), Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ/COOPE), Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ) e Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) (EVSEEV, KLOCK, SCHELIN *et al*, 2004). O acelerador utilizado foi o ciclotron CV-28 do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), no Rio de Janeiro, que possui como principal característica energia na faixa de 24 MeV, ou seja, baixa energia em relação ao acelerador de Loma Linda que possui energia na faixa de 250 MeV. Foi necessário, então, com base em simulações através dos *softwares* SRIM e GEANT 4, comprovar a viabilidade física da reprodução no Brasil, com feixe de baixa energia. Em seguida, ainda com o suporte dos resultados das simulações, desenvolveu-se o projeto do arranjo experimental (*setup*), instalado no CV-28, e a metodologia para a realização da etapa experimental e validação dos resultados obtidos.

3.2.2 Desenvolvimento do Protótipo em Loma Linda (LLUMC)

Na primeira etapa, através do método de Monte Carlo e do *software* GEANT 4, estudou-se a influência dos fatores físicos no desempenho geral da tomografia por feixes de prótons *pCT*. Esta pesquisa preliminar foi utilizada como suporte ao projeto do arranjo experimental a ser utilizado em Loma Linda. O código GEANT 4 permite a incorporação de outros códigos para o tratamento de interações nucleares, enquanto que o transporte de prótons é realizado pelo próprio GEANT 4. O objetivo é que através de comparações feitas

entre previsões teóricas e resultados experimentais obtenha-se respostas às seguintes questões:

1. Qual é a dependência da resolução espacial e densidade com a energia de próton incidente?
2. Qual resolução espacial e densidade pode ser alcançada com *pCT* para um tempo de aquisição de dados razoável ?
3. Quanto as medidas adicionais de ângulos de entrada e saída dos prótons melhorariam a resolução espacial do *pCT* ?
4. Qual seria a dose típica a um paciente que faz uma *pCT* ?

Os primeiros resultados, em nível de simulação, foram obtidos utilizando o código GEANT 4 para um feixe de prótons paralelo com energia de 200MeV aplicados a uma amostra (*phantom*) cilíndrica de alumínio de 50mm de diâmetro externo e um conjunto de furos com diâmetro na faixa de 4mm a 0,5mm, conforme figura 3.1. Durante a simulação o *phantom* pode ser rotacionado em torno do eixo Z e as coordenadas X e Y dos furos puderam ser sincronizadamente modificadas (KLOCK, 2004).

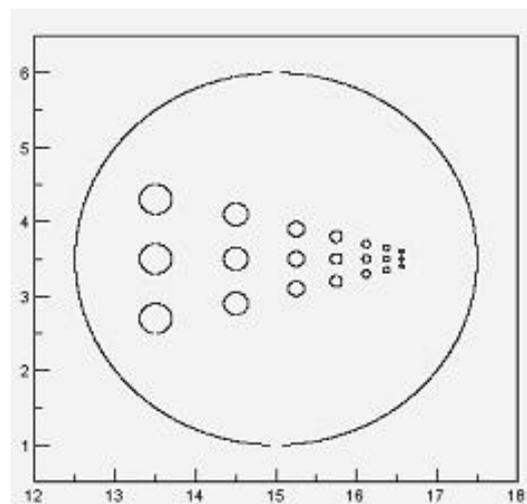


Figura 3.1: Imagem do *phantom* de (LLUMC, 2004)

A figura 3.2 mostra a geometria da organização experimental do simulador. A largura do feixe de prótons inicial foi planejada para possuir 7 cm ao longo da coordenada t e largura desprezível na direção v e foi centralizada em $t=v=3,5$ cm. Os prótons foram propagados na direção da coordenada u . O uso de detectores de micro tiras de silício com resolução espacial infinita foi assumido como uma ferramenta experimental hipotética para fixar as coordenadas ao plano tv , situado simetricamente a $u=0$ cm e $u=30$ cm, para um determinado ângulo de rotação da amostra (*phantom*). A interação do próton com o ar foi desprezada.

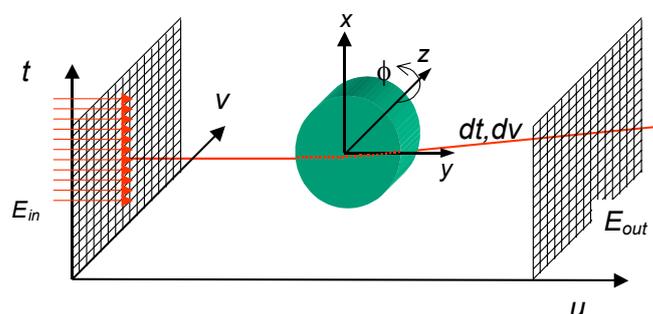


Figura 3.2: Geometria da organização experimental do simulador (LLUMC, 2004)

Para reconstruir uma imagem tomográfica bidimensional de uma amostra (*phantom*) do simulador de dados GEANT 4 o chamado “método da retroprojeção filtrada” foi utilizado. As imagens de pCT foram reconstruídas em escala de 0 - 255 tons de cinza usando filtro ideal (KAK, SLANEY, 1988) na matriz 350×350 pixels. O uso de apenas uma coordenada inicial t resultou na imagem da figura 3.3.

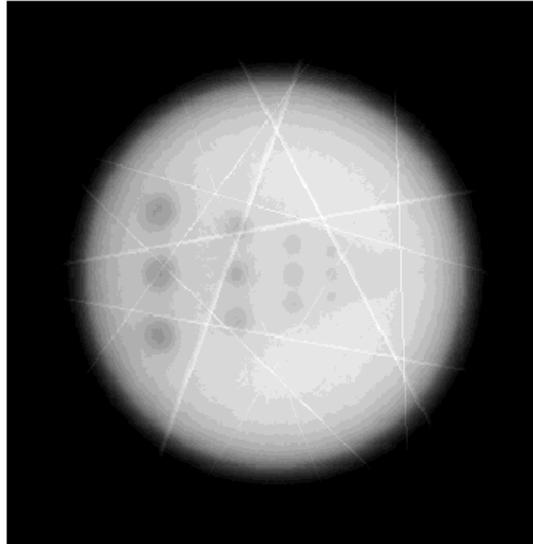


Figura 3.3: Imagem gerada na simulação (LLUMC, 2004)

A imagem de *pCT* com razoável melhora de contraste e resolução espacial, conforme a figura 3.4, foi alcançada quando as coordenadas iniciais e finais foram aproximadas por uma linha direta de passagem do próton pelo *phantom*. A imagem ilustra o efeito, esperado, de uma correção do EMC (Espalhamento Múltiplo Coulombiano). O sucesso da confirmação da capacidade de aproximação de linha direta para melhorar a resolução espacial das imagens de *pCT* sugere a possibilidade de utilização do esquema de feixe em cone para o *pCT*.

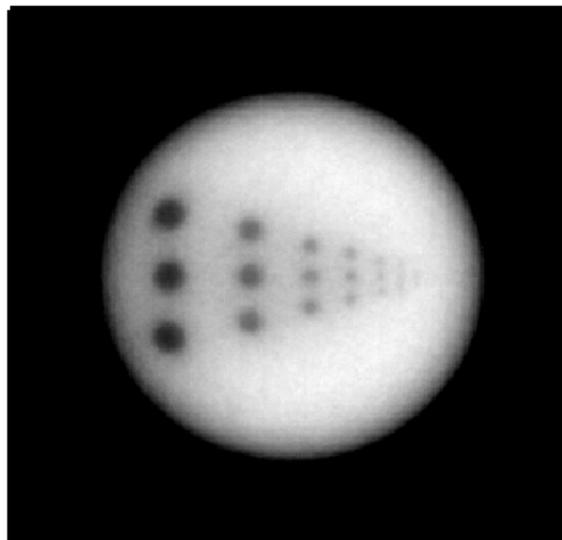


Figura 3.4: Imagem em pCT do *phantom* com correção (LLUMC, 2004)

A segunda etapa do trabalho experimental consiste em implementar um *pCT*, conforme proposto na figura 3.5. O sistema utiliza feixe de prótons que pode penetrar o objeto do qual se quer fazer a imagem. O feixe deve ser fornecido por um dos *gantries* rotativos de prótons do *LLUMC*. Ele será alargado usando folhas de espalhamento existentes na linha de feixe de prótons para formar um cone em três dimensões cobrindo o volume de interesse.

A posição dos prótons que passam através do objeto será detectada por um sistema de detectores de micro tiras de silício (*silicon microstrip*) posicionados à frente e atrás do objeto. Para a reconstrução da trajetória do próton, será necessário medir o ponto de entrada no lado mais próximo e também o ponto de saída do lado mais distante do objeto. Usando um segundo conjunto de detectores pode-se, também, determinar o ângulo de espalhamento do próton transmitido e seu deslocamento lateral da trajetória original.

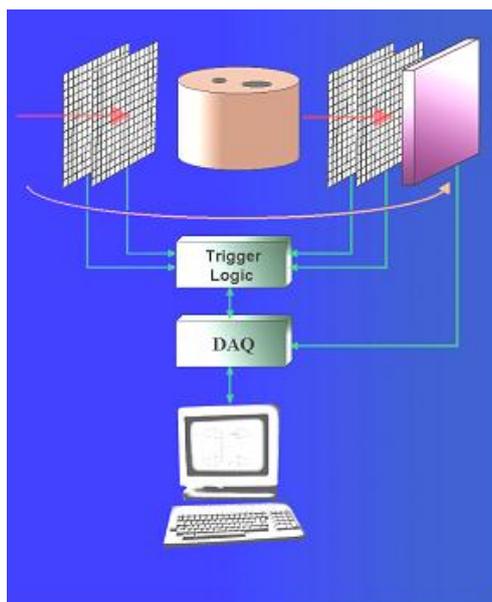


Figura 3.5: Aproximação conceitual do *pCT* de (LLUMC, 2004)

Um sistema dedicado de referência (*trigger*) identifica prótons primários que passam através do paciente e suprime eventos de *background*. Prótons que são somente detectados nos detectores da frente, mas não nos detectores atrás do paciente, indicam a perda de prótons devido a reações nucleares inelásticas. A distribuição da perda de energia integral, ângulos de espalhamento, deslocamentos laterais e probabilidades de interação nuclear irão fornecer

informações úteis relativas à densidade e composição atômica do volume do qual se quer fazer a imagem.

A instalação do sistema descrito em um *gantry* giratório de prótons permitirá a captura de radiografias de projeção de prótons de muitos ângulos de projeção. Essa informação pode, então, ser utilizada para reconstruir um mapa 3D mostrando propriedades físicas relevantes para o planejamento de tratamento com prótons.

3.2.3 Desenvolvimento do Protótipo Experimental no Brasil

Paralelamente ao exposto anteriormente, avaliou-se a possibilidade de implementar, utilizando a mesma metodologia do projeto da *LLUMC*, o trabalho experimental também no Brasil. A opção que se mostrou viável foi a utilização do acelerador CV-28 do IEN/CNEN no Rio de Janeiro. O CV-28 fornece energia na faixa de 25 MeV e necessita da construção de um arranjo experimental que permita a movimentação (translação e rotação) precisa da amostra/alvo, colimação do feixe de prótons, detecção do feixe na saída da amostra e aquisição e tratamento dos sinais do detector. Contando com a infra-estrutura descrita, poderá ser avaliado, comparativamente com as pesquisa em *LLUMC*, o efeito do nível de energia em tomografia por prótons e, principalmente, estará sendo implementado no Brasil o primeiro tomógrafo de prótons da América Latina.

O *software* GEANT 4 foi utilizado para a etapa de modelagem computacional do comportamento do feixe de prótons passando por uma amostra biológica absorvedora. Em adição ao programa GEANT 4, o SRIM/TRIM 2003 será utilizado para simulação e calculo de parâmetros de saída do feixe de próton. Na figura 3.6, é apresentada a tela principal do *software* SRIM/TRIM.

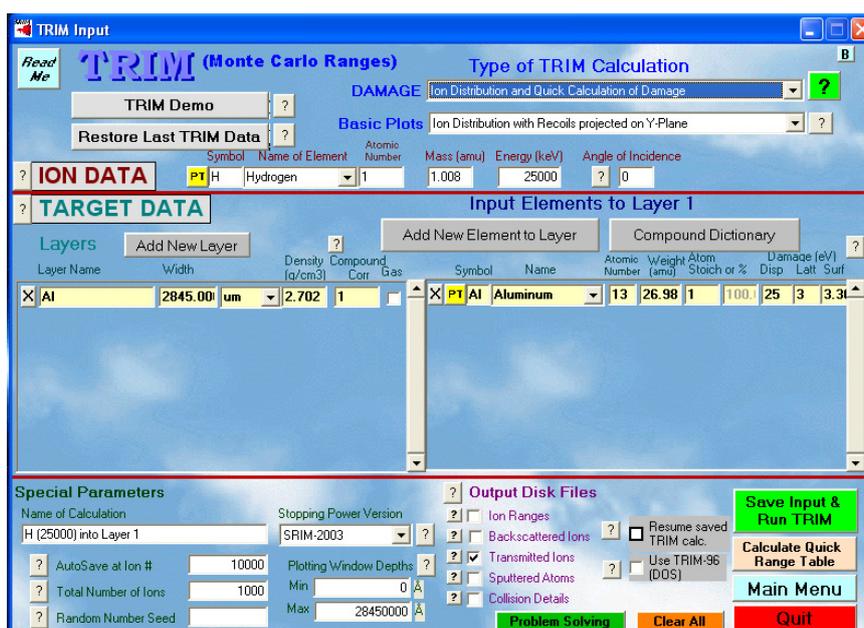


Figura 3.6: Tela principal do *software* SRIM 2003

Na figura 3.7 é apresentada a tela de simulação do SRIM.

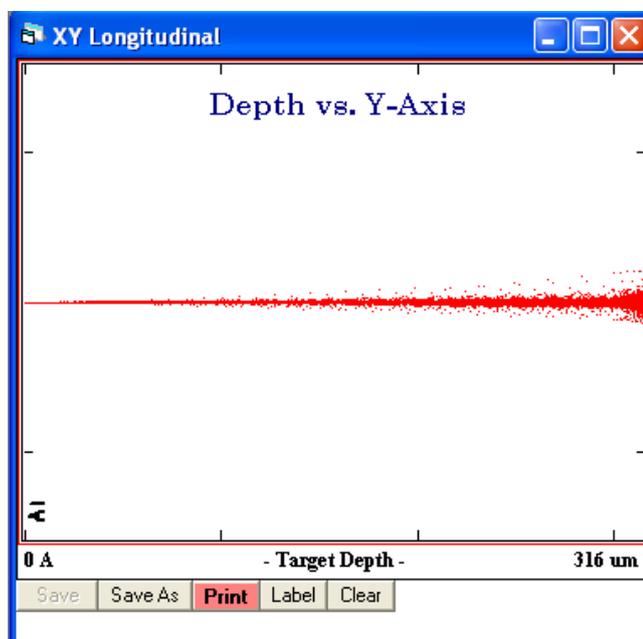


Figura 3.7: Tela de simulação do SRIM

As simulações preliminares devem ser implementadas utilizando o código SRIM 2003 para um tomógrafo de primeira geração. Um tubo de vidro de diâmetro externo 5 mm,

preenchido com água, com eixo central de polietileno com diâmetro de 1 mm deverá ser utilizado como padrão para a amostra da simulação. A amostra deverá ser irradiada, virtualmente, em direções variando de 360° com um feixe monocromático com energia do próton fixada em 25MeV. O objetivo é a geração, através do SRIM, das projeções paralelas de comprimento 10 mm, que deverão ser geradas através de 26 pontos. As distribuições angulares de energia dos prótons na saída serão fixas no plano perpendicular à direção inicial do feixe e situados a uma determinada distância atrás da amostra.

Dentro do arranjo experimental, o desenvolvimento e implementação de um sistema mecânico de precisão (mini *scanner* tomográfico) deve ser fundamentado nas condições de alto vácuo da câmara de espalhamento do CV-28, ou seja, as características dos motores, mancais, guias, sistemas de transmissão e lubrificação devem ser especialmente adaptadas às condições de operação. Quanto ao controle, devido à alta flexibilidade e possibilidade de futura integração com o sistema de supervisão e/ou de captura e reconstrução de imagem, deve-se utilizar um controlador lógico programável, padrão OPC (*OLE for Process Control server*), comercial e motores de micro passo de baixa potência, que exigirá o projeto e a construção de *drivers* específicos. O controle de posição deve ser implementado com sensores indutivos convencionais. É importante salientar que o padrão OPC UA, que servirá como suporte para o sistema de controle, permitirá a integração do sistema de controle e aquisição de dados do mini tomógrafo via internet, em tempo real, em uma arquitetura cliente servidor. Estas características deverão viabilizar o acesso remoto ao *setup* experimental, a nível de controle e aquisição, e a utilização do mesmo como um recurso dentro de uma estrutura colaborativa orientada a objeto. O detector a ser utilizado deve ser do tipo semiconductor, Si (Li) (*detector L-Series Room-Temperature Lithium-Drifted Detectors*), por ser eficiente para o nível de energia a ser empregado e o sistema de aquisição de dados, existente no IEN/CNEM, ORTEC® deverá ser adaptado de forma a atender as características do arranjo experimental.

Na figura 3.8, pode-se observar a sala de experimento número três do acelerador CV 28 do IEN / CNEN, onde foi instalado o dispositivo tomográfico experimental.

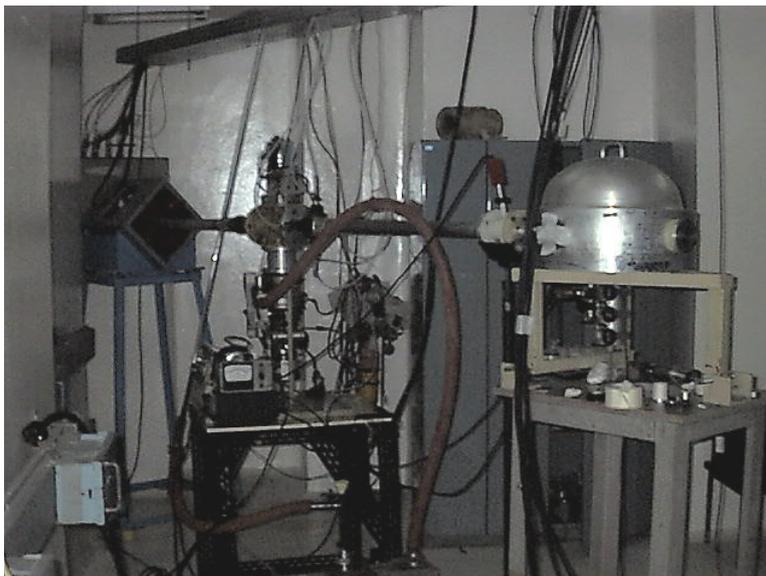


Figura 3.8: Câmara de espalhamento CV-28 IEN/CNEN

O uso de um feixe “direto” pode ser uma tarefa difícil. A alternativa é a utilização de feixe espalhado. O arranjo experimental permitirá a utilização de feixes direto e espalhado para ajustar o fluxo de intensidade.

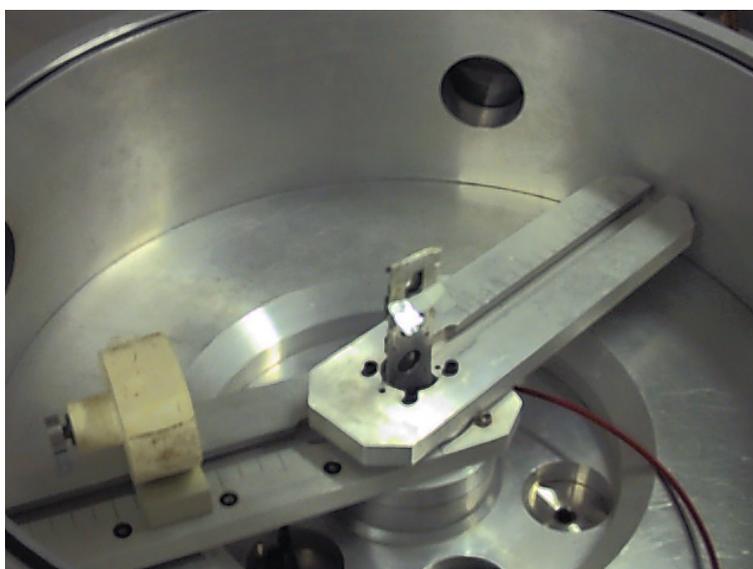


Figura 3.9: Detalhes da Câmara de Espalhamento

A figura 3.9, mostra a câmara de alto vácuo onde foi montado o mecanismo experimental. Um *phantom* foi fixado na plataforma, situado ao meio da barra. O motor de

passo proverá a plataforma de movimentos precisos de translação na direção perpendicular ao plano da figura e rotação ao redor do eixo vertical. A baixa energia dos prótons no acelerador CV-28 restringe o projeto da amostra (*phantom*) em relação à dimensão. Por este motivo, a amostra utilizada possuía poucos milímetros de diâmetro. Assim, um fino tubo com solução de amostra biológica foi utilizado para os testes em um estágio inicial. Pela variação da densidade da solução, a resolução de contraste do método *pCT* poderá ser testado. Em adição, o problema de calibração de dados em *pCT* foi estudado. Os colimadores foram feitos em alumínio, em função das características de ativação dos elementos químicos, com diâmetro da abertura central variando de 0,2 a 1,0 mm, e tiveram como objetivo barrar partículas secundárias que alcancem o *phantom* e o detector Si(Li), interferindo na leitura da energia do feixe principal.

Na figura 3.10 é mostrado o esquema conceitual do projeto experimental de tomografia por feixe de prótons (*pCT*). Observa-se a disposição dos componentes que formam o protótipo (KLOCK, 2004).

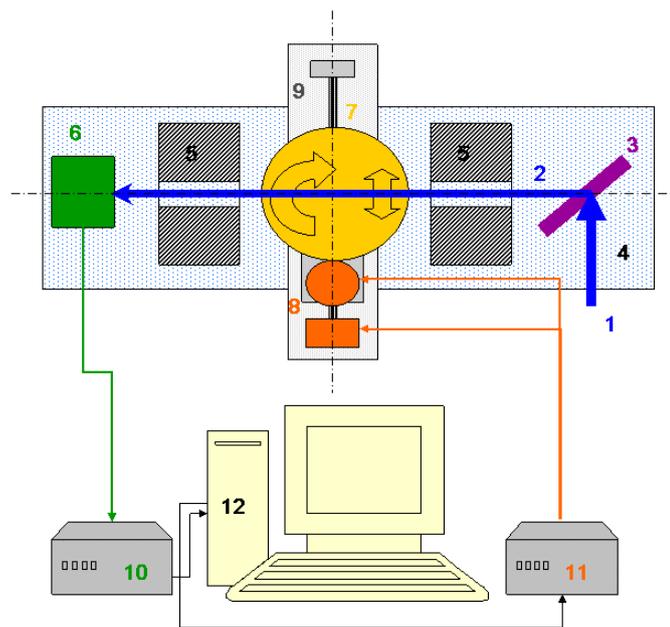


Figura 3.10: Esquema do protótipo da montagem experimental

Conforme a figura 3.10, da montagem experimental, o feixe inicial de próton (1) deve ser reduzido em intensidade a um nível apropriado (2) por espalhamento elástico em folhas alvo (alto-Z) (3); a barra de apoio (4) será usada para montar dois colimadores (5), o detector de prótons (6) e a plataforma giratória de tomografia (7); dois motores de passo (8) fornecerão a rotação de plataforma giratória e translação ao longo da guia (9); o sinal do detector será enviado à eletrônica do estágio de leitura (10) e os movimentos mecânicos foram controlados através de um microcomputador dedicado. A mesa e os motores de passo foram colocados dentro da câmara de vácuo para minimizar o espalhamento do próton.

Após o projeto e implementação do dispositivo experimental, baseado nas etapas iniciais de simulação, seguiu-se uma etapa experimental cujo objetivo principal foi a aquisição de dados para aplicação em futuras pesquisas relativas, por exemplo, trajetória do próton em amostras biológicas, tecnologias e algoritmos de reconstrução de imagem, qualidade de imagens por tomografia por feixes de prótons, testes de detectores, entre outras.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4.1 Equivalência, em escala, dos fenômenos em *pCT* para 250 MeV e 25MeV

Esta etapa do trabalho, baseada em simulação, teve como objetivo modelar o experimento a ser realizado na câmara de espalhamento do CV-28 no IEN/CNEM, que possui energia na faixa de 25 MeV (baixa energia), de forma a comprovar que os fenômenos físicos observados em *pCT*, em escala, são equivalentes aos observados no acelerador do Centro Médico da Universidade de Loma Linda, que possui energia na faixa de 250 MeV (alta energia). A comprovação da equivalência valida a realização da fase experimental com feixe de baixa energia.

A amostra (*phantom*), utilizada inicialmente, foi modelada como um tubo de vidro de diâmetro externo 5mm e paredes com espessura de 1mm preenchido com uma substância equivalente a tecido biológico possuindo uma não homogeneidade centralizada de policarbonato. Variando aos poucos a densidade da solução interna, a resolução em contraste do *pCT* pode ser avaliada.

O feixe de prótons do CV-28 foi modelado na forma colimada em *pencil beam* que atravessa a seção transversal do *phantom* e é detectado por um detector semicondutor de Si(Li) situado na parte de trás do *scanner* tomográfico. Entre o detector e o *phantom* é posicionado um colimador com diâmetro que varia de 0,2 a 1,0 mm. Todos estes componentes são montados nas mesmas condições da câmara de espalhamento existente no IEN. A simulação computacional da performance deste *setup* foi empregada para ajuste de parâmetros no procedimento experimental.

Os espectros de energia simulados para o alumínio podem ser vistos no lado esquerdo figura 4.1. No eixo X é considerada a energia dos prótons que atravessam a camada (em MeV), no eixo Y é dado o número de prótons por intervalo. As figuras

mostram a distribuição de energia dos prótons que atravessam as camadas de alumínio com diferentes espessuras.

Quanto a perda de energia média e *straggling*, os espectros simulados possuem forma Gaussiana. As médias simples foram obtidas para os espectros simulados em SRIM para o Alumínio. Os resultados podem ser vistos na figura 4.1 e mostram coincidência entre os valores analiticamente obtidos e os resultados da simulação. Observa-se, ainda, uma característica invariante em escala.

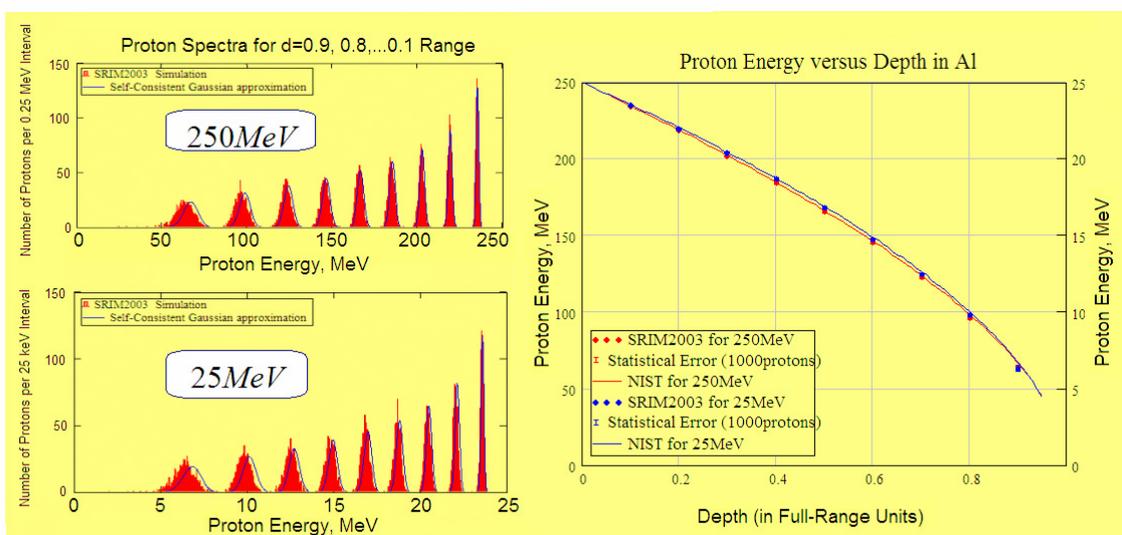


Figura 4.1: Energia dos Prótons pela Profundidade de Penetração no Al.

O desvio padrão para a energia final do próton obtido como uma função das espessuras atravessadas em unidade CSDA, simulada no SRIM, pode ser vista na figura 4.2.

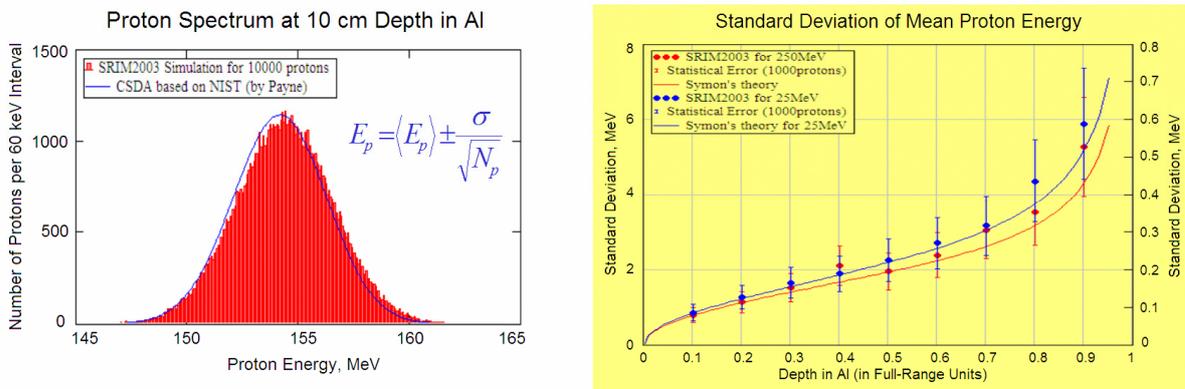


Figura 4.2: Desvio de energia em Alumínio em SRIM.

Pode-se observar que as curvas obtidas pela simulação estão de acordo com as curvas teóricas e que ocorre um razoável comportamento de invariância de escala. O desvio angular (*straggling*) ou ângulo de espalhamento médio dos prótons como uma função da espessura atravessada (em CSDA) para alumínio pode ser visto na figura 4.3.

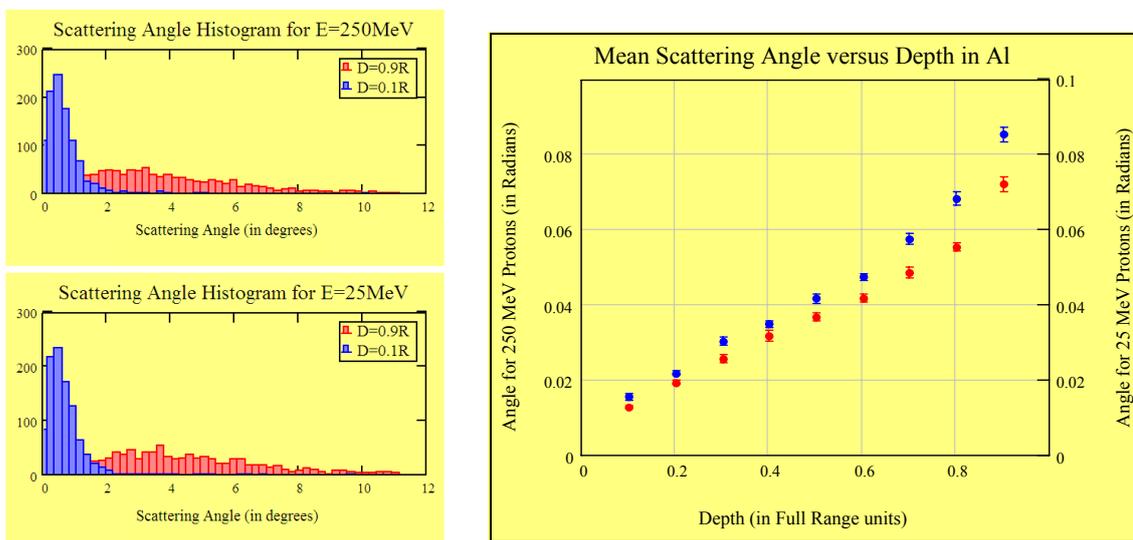


Figura 4.3: Ângulo médio de espalhamento versus penetração em Al.

Os valores foram obtidos através de simulação com o código SRIM. Pode-se notar um comportamento quase que invariante, em escala. O deslocamento lateral médio dos prótons que saem, como função das espessuras atravessadas totalmente por unidade CSDA, para o alumínio, pode ser vista na figura 4.4.

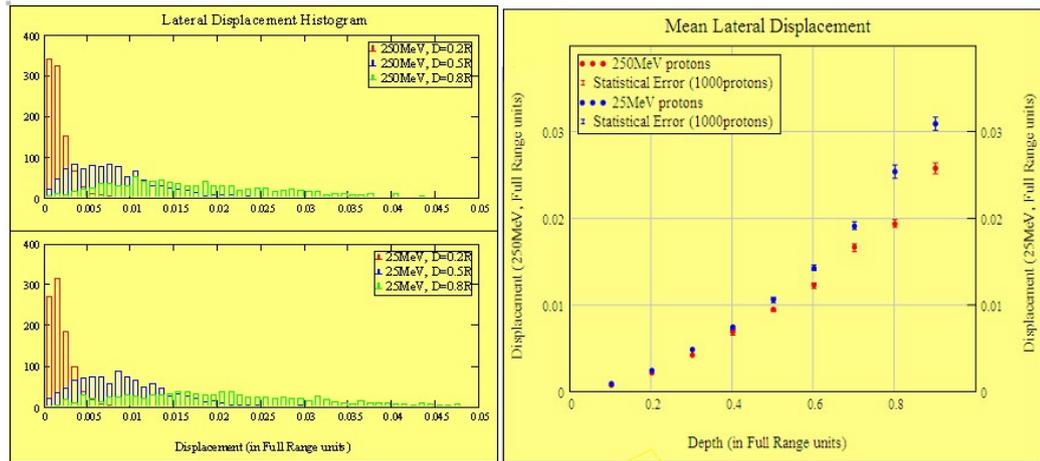


Figura 4.4: Deslocamento lateral médio no SRIM

Yevseyeva (YEVSEYEVA, 2005) realizou as mesmas simulações através do *software* GEANT 4 e obteve resultados muito similares.

De forma conclusiva, pode-se observar que nas simulações, através do método de Monte Carlo e utilizando os *softwares* SRIM e GEANT 4, os espectros para energia final dos prótons de 250 MeV (LLUMC) e 25 MeV (CV-28 / IEN) possuem relação em escala quando em unidades *CSDA*. As distribuições dos deslocamentos angulares e laterais também podem, porém com menor precisão, sofrer conversão de escala.

4.2 Projeto do *pCT* experimental no CV-28 do IEN/CNEN

O desenvolvimento do projeto da montagem experimental, no CV-28 do IEN/CNEN, foi implementado através de uma etapa preliminar de simulação. O objetivo foi planejar e avaliar as condições onde a etapa experimental deveria acontecer, ou seja, com baixa energia de próton (24 MeV), amostras de pequenas dimensões e vácuo. O projeto do sistema mecânico foi implementado através de um *software* CAD/CAE/CAM e possibilitou a modelagem e análise cinemática, dinâmica e estrutural do mecanismo tomográfico.

O sistema mecânico, ou mini *scanner*, utilizado no acelerador CV-28 do IEN/CNEN no Rio de Janeiro/Brasil, tem a finalidade de movimentar uma amostra (*phantom*), com alta precisão, durante os testes na câmara de vácuo. Para isso, foi implementado um sistema que permite rotação, com passo de um grau e precisão de dez por cento (10%) e translação de até dez milímetros, com passo de cinco centésimo de milímetro (0,05 mm) e precisão de dez por cento (10%), que utiliza motores de passo de baixa potência com reduções mecânicas controladas por um CLP (Controlador Lógico Programável) modelo S7200 Siemens® programado através do *software* Step 7®, da Siemens®, em linguagem de programação *Ladder*. Por necessitar de tolerâncias muito “justas”, pode-se classificar o mecanismo como de precisão e, por este motivo, exigiu o emprego de técnicas específicas para usinagem e ajustes. Para implementar a translação, com a precisão requerida, foram utilizados guias lineares (disponíveis comercialmente) e fuso trapezoidal, flangeado aos motores de passo. Optou-se, ainda, em construir o mecanismo de translação totalmente independente do de rotação de forma que, ao transladar, o sistema de rotação, incluindo o motor de passo, acompanha o movimento. O movimento de rotação foi implementado através de transmissão por correia dentada e a mesa é montada sobre mancais axiais de esferas. Sobre a mesa foi implementado um sistema de fixação de amostra. A precisão do movimento do mecanismo, também, deve ser compatível com a geometria do *phantom* e, pelo fato da energia do acelerador de partículas ser de aproximadamente 24 MeV (baixa energia), foi dimensionada uma amostra (*phantom*) de geometria reduzida. O projeto da amostra (*phantom*) pode ser visto na figura 4.5.

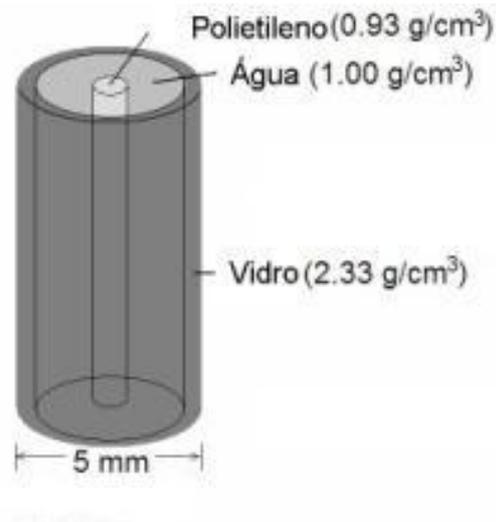


Figura 4.5: Projeto da amostra (*phantom*)

O projeto do mecanismo experimental foi baseado na geometria da câmara de espalhamento do CV-28 do IEN/CNEN. O material utilizado para construção, em função de seu comportamento na presença de partículas carregadas, foi o alumínio. A figura 4.6 mostra o sistema mecânico já implementado.

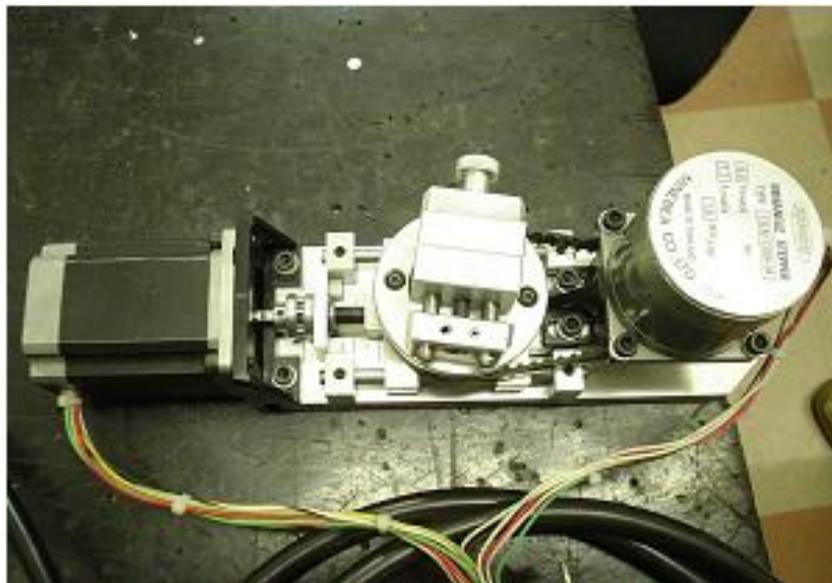


Figura 4.6: Mecanismo tomográfico implementado.

Na figura 4.7 pode-se ver o mini tomógrafo montado na câmara de espalhamento de alto vácuo do CV-28 do IEN/CNEN.



Figura 4.7: Mini tomógrafo montado na câmara de espalhamento

O sistema de controle do mini tomógrafo é composto de duas fontes, uma fonte 24Vcc / 2 A, marca Siemens[®], para alimentar todo o circuito de comando, e uma fonte 5Vcc / 8 A, para alimentar os *drivers* de acionamento dos motores de passo e os dois motores de passo.

Os *drivers* de acionamento, que foram projetados especificamente para este projeto, funcionam no modo de passo inteiro do motor de passo. O Controle dos acionamentos é realizado pelo CLP S7-222 da marca Siemens[®] que possui 8 entradas digitais de 24Vcc, todas utilizadas, e 6 saídas digitais de 24Vcc, tendo uma ainda disponível. A figura 4.8 mostra detalhadamente os componentes do painel de controle.

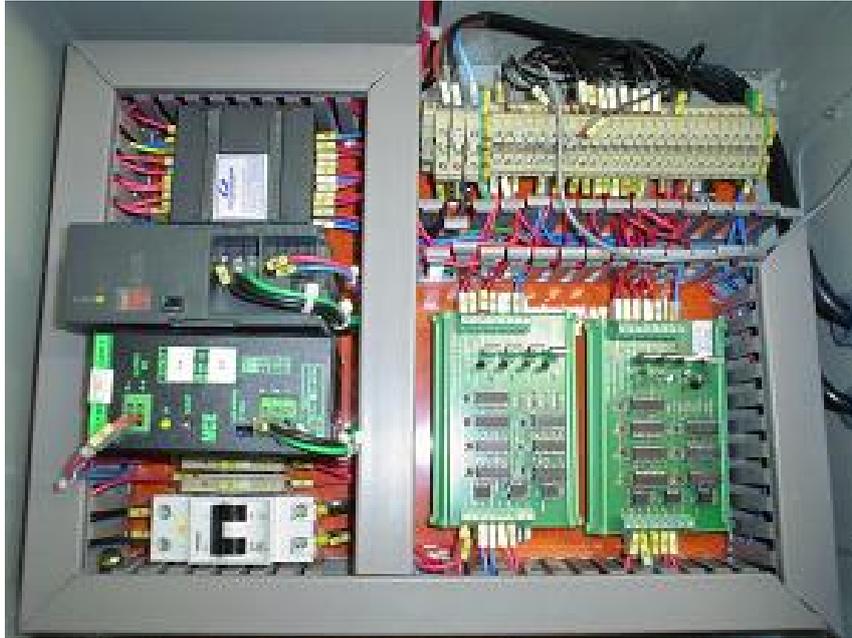


Figura 4.8: Painel de controle do mini tomógrafo.

O sistema de controle possui flexibilidade e permite a programação dos parâmetros de funcionamento do tomógrafo (*scanner*).



Figura 4.9: Parte frontal do painel de controle

Para selecionar o passo desejado, o operador possui 5 chaves tipo “liga-desliga” na parte frontal do painel, ilustrado na figura 4.9, onde as 2 primeiras (bit 0, e bit 1) são referentes à seleção de passo do movimento de rotação, como mostra a Tabela 1:

Tabela 4.1: Programação da rotação

BIT 0	BIT1	PASSO
0	0	1°
0	1	2°
1	0	3°
1	0	4°

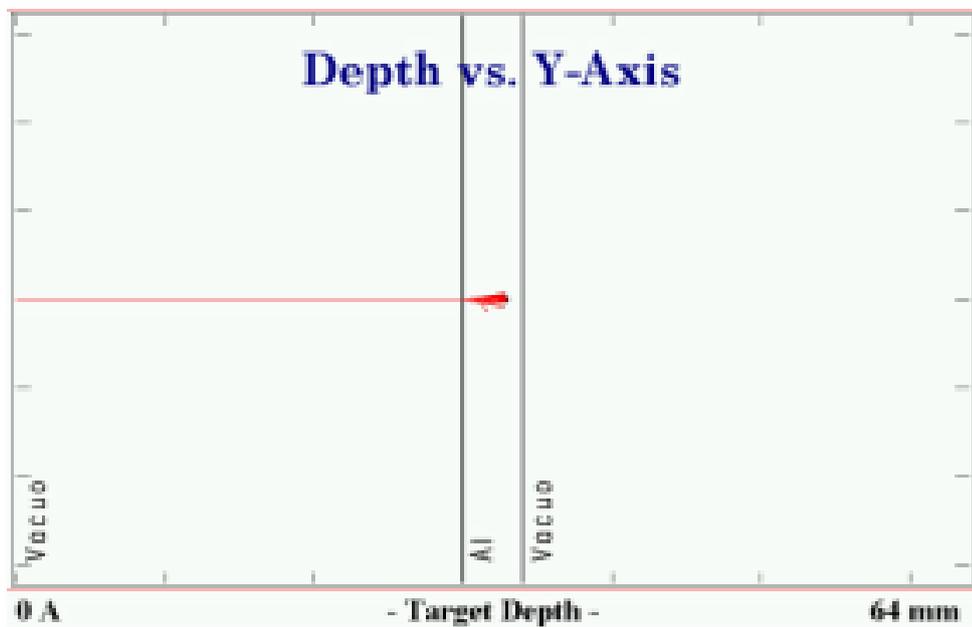
Depois de selecionado o passo, o operador deve verificar se a mesa encontra-se na posição “Zero”. Posição que é identificada por um sensor indutivo convencional. Se o Sensor estiver atuado, significa que a mesa está na posição “Zero”, e o operador necessita apenas acionar o botão de “Liga”. Porém, se a mesa não se encontra na posição “Zero”, é necessário acionar o botão de “Zero”, para posicionar a mesa na posição “Zero” e, então, deverá ser acionado o botão de “Liga”.

Para o movimento de Translação, o operador deve primeiramente selecionar o passo em que a mesa irá transladar, isto é, se o operador selecionar o passo de +0,05mm, a mesa irá transladar 0,05mm no sentido positivo (convencional), se for selecionado um passo de – 0,05mm a mesa irá transladar 0,05mm no sentido contrário, o mesmo acontecendo para o passo de 0,1mm. Para selecionar o passo desejado, o operador possui 5 chaves tipo liga-desliga na parte frontal do painel, onde as chaves 3 e 4 (bit2, bit3) são referentes à seleção de passo do movimento de translação, como mostra a Tabela 2. A chave 5 (bit 4) é utilizada para selecionar a operação automática ou manual.

Tabela 4.2: Programação da translação

BIT 2	BIT 3	PASSO
0	0	+0,05mm
0	1	+0,1mm
1	0	-0,05mm
1	1	-0,1mm

O outro elemento do mecanismo experimental é o colimador, que foi construído em alumínio, tendo sido usinado com fresadora e torno convencional. A abertura central, que varia de 0,2 a 1,0 mm, e têm por finalidade barrar partículas secundárias que alcancem a amostra (*phantom*) e o detector de Si(Li), foi usinada através de furadeira de precisão de alta rigidez em pastilha de alumínio com 4,0 mm de espessura. A espessura das pastilhas do colimador foi calculada através da análise de atenuação do feixe, utilizando o código SRIM-2003, e o resultado mostra que com 3 mm de alumínio o feixe é totalmente atenuado. A figura 4.10 mostra a simulação no SRIM 2003.

**Figura 4.10:** Simulação do colimador com o SRIM 20

Na figura 4.11 mostra-se o teste de um colimador de 0,5 mm de diâmetro sendo irradiado por um feixe de prótons. A figura 4.13 mostra o colimador sendo testado nas mesmas condições do mecanismo experimental a ser instalado no CV 28 do IEN/CNEN.

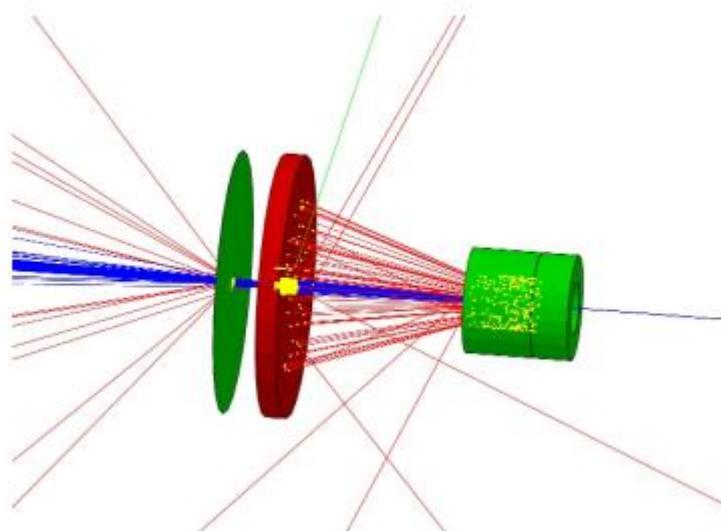


Figura 4.11: Simulação do colimador de alumínio de 0,5mm de diâmetro.

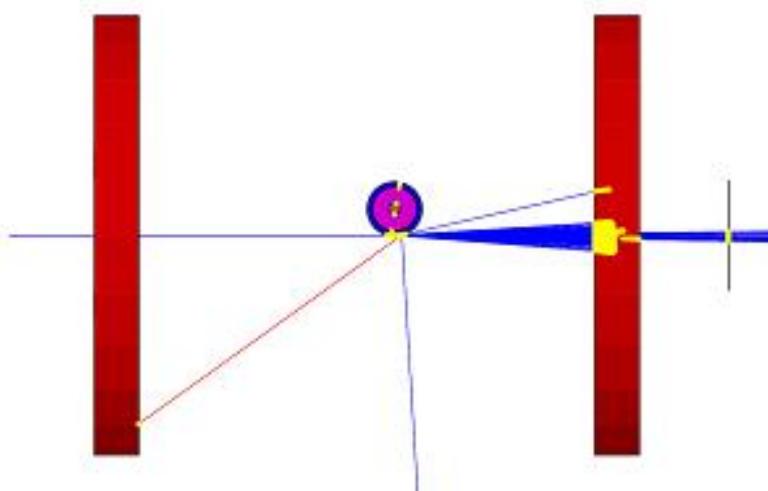


Figura 4.12: Simulação do colimador no experimento do CV-28 do IEN/CNEN

Para análise da energia do feixe de saída em diferentes aberturas de colimação foram testados colimadores de 0,2mm, 0,3mm, 0,4mm, 0,8mm e 1,2mm de diâmetro e 100 mil

prótons foram utilizados. Uma tabela com esses dados foi gerada. Verifica-se que quanto maior a abertura de colimação maior a quantidade de prótons detectados. O gráfico da figura 4.13 mostra a relação da quantidade de prótons que alcança o detector pela abertura de colimação.

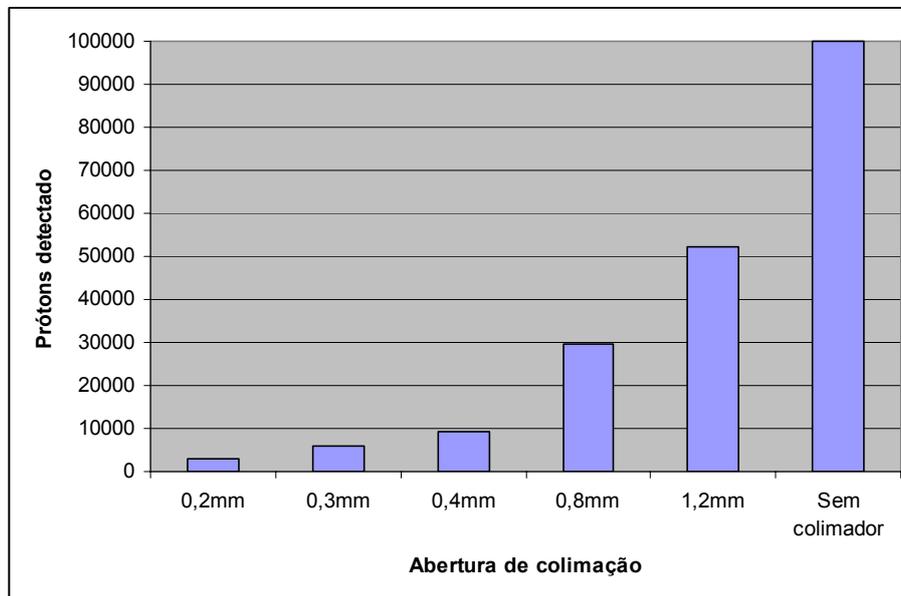


Figura 4.13: Quantidade de prótons que alcançam o detector pela abertura de colimação

Para medir a influência da abertura de colimação sobre a energia do feixe, primeiramente, foi calculada a perda de energia sobre o dispersor de alumínio de 0,2mm com energia inicial de 24MeV. Em uma simulação de 50 mil prótons a média da energia ficou em 23,05 MeV com desvio padrão de 0,06. A energia utilizada nos testes práticos do IEN é de 24MeV, então, foi aumentado no código 1 MeV para compensar essa perda. Um novo teste foi feito usando 50 mil prótons e a média registrada com o incremento de 1MeV no código foi de 24,09 MeV. Tendo certeza que o valor da energia dos prótons ficaria próximo do valor utilizado no IEN, passamos a analisar a interferência de diferentes aberturas de colimação na energia do feixe. O gráfico da figura 4.14 mostra a média da energia lida por todos os prótons detectados em cada abertura de colimação. Com referência à energia máxima, a abertura de colimação de 0,2mm obteve uma média de energia 24,9% menor comparado a energia de 24,05 MeV; para colimação de 0,3mm a perda foi de 19,2%, para colimação de 0,4mm foi de 14,6%, para colimação de 0,8mm foi de 8,3% e para colimação de 1,2mm de 5,4%.

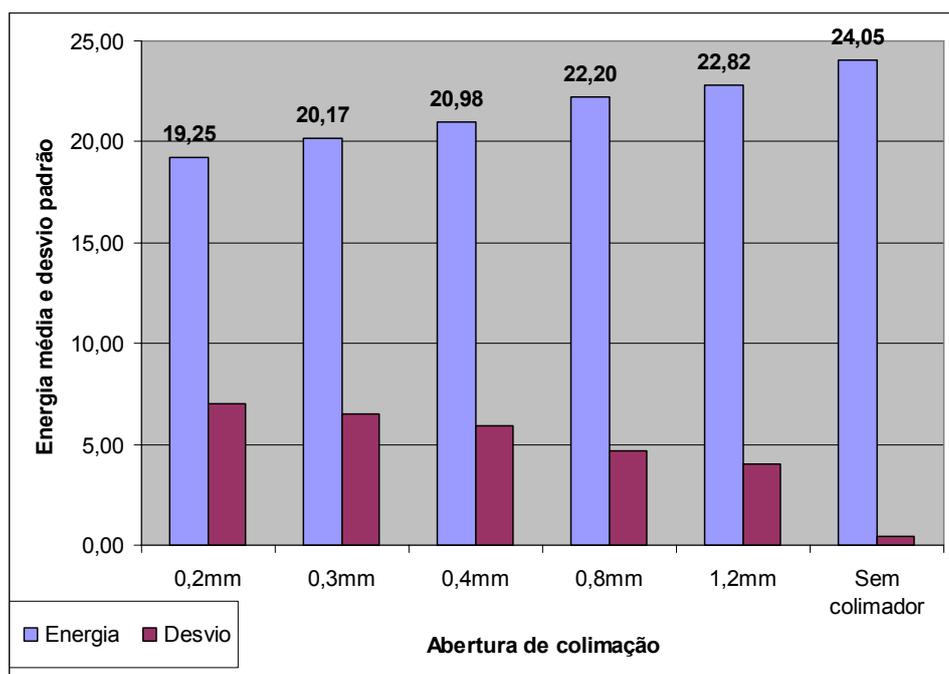


Figura 4.14 - Energia média do feixe de prótons para cada abertura de colimação e desvio padrão.

Finalmente, foi simulada a média de prótons que são detectados, repetindo quatro vezes a mesma abertura de colimação de 0,4mm e de 0,8mm. Na figura 4.15 é mostrada a quantidade de prótons detectados em relação à abertura de colimação.

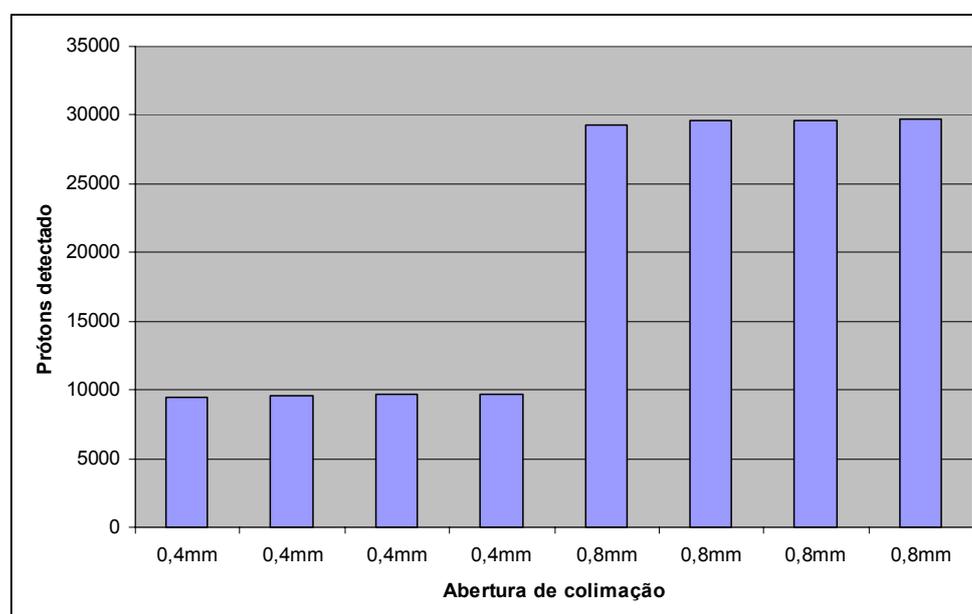


Figura 4.15 - Quantidade de prótons detectados para abertura de colimação de 0,4mm e 0,8mm

Repetindo a mesma simulação quatro vezes usando 100 mil prótons a variação da quantidade detectada para a abertura de colimação de 0,4mm foi de 2,77% e para 0,8mm foi de 1,81%.

4.3 Simulação da fase experimental no CV-28 do IEN/CNEN

Foi realizada uma simulação completa reproduzindo as mesmas condições do sistema real em teste no IEN/CNEN. Foram utilizados os dois colimadores e o alvo (*phantom*) foi modelado exatamente como o sistema real em teste no IEN/CNEN. O intervalo de translação da plataforma do mini tomógrafo foi fixada em 10 mm e a varredura, em translação do *phantom*, foi implementada em passos de 0,2mm e colimação de 0,4mm. Como o diâmetro externo do objeto de teste é de 5mm, foi possível coletar 26 projeções. Para cada passo o parâmetro de posicionamento no eixo X era alterado, o código fonte era então compilado e executado. A figura 4.16 mostra os resultados da simulação.

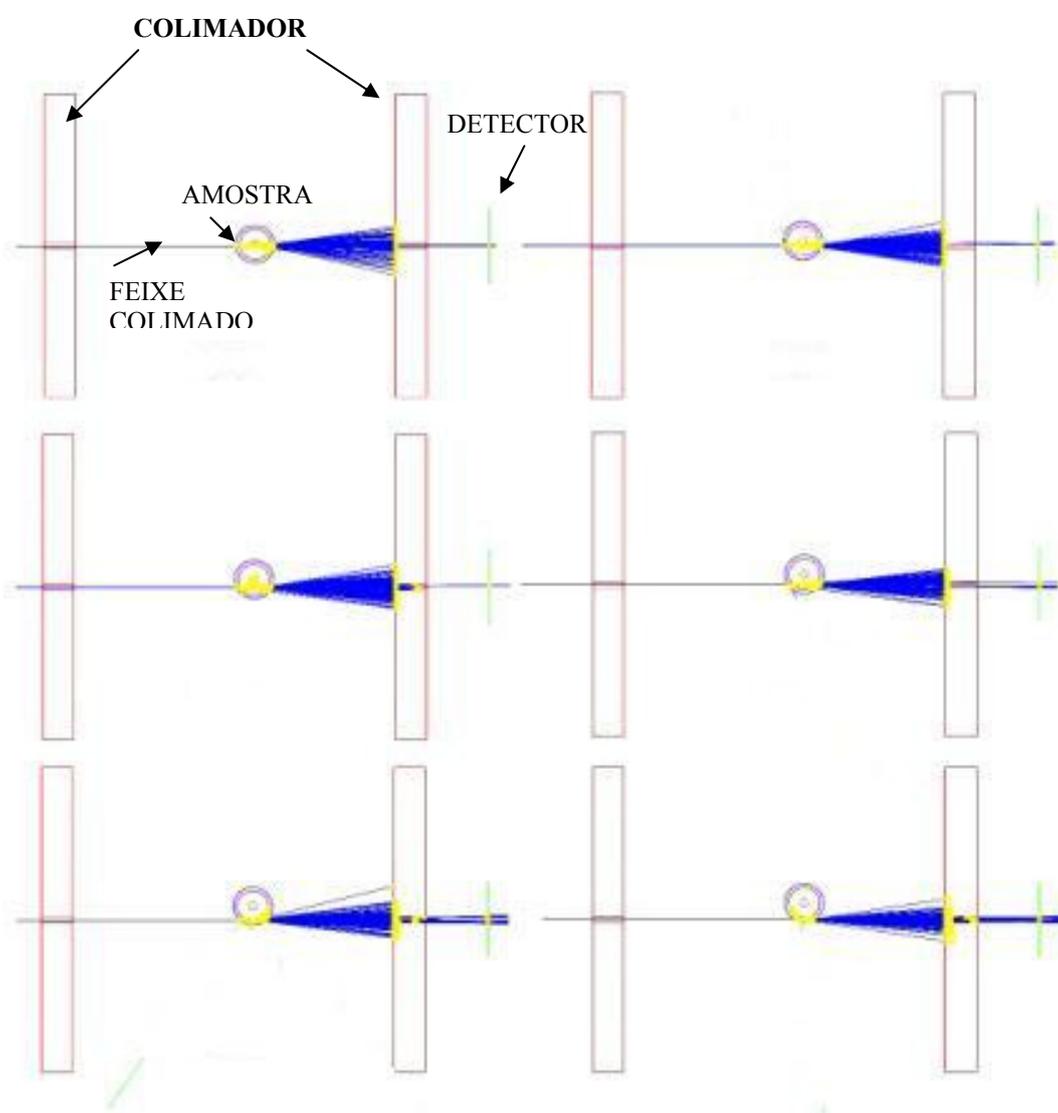


Figura 4.16: Imagem dos passos de translação simulados. Apenas o *phantom* se desloca lateralmente com passo de 0,2 mm.

Na figura 4.17, através do código SRIM 2003, é obtida a imagem do alvo através dos dados simulados.

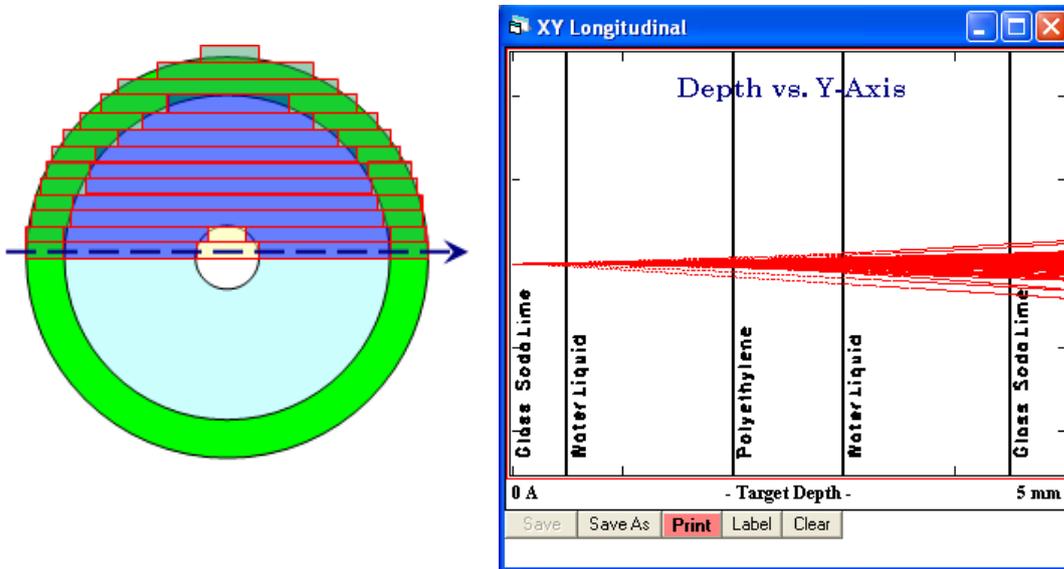


Figura 4.17: Simulação da amostra (*phantom*) no SRIM2003 (YEVSEYEVA, 2005).

Novas simulações foram realizadas através dos *softwares* SRIM, GEANT 4, MATCAD e MATLAB. O principal objetivo foi preparar e calibrar os dispositivos da câmara de espalhamento e mini tomógrafo, analisar os possíveis fenômenos a serem avaliados e planejar os procedimentos a serem implementados na fase experimental.

Na figura 4.18 observa-se o resultado da simulação do número de prótons que atingem o detector (GEANT 4 com colimação de 0,2 mm/linha vermelha, SRIM com colimação 0,8 mm/linha azul e GEANT 4 com colimação de 0,8 mm/linha marrom). Pode-se verificar que, devido ao Espalhamento Coulombiano Múltiplo, só uma pequena parte dos prótons iniciais alcança o detector. Obviamente, um colimador maior admite um maior número de partículas que alcançam o detector. Observa-se, ainda, que os resultados da simulação com GEANT 4 e SRIM apresentam resultados compatíveis. Este parâmetro é muito importante para o planejamento da montagem experimental, pois define principalmente a relação entre tempo e possibilidade de medidas.

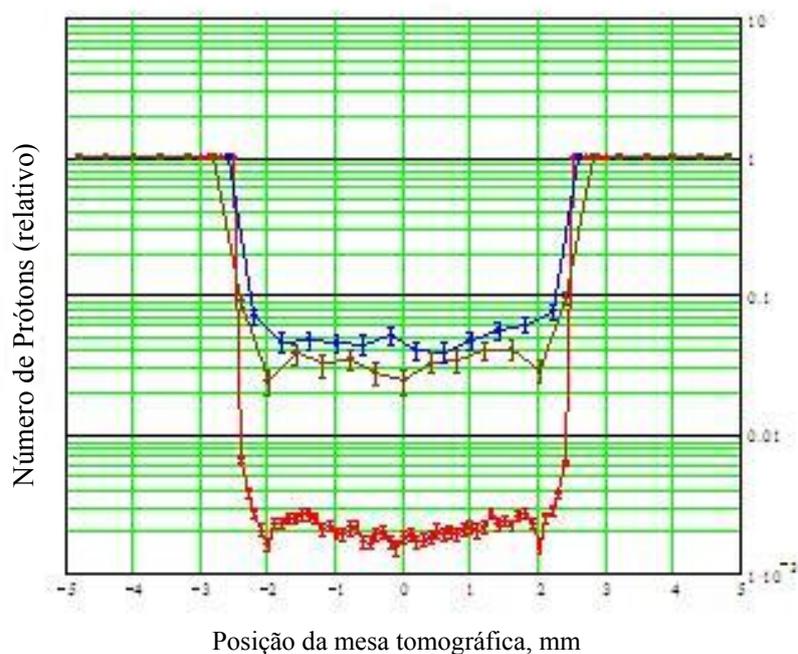


Figura 4.18: Simulação dos Prótons que atingem o detector com GEANT 4 e SRIM

Na figura 4.19, pode-se observar o resultado da simulação do coeficiente de transmissão do próton em função do diâmetro do colimador.

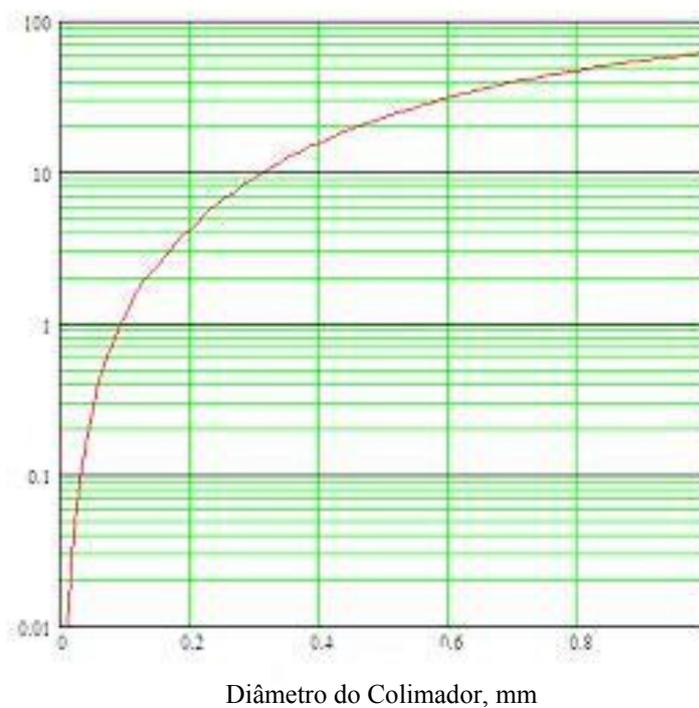


Figura 4.19: Coeficiente de transmissão em função da colimação.

A energia de próton como função da posição de um ponto de projeção pode ser vista na Figura 4.20, onde os pontos vermelhos equivalem à simulação em GEANT 4 com colimação de 0,2 mm, os pontos marrons à simulação em GEANT 4 com colimação de 0,8 mm e os pontos azuis à simulação em SRIM com colimação de 0,2 m.

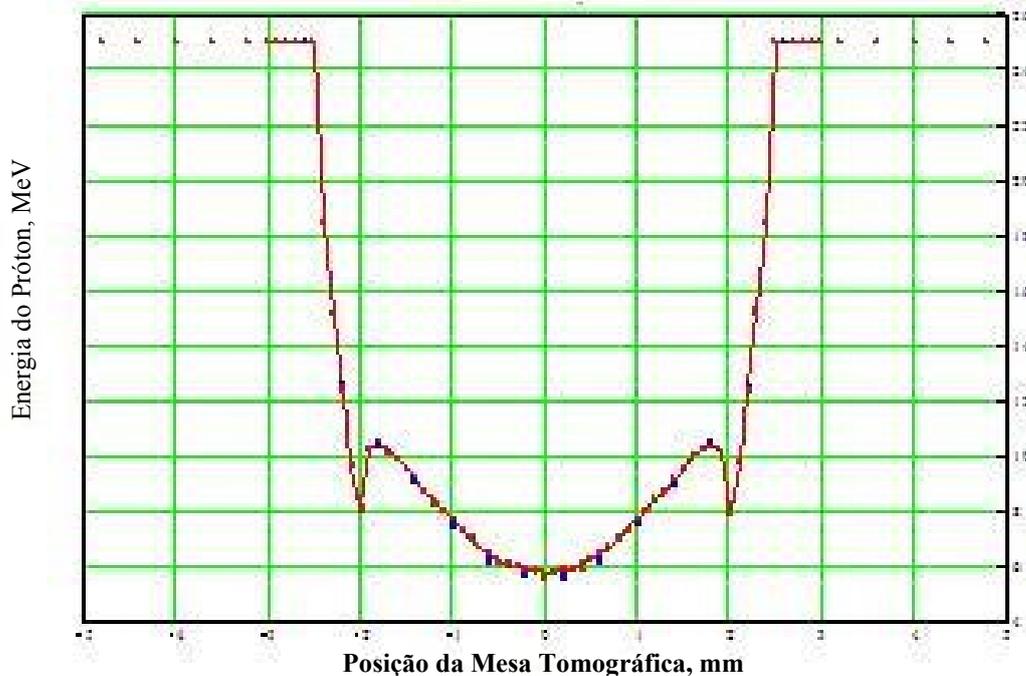


Figura 4.20: Energia do próton em relação ao ponto de projeção.

Os pontos vermelhos foram obtidos através de simulação com GEANT 4 e colimação de 0,2 mm, os pontos azuis foram obtidos através do SRIM com colimação de 0,8 mm. Pode-se observar que, independentemente da colimação, as energias finais dos prótons são coincidentes. Em seguida, foi obtido através de simulação um conjunto completo de projeções e a imagem reconstruída para colimação de 0,2 mm pode ser vista na figura 4.21. Outras simulações, com colimação variando entre 0,2 e 0,8 mm foram realizadas, porém as qualidades da imagem reconstruídas não foram satisfatórias.

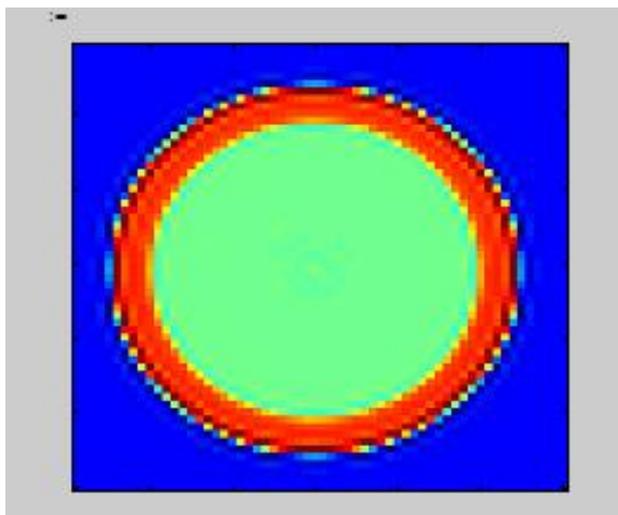


Figura 4.21: Imagem gerada para colimação de 0,2 mm.

Na imagem reconstruída, para colimação de 0,2 mm, percebe-se claramente as paredes de vidro e o volume de água, porém a presença do núcleo polimérico, que possui densidade próxima ao do líquido de preenchimento do *phantom*, não ficou muito clara. Uma provável razão para este efeito seria, considerando a resolução espacial, limitações da Transformada Finita de Fourier, utilizada no algoritmo de reconstrução da imagem, que deve ser responsável por distorções significativas ou o fato do método introduzir leve distorção global na reconstrução.

4.4 Resultados Experimentais no CV-28 do IEN/CNEN

A implementação da etapa experimental, realizada na sala de experimentos número 03 do acelerador CV-28 do IEN/CNEN, pode ser descrita através das seguintes etapas: testes do detector, medida de energia do feixe, ensaio tomográfico real no mecanismo tomográfico e calibração dos espectros em energia.

4.4.1 Testes do Detector

O detector, do tipo semicondutor Si (Li) (*detector L-Series RoomTemperature Lithium-Drifted Detectors*), foi integrado ao sistema ORTEC[®] de aquisição de dados e avaliado, através da técnica de feixe espalhado, para diferentes posições de um alvo de Mylar (Melinex). Na figura 4.22 pode-se observar o esquema de montagem do detector e alvo espalhador, em relação ao feixe, e os espectros obtidos, para o feixe espalhado a 90 graus em alvo de Mylar a 45 graus, com tensão de alimentação do detector de 450 e 700 Volts.

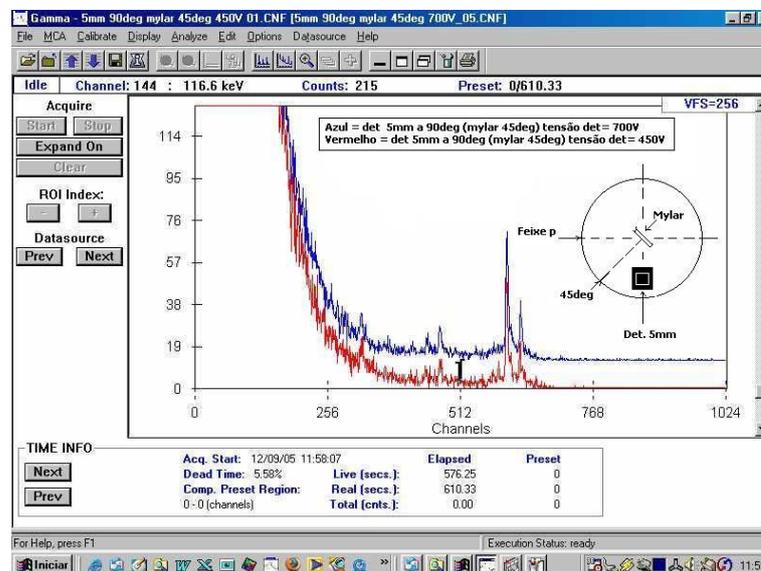


Figura 4.22: Espectros obtidos para ensaio do detector de 5mm com feixe espalhado a 90 graus em alvo de Mylar a 45 graus.

Na figura 4.22, pode-se observar, ainda, os picos referentes às interações com os elementos químicos do alvo de Mylar. Outros testes, com a mesma posição do alvo e detector (45 graus e 90 graus) e diferentes condições de tensão de alimentação e energia do feixe, foram realizados e os espectros resultantes podem ser observados nas figuras abaixo:

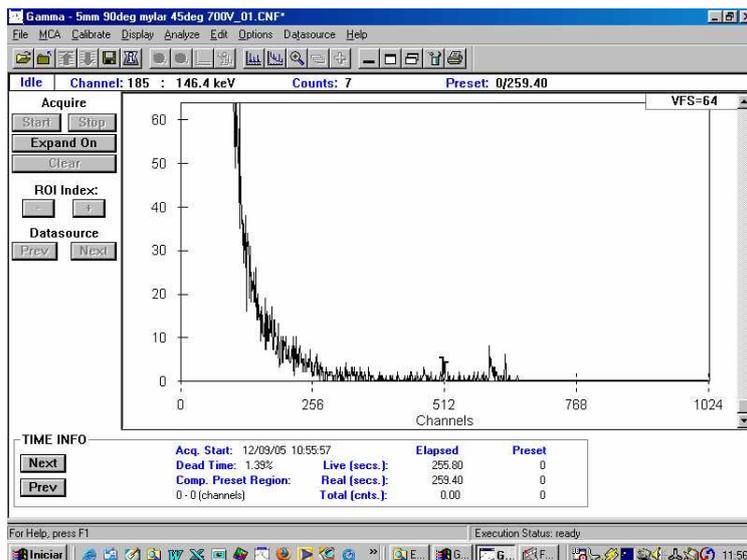


Figura 4.23: Espectros obtidos para ensaio com 700V e 146,4 keV

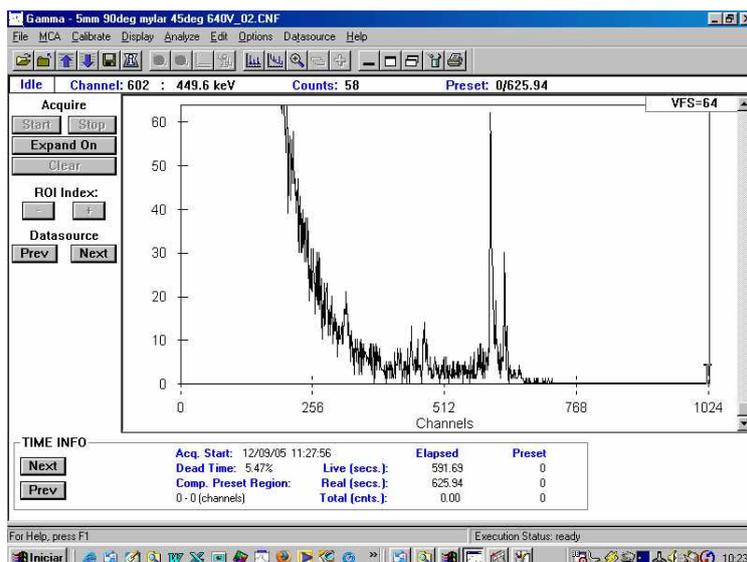


Figura 4.24: Espectros obtidos para ensaio com 640V e 449,6 keV

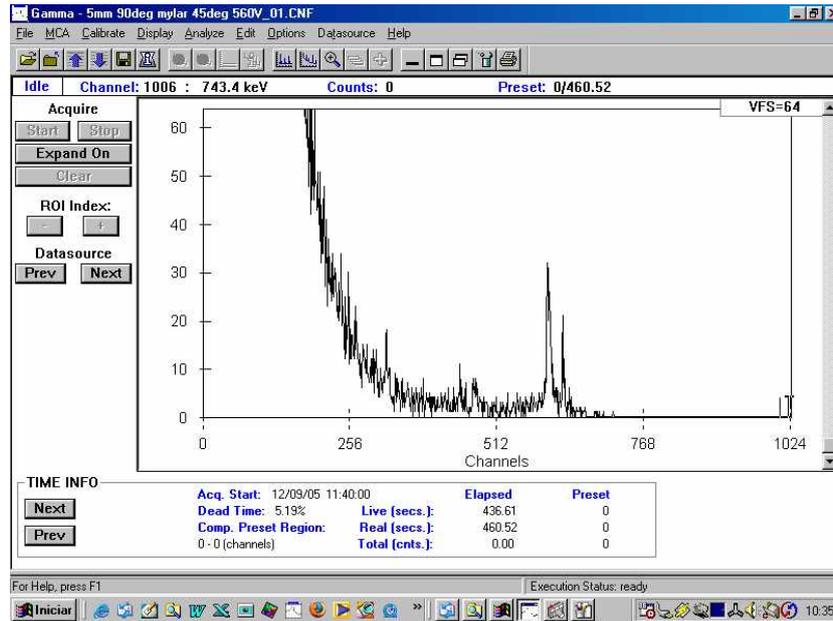


Figura 4.25: Espectro obtido para ensaio com 560 V

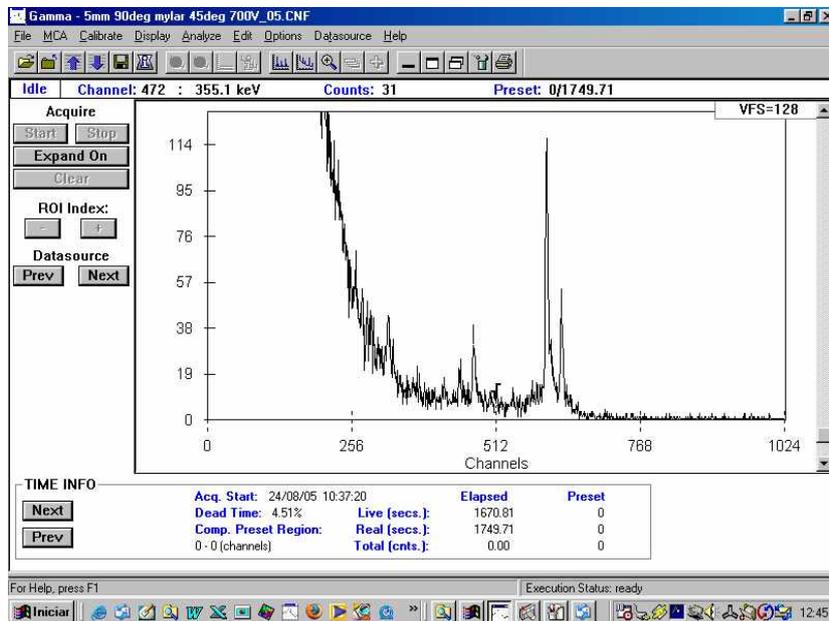


Figura 4.26: Espectro obtido para ensaio com 700V

4.4.2 Medida de Energia do Feixe

Um dos dados indispensáveis para a reconstrução de uma imagem tomográfica por *pCT* é a determinação da energia inicial do feixe de prótons incidente. Por este motivo, após concluirmos a montagem do dispositivo experimental, integramos o sistema eletrônico de aquisição de dados e detector e avaliarmos as condições de funcionamento partimos para a etapa seguinte que teve como objetivo a medida da energia do feixe de prótons do CV-28.

Considerando a experiência dos especialistas do Instituto de Engenharia Nuclear (IEN), optamos pela utilização da técnica de “Espectrometria de Partículas Carregadas a 90°” (BASTOS, BRITO, VINAGRE *et al*,1990) e, através da mesma, determinamos a energia do feixe incidente do CV-28 como sendo $(22,98 \pm 0,28)\text{MeV}$.

4.4.3 Ensaio Real no Mecanismo Tomográfico por Feixe de Prótons

Conforme havia sido planejado, foi utilizado o mini tomógrafo instalado na câmara de espalhamento do acelerador CV-28 do IEN/CNEN para implementarmos um ensaio tomográfico, por feixe de prótons, sobre uma amostra (*phantom*) real, com as mesmas dimensões e características da utilizada nas etapas de simulação (tubo de vidro cilíndrico de diâmetro externo de 5mm, parede com espessura de 1mm, núcleo em policarbonato e, neste caso, preenchido com ar). O intervalo de translação da plataforma do mini tomógrafo foi fixada em 10 mm e a varredura, em translação do *phantom*, foi implementada em passos de 0,2mm e colimação de 0,4mm. Como o diâmetro externo do objeto de teste é de 5mm, foi possível coletar 25 projeções, conforme havia sido conseguido em nível de simulação. Alguns dos espectros obtidos podem ser vistos abaixo:

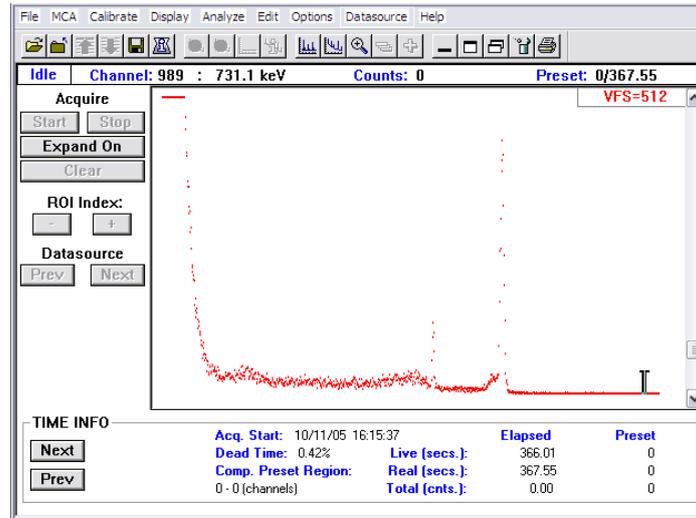


Figura 4.27: Espectro obtido antes do feixe atingir a amostra (*phanton*)

Pode-se observar, na figura 4.27, o espectro obtido, através do feixe de prótons com energia inicial de $(22,98 \pm 0,28)$ MeV espalhado em alvo de Mylar a 45 graus e com detector semiconductor a 90 graus, antes do feixe de prótons atingir a amostra de vidro cilíndrica (*phanton*). No espectro é possível determinar a posição dos picos referentes às interações elásticas do feixe com os elementos químicos do alvo (carbono e oxigênio) é possível, também, identificar a posição de picos característicos de interações elásticas.

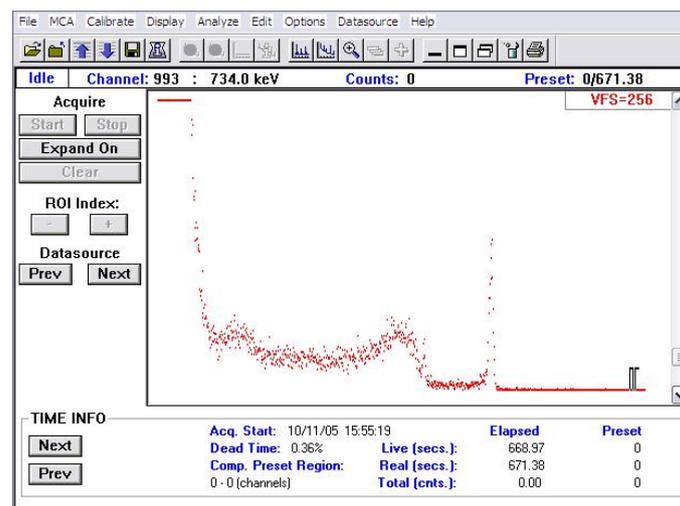


Figura 4.28: Espectro obtido no momento em que o feixe tangencia a amostra.

O espectro da figura 4.28 foi obtido no momento em que o feixe tangencia a amostra e pode-se observar a variação da característica energética do mesmo em função da característica do espalhamento do feixe. Na figura 4.29 já é possível visualizar o espectro no momento em que o feixe passa através da amostra de vidro. Percebe-se, devido à perda de energia, que os picos elásticos aproximam-se da região de menor energia e perdem a identidade dando origem a um pico “largo” com características gaussianas o que deve dificultar a determinação da energia de saída do feixe e complicar a aplicação de algoritmos de reconstrução da imagem.

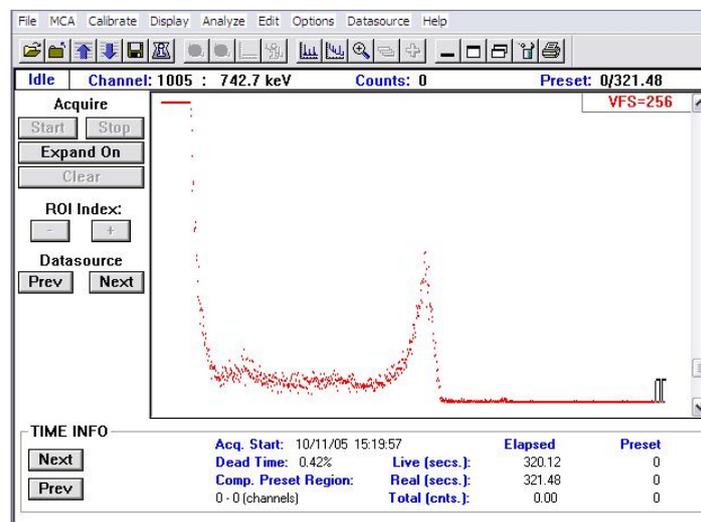


Figura 4.29: Espectro obtido com feixe passando através da amostra.

Através da figura 4.30 é possível verificar que o feixe já fez a “varredura” da amostra e, neste momento, não passa mais através da mesma. O espectro resultante, neste caso, possui as mesmas características do espectro da figura 4.27.

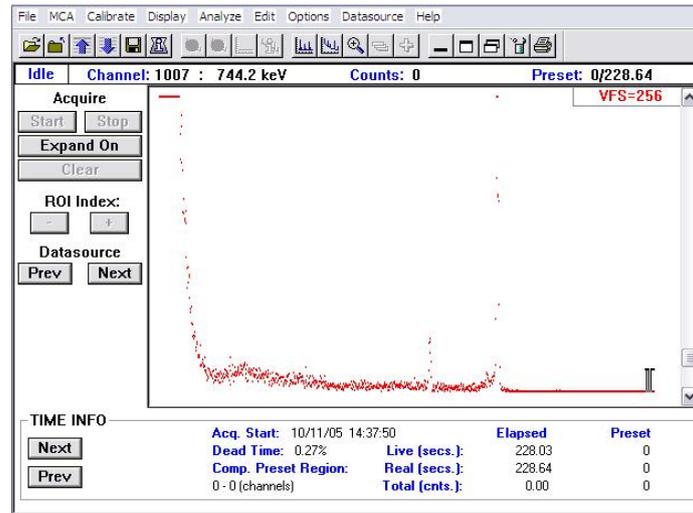


Figura 4.30: Espectro obtido quando o feixe deixa de passar através da amostra.

4.4.4 Calibração dos Espectros em Energia

Uma etapa importante, que precede a aplicação de algoritmos de reconstrução de imagem, é a calibração dos espectros em energia. Para que esta calibração fosse possível obtivemos o espectro padrão (**BASTOS, BRITO, VINAGRE et al**, 1990). Este espectro, que foi utilizado para a calibração dos demais espectros, pode ser visto na figura 4.31.

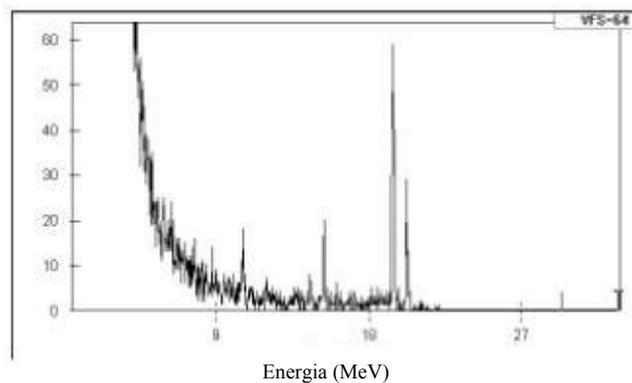


Figura 4.31: Espectro padrão calibrado em energia.

Os espectros calibrados em energia, equivalentes aos das figuras 4.27, 4.28, 4.29 e 4.30, podem ser vistos abaixo nas figuras 4.32, 4.33, 4.34 e 4.35. Os demais espectros, calibrados em energia, obtidos experimentalmente podem ser vistos no Anexo 1.

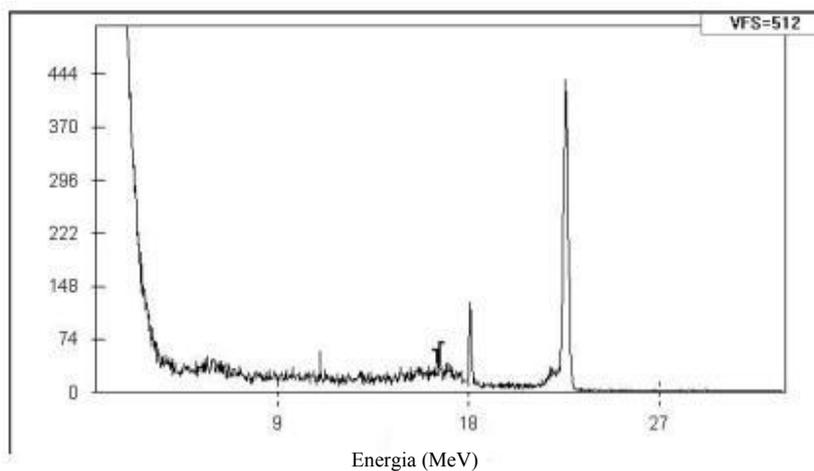


Figura 4.32: Espectro, calibrado em energia, obtida antes do feixe atingir a amostra.

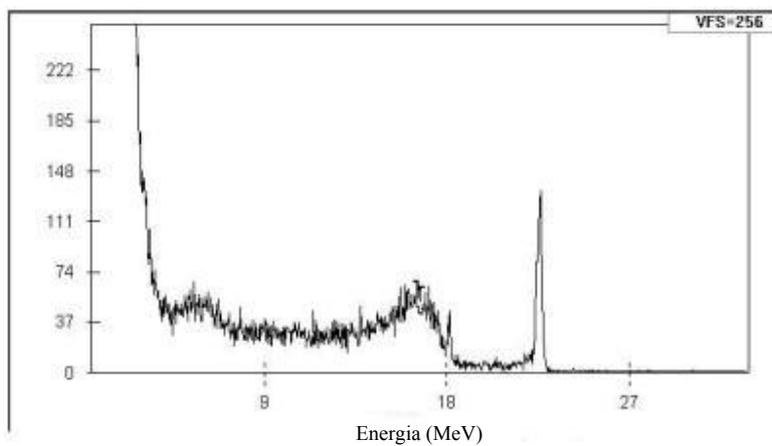


Figura 4.33: Espectro, calibrado em energia, obtido no momento em que o feixe tangencia a amostra.

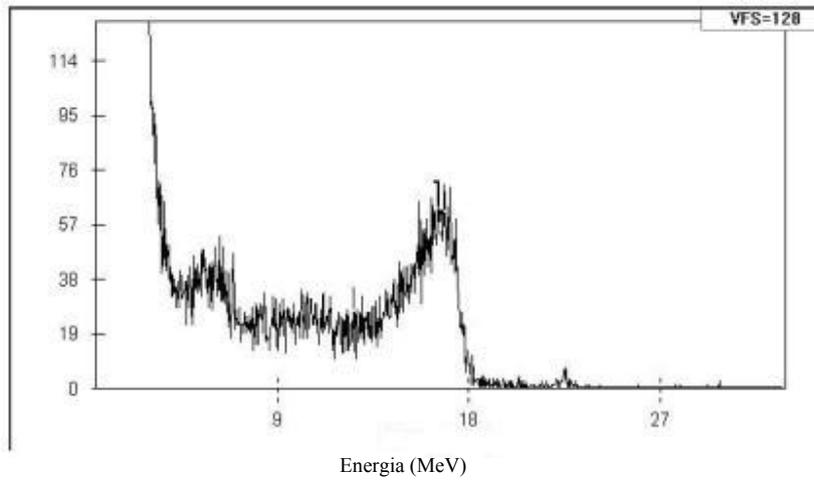


Figura 4.34: Espectro, calibrado em energia, obtido com feixe passando através da amostra.

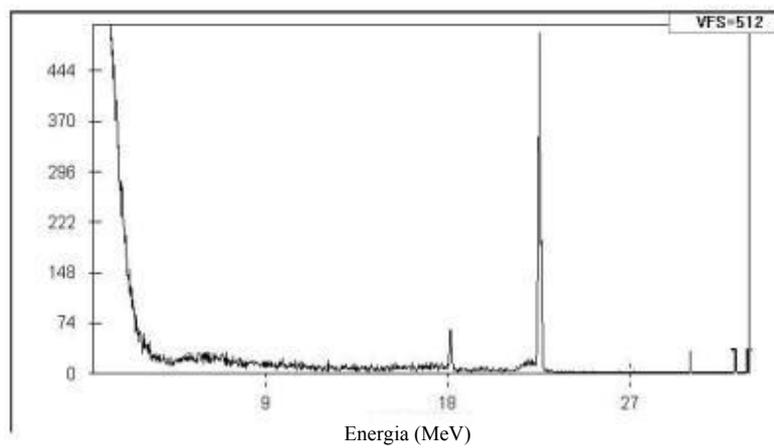


Figura 4.35: Espectro, calibrado em energia, obtido quando o feixe deixa de passar através da amostra.

4.4.5 Resumo dos principais resultados deste trabalho

1. Com base nos dados obtidos na etapa de simulação, foi possível identificar as principais características técnicas da montagem experimental que serviram como base para o projeto e implementação da parte mecânica e do sistema de controle da plataforma tomográfica (mini *scanner*), sistemas de colimação e arquitetura do feixe e sistema de detecção.
2. Foi implementado, com auxílio do *software* CATIA[®], o projeto mecânico da plataforma tomográfica e foram realizadas simulações para avaliar o comportamento cinemático e dinâmico do sistema.
3. A estrutura mecânica do sistema tomográfico foi construída, através de máquinas de usinagem de precisão e sistemas de guias lineares.
4. Foram feitos ensaios, sobre a estrutura mecânica, de forma a comprovar sua precisão e confiabilidade.
5. Foi projetado o sistema de controle do tomógrafo. Optou-se, devido à flexibilidade, acessibilidade e utilização da mesma tecnologia na planta automatizada de produção de radiofarmacos do IEN/CNEN, por um sistema baseado em controle lógico programável (CLP) e acionamento por motores de passo.
6. Foi projetado e construído o *driver* ou interface de acionamento dos motores de passo.
7. Foi projetado e construído o painel de controle do mecanismo tomográfico.
8. Com base nos requisitos experimentais, foi implementado, em linguagem *Ladder*, o programa do CLP.
9. O sistema Canberra[®] com o *software* GENIE-2000 foi instalado e integrado ao *pCT* e utilizado na aquisição e análise de dados experimentais;
10. O *pCT* experimental foi utilizado para irradiar em vinte e seis posições distintas, de forma a “varrer” toda a extensão (5 mm) da amostra (*phantom*) de vidro cilíndrica com núcleo polimérico e interior preenchido com ar;

11. Comprovou-se experimentalmente a possibilidade de aquisição de dados, conforme modelos virtuais, e da utilização dos mesmos para análise das características físicas da amostra/alvo.

4.4.6 Trabalhos em eventos e revistas

Os resultado deste trabalho foram apresentados nos eventos/revistas abaixo relacionados:

- EVSEEV, Ivan ; ASSIS, Joaquim Teixeira de ; SETTI, J.A.P.; YEVSEYEVA, Olga ; VINAGRE FILHO, Ubirajara Marimbondo; SCHELIN, H. R. ; PASCHUK, Sergei ; KLOCK, Margio Cesar Loss ; SCHULTE, Reinhard ; LOPES, Ricardo Tadeu . **PROTON CT SETUP AT CV-28 OF IEN/CNEN.** Brazilian Journal of Physics, Brasil, v. 35, n. 3B, p. 747-750, 2005.
- EVSEEV, Ivan ; KLOCK, Márgio Cesar Loss ; PASCHUK, Sergei ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.P. ; LOPES, Ricardo Tadeu ; SCHULTE, Reinhard ; WILLIAMS, David . **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.
- MILHORETTO, Edney ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.S. . **DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA MECÂNICO DE MOVIMENTAÇÃO PARA UM TOMÓGRAFO COMPUTADORIZADO COM FEIXE DE PARTÍCULAS CARREGADAS.** In: X Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica do CEFET-PR, 2005, Curitiba. Anais do X Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica do CEFET-PR, 2005. v. 1. p. 73-76.
- EVSEEV, Ivan ; ASSIS, Joaquim Teixeira de ; YEVSEYEVA, Olga ; SCHELIN, H. R. ; KLOCK, Margio Cesar Loss ; SETTI, J.A.P. ; LOPES, Ricardo Tadeu ; VINAGRE FILHO, Ubirajara Marimbondo ; SCHULTE, Reinhard ; WILLIAMS, David . **THE DENSITY MEASUREMENTS IN pCT IMAGING.** In: SPIE Medical

- Imaging 2005: Physics of Medical Imaging, 2005, San Diego. Proceedings of SPIE, 2005. v. 1. p. 764-774.
- MILHORETTO, Edney ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.P. . **DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA MECÂNICO DE MOVIMENTAÇÃO PARA UM TOMÓGRAFO COMPUTADORIZADO COM FEIXE DE PARTÍCULAS CARREGADAS.** In: IX Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica, 2004, Curitiba. Anais do IX Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica, 2004. v. 1. p. 54-57.
 - EVSEEV, Ivan ; SCHELIN, H. R. ; ASSIS, Joaquim Teixeira de ; YEVSEYEVA, Olga ; ROHEM, Juliana ; VINAGRE FILHO, Ubirajara Marimbondo ; LOPES, Ricardo Tadeu ; SETTI, J.A.P.; KLOCK, Márgio Cesar Loss ; DENYAK, Valeriy ; PASCHUK, Sergei ; SCHULTE, Reinhard . **CALIBRATION OF THE ORTEC L-035-025-5 DETECTOR FOR pCT MEASUREMENTS AT CV-28 OF IEN/CNEN.** In: XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005, Guarujá. Programa e Resumos da XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005. v. 1. p. 22-22.
 - SCHELIN, H. R. ; KLOCK, Margio Cesar Loss ; PASCHUK, Sergei A ; DENYAK, Valeriy ; SETTI, J.A.P ; EVSEEV, Ivan ; ASSIS, Joaquim Teixeira de ; EVSEEVA, Olga ; LOPES, Ricardo Tadeu ; VINAGRE FILHO, Ubirajara Marimbondo ; SCHULTE, Reinhard ; BASHKIROV, Vladimir . **ENERGY MEASUREMENTS IN A PROTOTYPE PROTON CT SCANNER.** In: VI Latin American Symposium on Nuclear Physics and Applications, 2005, Iguazú. Abstracts of the VI Latin American Symposium on Nuclear Physics and Applications, 2005. v. 1. p. 55-56.
 - DENYAK, Valeriy ; PASCHUK, Sergei ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.P.; KLOCK, Margio Cesar Loss ; PASHCHUK, Artem ; EVSEEV, Ivan ; YEVSEYEVA, Olga ; MESA, Joel . **EVALUATION OF PARTICLE TRAJECTORIES IN PROTON COMPUTER TOMOGRAPHY.** In: VI Latin American Symposium on Nuclear Physics and Applications, 2005, Iguazú. Abstracts of the VI Latin American Symposium on Nuclear Physics and Applications, 2005. v. 1. p. 3A-3A.

- DENYAK, Valeriy ; PASCHUK, Sergei ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A P ; KLOCK, Margio C L ; PASHCHUK, Artem ; EVSEEV, Ivan ; YEVSEYEVA, Olga . **PARTICLE TRAJECTORY IN PROTON COMPUTED TOMOGRAPHY**. In: XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005, Guarujá. Programa e Resumos da XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005. v. 1. p. 38-38.
- DENYAK, Valeriy ; PASCHUK, Sergei ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.P ; KLOCK, Margio C L ; EVSEEV, Ivan ; YEVSEYEVA, Olga . **THE PARTICLE INITIAL ENERGY CHOICE IN PROTON TOMOGRAPHY**. In: XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005, Guarujá. Programa e Resumos da XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005. v. 1. p. 38-39.
- SCHELIN, H. R. ; SETTI, J.A.P. ; KLOCK, Margio C L ; DENYAK, Valeriy ; PASCHUK, Sergei ; EVSEEV, Ivan ; ASSIS, Joaquim T de ; YEVSEYEVA, Olga ; LOPES, Ricardo Tadeu ; SCHULTE, Reinhard ; BASHKIROV, Vladimir . **TRACKING STUDIES IN PROTON COMPUTERIZED TOMOGRAPHY**. In: XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005, Guarujá. Programa e Resumos da XXVIII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2005. v. 1. p. 41-41.
- EVSEEV, I ; ASSIS, J T de ; YEVSEYEVA, O ; VINAGRE FILHO, U M ; SETTI, J A P ; SCHELIN, H. R. ; PASCHUK, S A ; KLOCK, M C L ; SCHULTE, R W ; LOPES, R T . **PROTON CT SETUP AT CV-28 OF IEN/CNEN**. In: XXVII REUNIAO DE TRABALHO SOBRE FISICA NUCLEAR NO BRASIL, 2004, Santos. Programa e Resumos da XXVII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2004. v. 1. p. 45-45.
- KLOCK, M C L ; SCHULTE, R W ; BASHIKIROV, V ; SCHELIN, H. R. ; SETTI, J A P ; PASCHUK, S A ; EVSEEV, I ; ASSIS, J T de ; YEVSEYEVA, O ; VINAGRE FILHO, U M ; LOPES, R T . **PROTOTYPE SYSTEM FOR PROTON CT AT LLUMC**. In: XXVII REUNIAO DE TRABALHO SOBRE FISICA NUCLEAR NO BRASIL, 2004, Santos. Programa e Resumos da XXVII Reunião de Trabalho sobre Física Nuclear no Brasil, 2004. v. 1. p. 44-44.

- YEVSEYEVA, O ; ASSIS, J T de ; EVSEEV, I ; SCHULTE, R W ; KLOCK, M C L ; SCHELIN, H. R. ; PASCHUK, S A ; SETTI, J A P ; LOPES, R T ; VINAGRE FILHO, U M . **MONTE CARLO SIMULATION OF THE PROTON COMPUTED TOMOGRAPHY EXPERIMENT AT CV-28.** In: III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics, 2004, Rio de Janeiro. Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics, 2004. v. 1. p. 52-52.
- JAKUBIAK, R R ; YEVSEYEVA, O ; ASSIS, J T de ; EVSEEV, I ; SCHULTE, R W ; KLOCK, M C L ; SCHELIN, H. R. ; PASCHUK, S A ; SETTI, J A P ; LOPES, R T ; VINAGRA FILHO, U M . **MONTE CARLO SIMULATION OF THE PCT EXPERIMENT AT CV-28.** In: III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics, 2004, Rio de Janeiro. Proceedings of the III Iberian Latin American and Caribbean Regional Congress of Medical Physics, 2004. v. 1. p. 62-62.
- SCHELIN, H. R. ; EVSEEV, I ; ASSIS, J T ; YEVSEYEVA, O ; LOPES, R T ; KLOCK, M C L ; SETTI, J.A.P. ; VINAGRE FILHO, U M ; SCHULTE, R . **ARTIFACT COMPARISON FOR X-RAY AND PROTON TOMOGRAPHY: THE COMPUTER MODELING RESULTS.** In: IX Seminário Latinoamericano de Análises por Técnicas de Raios X - SARX2004, 2004, Cordoba. Libro de Resúmenes do SARX2004, 2004. v. 1. p. 26-26.
- SCHELIN, H. R. ; EVSEEV, Ivan ; PASCHUK, Sergei ; KLOCK, Margio ; SETTI, J.A.P. ; LOPES, Ricardo ; SCHULTE, Reinhard ; DAVID, C . **COMPUTED TOMOGRAPHY WITH HIGH-ENERGY PROTON BEAM: TOMOGRAPHIC IMAGE RECONSTRUCTION FROM COMPUTER SIMULATED DATA.** In: VI LATINAMERICAN SYMPOSIUM ON NUCLEAR PHYSICS, XXVI REUNIÃO DE TRABALHO SOBRE FÍSICA NUCLEAR NO BRASIL, 2003, Santos. Program and abstracts: VI LATINAMERICAN SYMPOSIUM ON NUCLEAR PHYSICS, XXVI REUNIÃO DE TRABALHO SOBRE FÍSICA NUCLEAR NO BRASIL, 2003. v. 1. p. 30-30.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

5.1 Análise dos Resultados

Neste trabalho, desenvolvemos o projeto e implementamos um dispositivo experimental tomográfico por feixe de prótons, que foi instalado na câmara de espalhamento do acelerador CV-28 do IEN/CNEN na cidade do Rio de Janeiro, cujo objetivo principal é viabilizar a realização no Brasil da etapa experimental de pesquisas em pCT , com feixe de baixa energia.

A primeira etapa foi caracterizada pela utilização dos códigos computacionais SRIM 2003 e GEANT 4, com base no método de Monte Carlo, para a simulação do experimento. Os resultados destas simulações foram utilizados para a determinação de parâmetros do projeto do mecanismo tomográfico e para o planejamento dos experimentos. Foram realizadas, ainda, simulações que aprofundaram o conhecimento dos fenômenos físicos envolvidos e validaram a utilização do acelerador CV-28 do IEN/CNEN, de baixa energia, para realização da etapa experimental, também no Brasil.

O funcionamento do dispositivo tomográfico experimental foi simulado através de ferramentas de *software* específicas para análise do controle, baseado em CLP (controlador lógico programável), e da cinemática e dinâmica do mecanismo. Na etapa seguinte, adequamos as condições da sala de experimentos onde se estruturou o sistema de alto vácuo e todos os dispositivos para montagem da câmara de espalhamento. O dispositivo tomográfico experimental foi, então, implementado e instalado na câmara de espalhamento. Em seguida, foram feitos testes com o objetivo de avaliar as condições reais de funcionamento do tomógrafo experimental como sua precisão, confiabilidade e comportamento em um ambiente de alto vácuo (câmara de espalhamento), que exige condições muito especiais de lubrificação e refrigeração. Com base nos resultados obtidos, foram feitas atualizações no projeto mecânico e de controle de forma a otimizar o sistema.

Na etapa final do projeto, o mecanismo tomográfico foi integrado ao sistema eletrônico de aquisição e utilizado para implementar o experimento, como havia sido planejado nas etapas iniciais, que consistiu em submeter a amostra cilíndrica de vidro (*phantom*) a uma tomografia por feixe de prótons. Como resultado, foi obtido um conjunto de espectros, equivalente ao conseguido na etapa de simulação, que pode ser utilizado para a caracterização física da amostra de vidro.

Viabilizamos, desta forma, a realização da fase experimental do projeto *pCT*, utilizando o dispositivo tomográfico e feixe de próton de baixa energia, no acelerador CV-28 do IEN/CNEN no Rio de Janeiro/Brasil.

5.2 Trabalhos Futuros

- a) Aperfeiçoamento do sistema mecânico e de controle do mecanismo tomográfico de forma a garantir maior precisão e confiabilidade;
- b) Aperfeiçoamento do sistema de aquisição de dados;
- c) Integração dos sistemas de controle e aquisição, através de sistemas de supervisão, utilizando a filosofia de controle cliente/servidor;
- d) Aplicação de recursos de telemedicina e acesso remoto ao dispositivo tomográfico;
- e) Utilização de recursos da medicina colaborativa para aquisição e análise de dados tomográficos.
- f) Aprofundamento das comparações dos resultados de simulação com dados experimentais;
- g) Reconstrução de imagens, com base nos espectros obtidos, e avaliação de resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

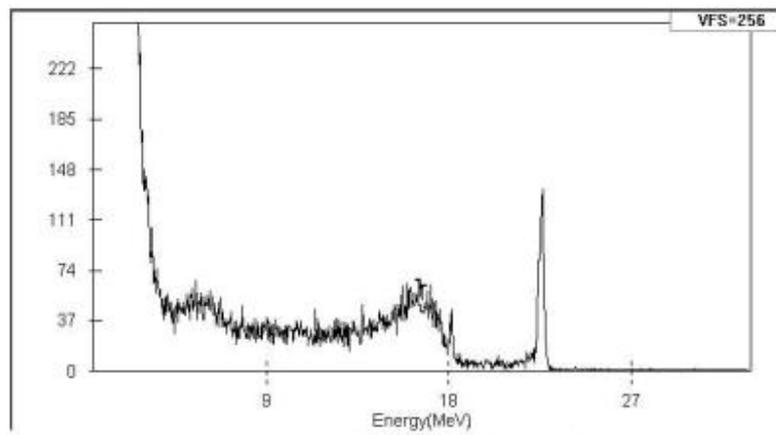
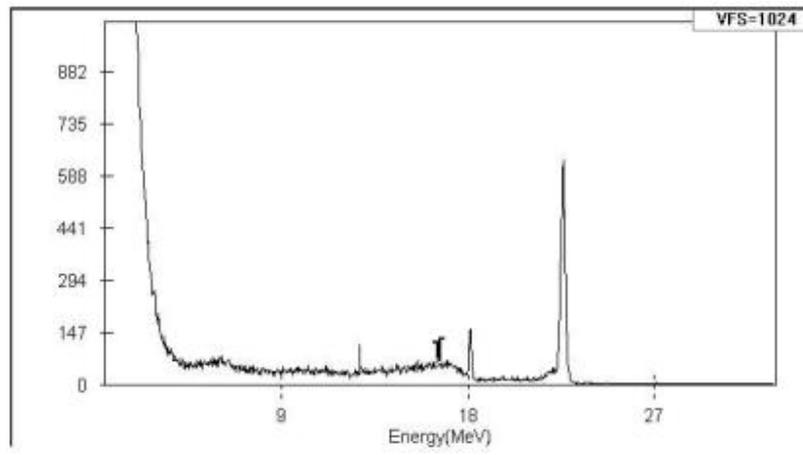
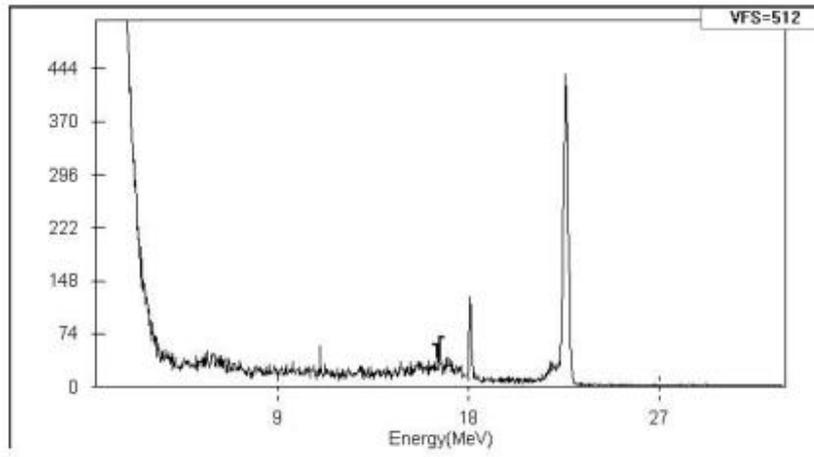
1. ASSIS, J. T. ; YEVSEYEVA, O. ; EVSEEV, I. ; LOPES, R. T. ; SCHELIN, H. R. ; KLOCK, M. C. L. ; PASCHUK, S. A. ; SCHULTE, R.W. Proton Computed Tomography as a Tool for Proton Therapy Planning: Preliminary Computer Simulations and Comparisons With X-Ray CT Basics. **X-ray Spectrometry**, v. 34, n. 1, p. 481-492, 2005.
2. BERGER, M.J.; COURSEY, J.S.; ZUCKER, M.A. Stopping Power and Range Table for Electrons, Protons and Helium Ions. **National Institute of Standards and Technology Report NISTIR 4999**, 1998.
3. CHEN, G.T.Y.; SINGH, R.P.; CASTRO, J.R. Treatment Planning for Heavy Ion Therapy, **International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics**, vol. 5, p.1809, 1979.
4. CORMACK, A.M.; KOEHLER, A.M. – Quantitative Proton Tomography: Preliminary Experiments – **Phys. Med Biol.** 2, P.560, 1976.
5. EVSEEV, I.; ASSIS, J.T.; YEVSEYEVA, O.; VINAGRE U.M.; SETTI, J.A.P.; SCHELIN, H.R.; PASCHUK, S.; KLOCK, M.C.L.; SCHULTE, R.W.; LOPES, R.T. Proton CT Setup at CV-28 of IEN/CNEN. **Brazilian Journal of Physics, Brasil**, v. 35, n. 3b, p. 747-750, 2005.
6. EVSEEV, I.; KLOCK, M.C.L.; SCHELIN, H. R.; PASCHUK, S.; SETTI, J.A.P.; LOPES, R.T.; SCHULTE, R.W. 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.
7. EVSEEV, I; ASSIS, J.T.; YEVSEYEVA, O.; SCHELIN, H.R.; KLOCK, M.C. L.; SETTI, J.A.P.; LOPES, R.T.; VINAGRE, U.M. ; SCHULTE, R.W. The Density Measurements in pCT Imaging. **SPIE Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging, 2005, San Diego. proceedings of SPIE**, 2005
8. HANSON, K.M.; BRADBURY, J.N.; CANNON, T.M. Computed Tomography Using Proton Energy Loss, **Phys. Med. Biol.** 26, p.965, 1981.
9. HARVARD SCHOOL: **The Harvard Cyclotron Laboratory**. Disponível em: <http://neurosurgery.mgh.harvard.edu/hcl> . Acessado em: 03/03/2006.
10. HUBBEL, S.; Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-absorption Coefficients 1KeV to 20MeV for elements Z=1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest – **National Institute of Standards and Technology Report NISTIR 5632, Gaithersburg, USA**, 1995.

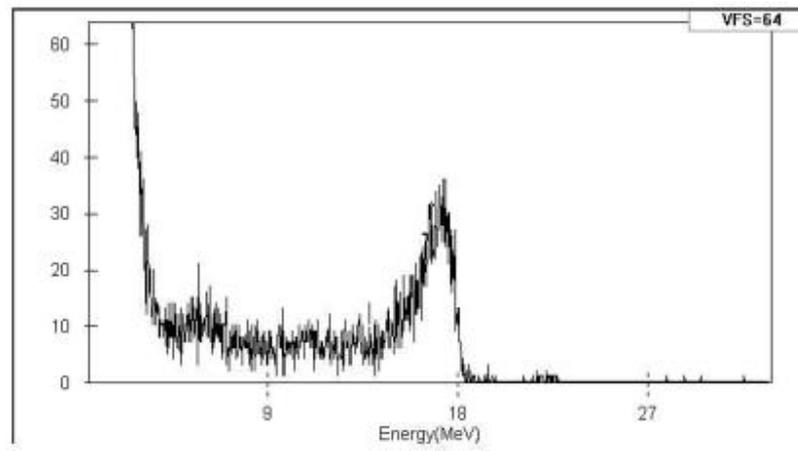
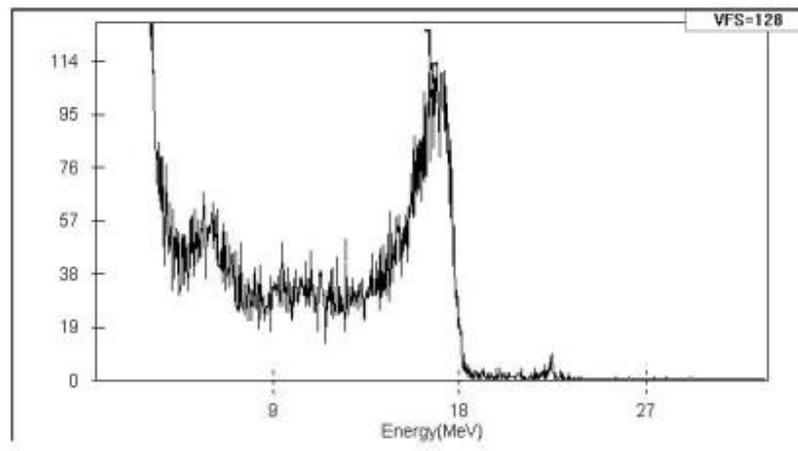
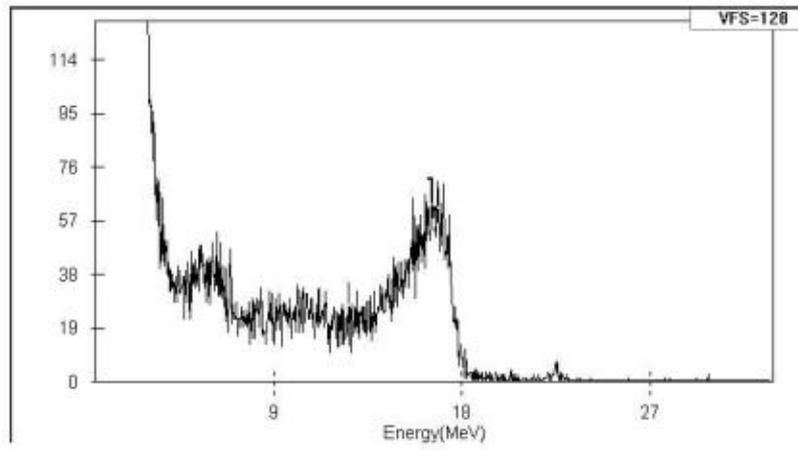
11. IEN: **Instituto de Engenharia Nuclear**. Disponível em: <http://www.ien.gov.br/index.htm> . Acessado em: 18/11/2005.
12. KOEHLER, A.M., Proton Radiography, **Science**,**160**, p.303-304,1968.
13. KLOCK, M.C.L. Desenvolvimento de um Sistema Tomográfico Computadorizado Utilizando-se Feixe de Prótons de Alta Energia. **Qualificação de Doutorado: UTFPR**, 2004.
14. KAK, A.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: 23/10/2005.
15. LLUMC, Proton Treatment Center – **Loma Linda University Adventist Health Sciences Center, USA**. Disponível em: <http://www.llu.edu/proton/index.html> . Acessado em: 03/03/2006.
16. LI, T.; LIANG, Z.; MUELLER, K. Reconstruction for Proton Computed Tomography: A Monte Carlo Study, **Proceedings of IEEE Medical Imaging Conference (MIC), October 19-25, Portland, Oregon, USA**, 2003.
17. MILHORETTO, E.; SCHELIN, H. R.; SETTI, J.A.P Desenvolvimento de um Sistema Mecânico de Movimentação para um Tomógrafo Computadorizado com Feixe de Partículas Carregadas. **Anais do X Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica da UTFPR**, 2005.
18. MEIKLE, J. How Particles Can be Therapeutic, **Physics World**, August 2003, Institute of Physics Publishing. USA. Versão eletrônica disponível em: <http://physicsweb.org/articles/world/16/8/9/1> . Acessado em: 03/03/2006.
19. NIST DATABASE, **National Institute for Standards and Technology**, web site, <http://www.nist.gov>, Acessado em: 20/04/2004.
20. NOWOTNY, R. Photon Attenuation Data on PC (version 1.0.1). **International Atomic Energy Agency Report IAEA-NDS-195**: Vienna, 1998. Disponível em: <http://www-nds.iaea.org/reports/nds-195.htm> . Acessado em: 18/09/2005.
21. ORTEC: "L SERIES ROOM-TEMPERATURE LITHIUM-DRIFTED SILICON DETECTORS". Disponível em: http://www.ortec-online.com/detectors/chargedparticle/l_series.htm . Acessado em: 28/11/2005.
22. QUAIRIN, M.S.R. Tomografia por Raios X. 2002. Disponível em: <http://www.geocities.com/tomografiademadeira/autor2.html> . Acessado em: 10/10/2003.

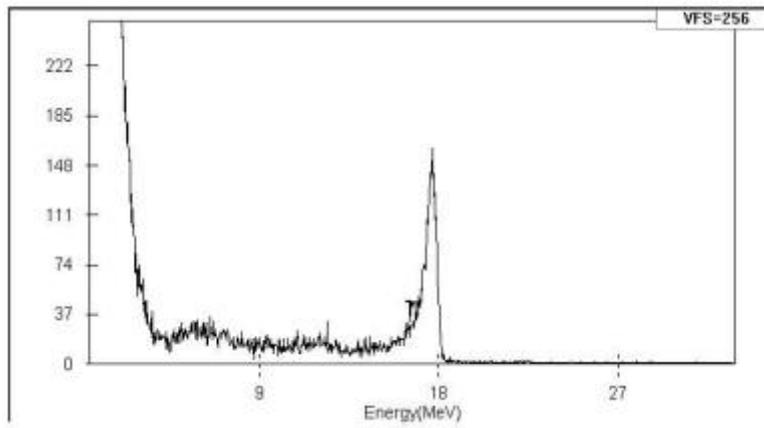
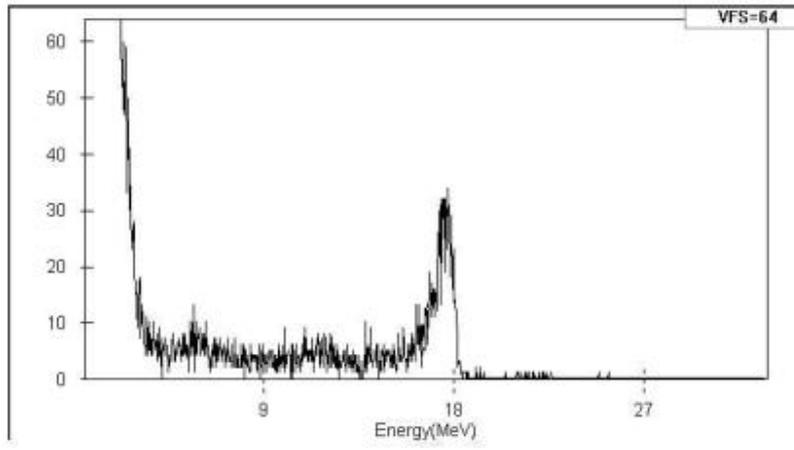
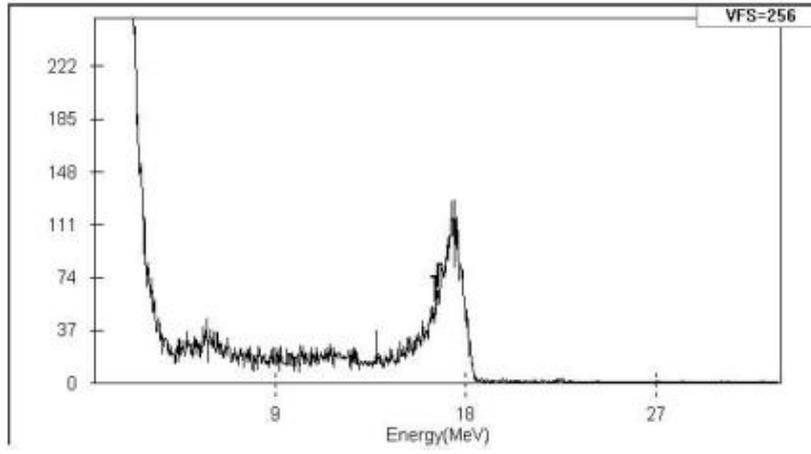
23. SCHNEIDER, U.; PEDRONI, E. Multiple Coulomb Scattering and Spatial Resolution in Proton Radiography, **Med. Phys.**, **Vol.21(11)**, **P.1657**, 1994.
24. SCHULTE, R.W. Proton Computed Tomography for Clinical Applications: A Research Proposal to Loma Linda University Medical School Research Support Committee, 2002.
25. SCHULTE, R.W.; BASHKIROV, V.; LI, T. Conceptual Design of a Proton Computed Tomography System for Applications in Proton Radiation Therapy, **IEEE TRANS NUC. SCI.**, **VOL.51**, **P.866**, 2004.
26. PEDRONI, E. Proton Radiography as a Tool for Quality Control in Proton Therapy, **MED. PHYS.** **22(4)**, **P.353**, 1995.
27. SHEPP, L.A.; LOGAN, B.F. The Fourier Reconstruction of a Head Section, **IEEE Transactions on Nuclear Science**, **Vol. NS-21**, **P.21**, 1974.
28. TAYLOR, T.; LUPTON, L.R. Resolution, Artifacts and the Design of Computed Tomography Systems, **Nucl. Instr. and Meth.**, **A242**, **P.603**, 1986
29. YOCK, T.I.; TARBELL, N.J. Technology insight: Proton beam radiotherapy for treatment in pediatric brain tumors, **Nature Clinical Practice Oncology**, **Vol. 1 no 2**, **p.97-103**, 2004.
30. TSCHALAR, C. Straggling distributions of extremely large energy losses, **Nucl. Instr. Meth.**, **64**, **p.237**, 1968.
31. YEVSEYEVA, O. Estudo de Restrições em Tomografia com Feixe de Partículas Carregadas Através de Modelagem Computacional. **Dissertação de Mestrado: UERJ**, 2005.
32. YEVSEYEVA, O.; ASSIS, J.T.; EVSEEV, I. Monte Carlo Simulation of Próton Computed Tomography Experiment at CV-28 – UERJ 2004.
33. ZIEGLER, J.F. Stopping of Energetic Light Ions in Elemental Matter” - **Applied Phys. Rev. / J. Applied Physics**, **85**, **p.1249**, 1999.
34. WEBB, S.; The Physics of Medical Imaging, **Institute of Physics Pub., BRISTOL, UK**, 1998.
35. BASTOS, 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

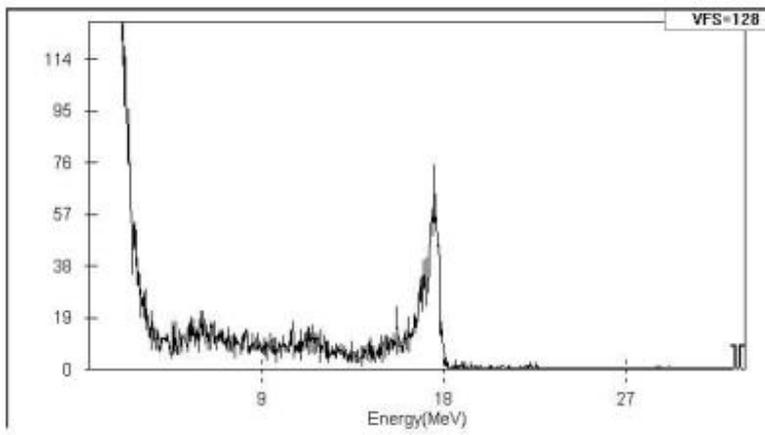
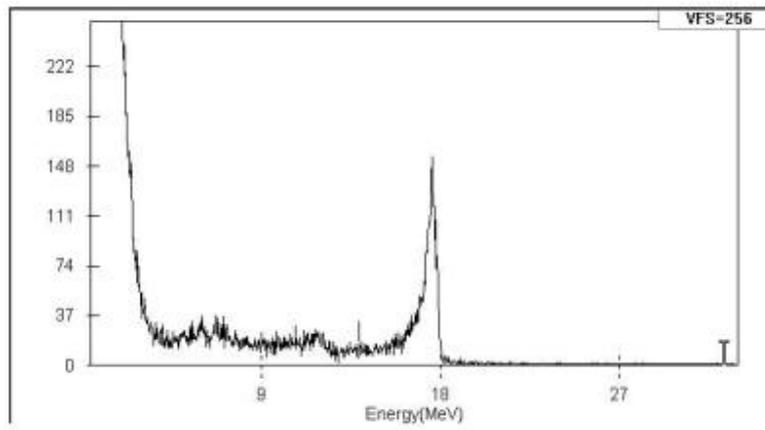
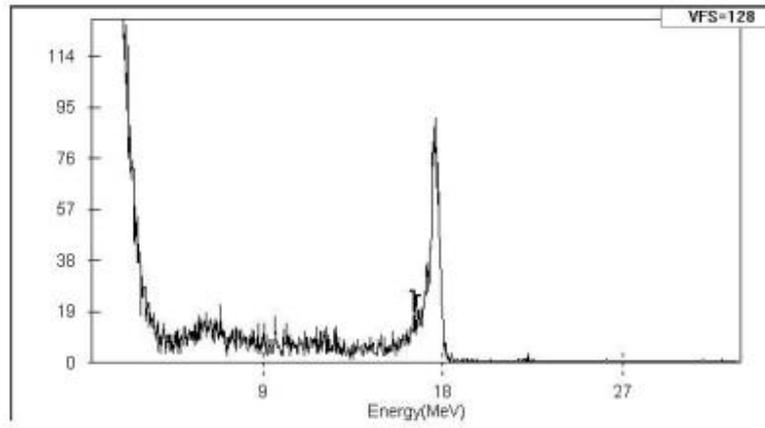
ANEXO 1

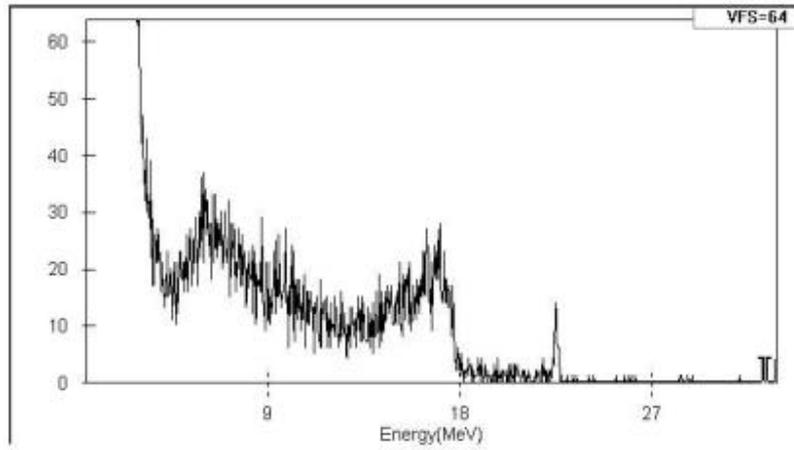
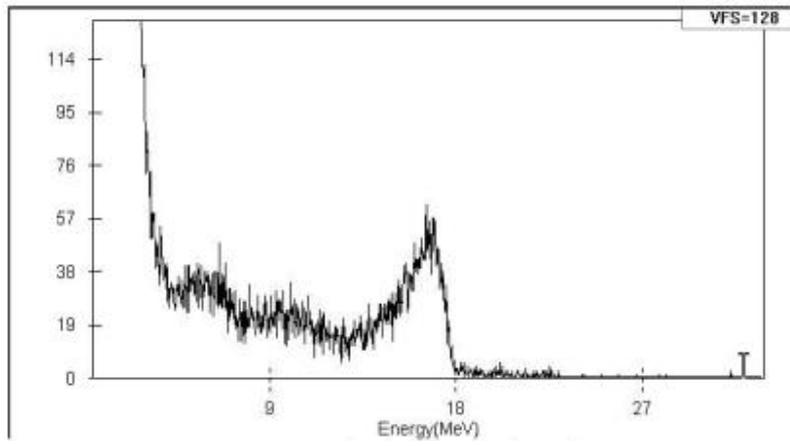
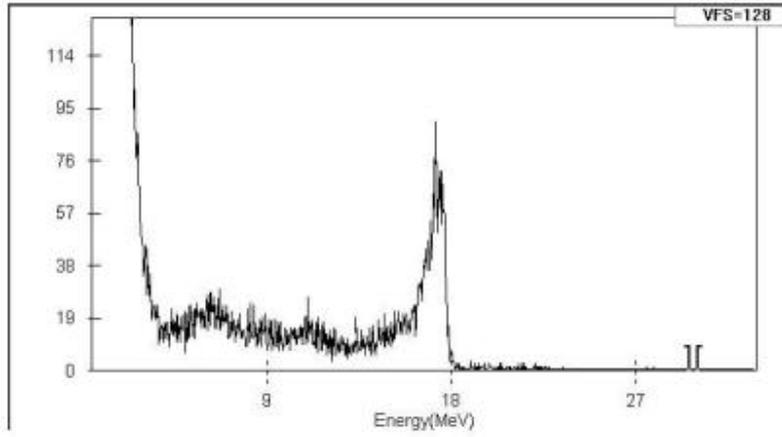
ESPECTROS OBTIDOS NO ENSAIO TOMOGRÁFICO NO CV-28

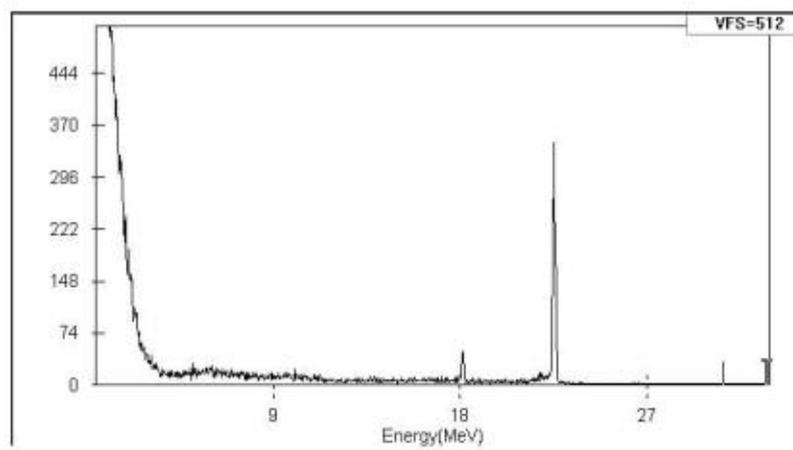
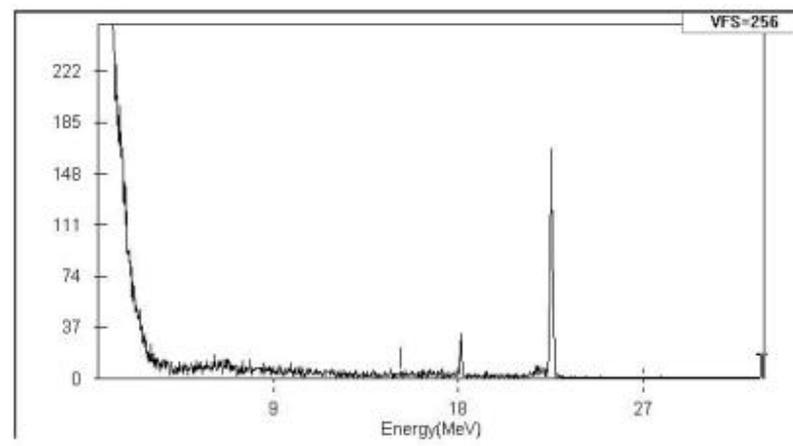
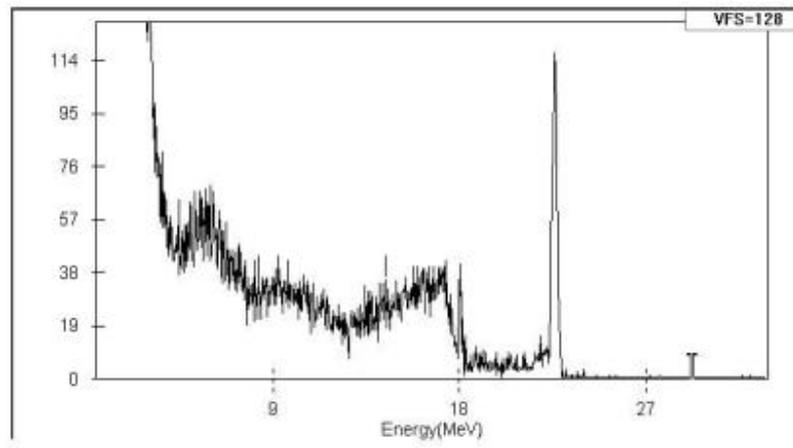






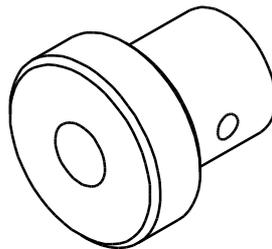
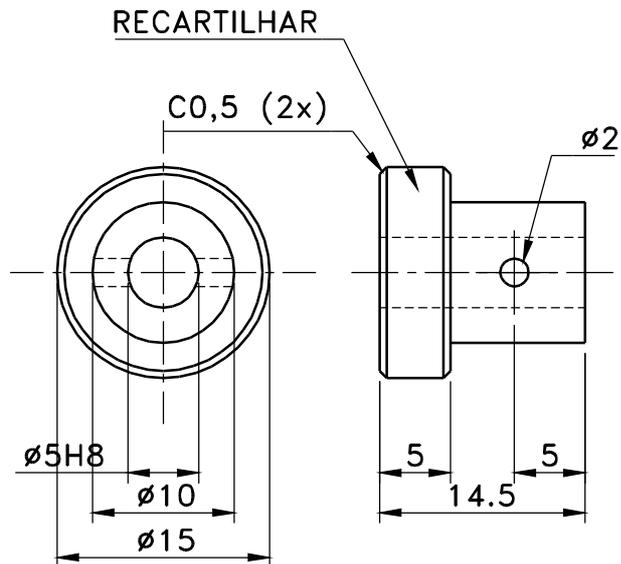




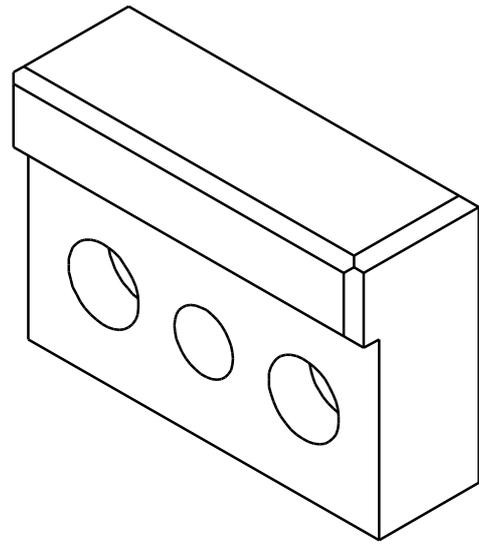
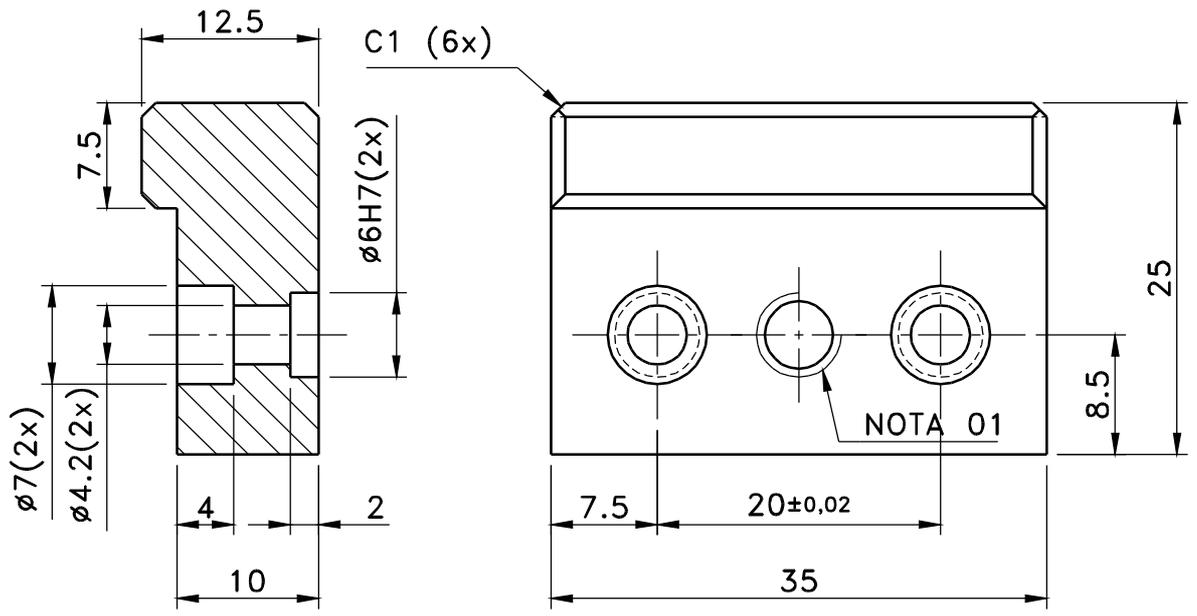


ANEXO 2

PROJETO DO MECANISMO TOMOGRÁFICO

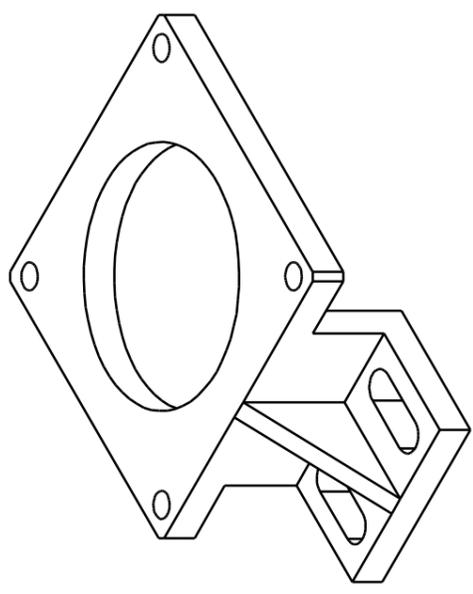
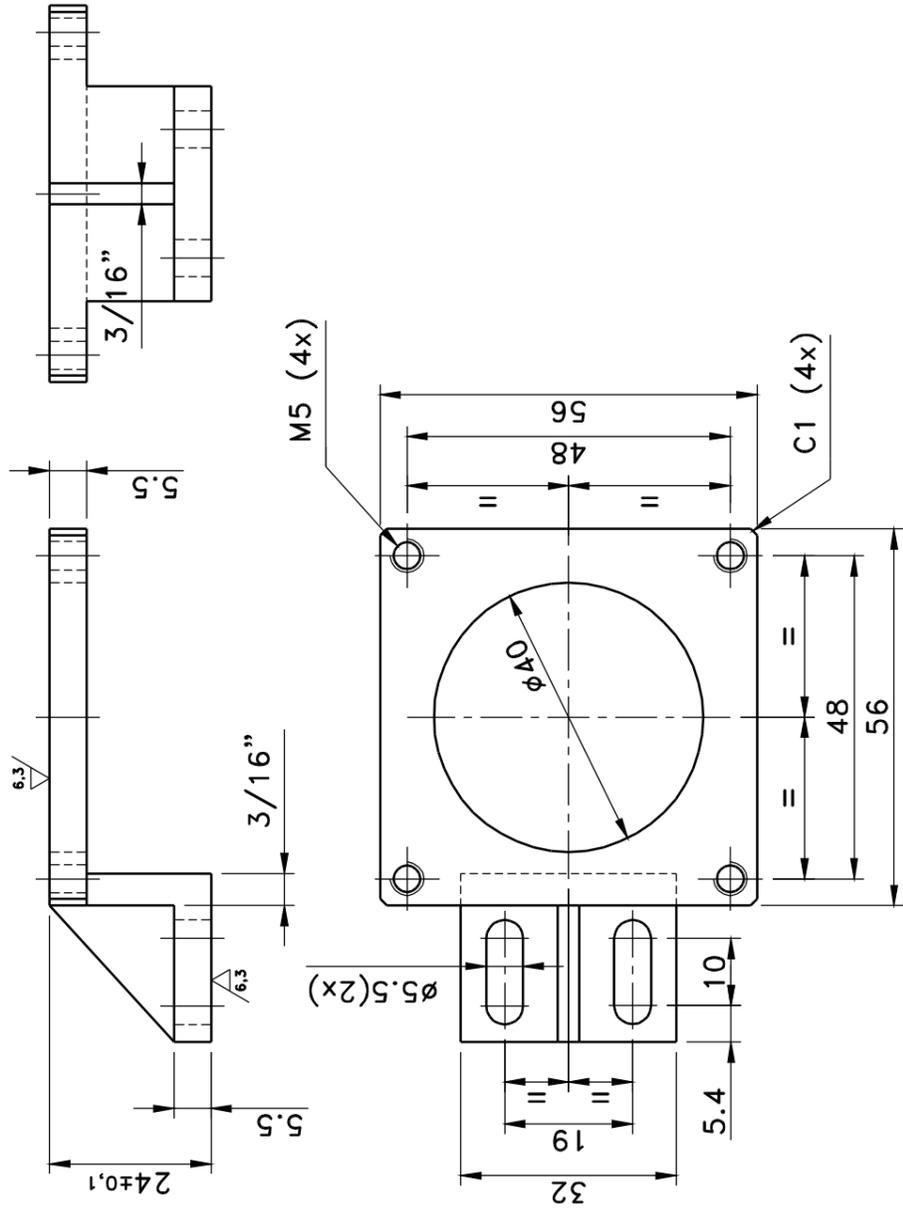


		18	MANIPULO		ALUMINIO	01		
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES	
DES. DE DETALHES						SUBSTITUI N.		
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.		
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO					
0,5X45°		PECA: MANIPULO						
TRATAMENTO TERMICO		DESENHO: ROG				PROJECAO	UNIDADE	ESCALA
TIPO	DUREZA	DATA: 18/08/04				mm/pol	2:1	
PINTURA		PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04		DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL	APROVACAO:	DATA:	04133018	04133CF	00		



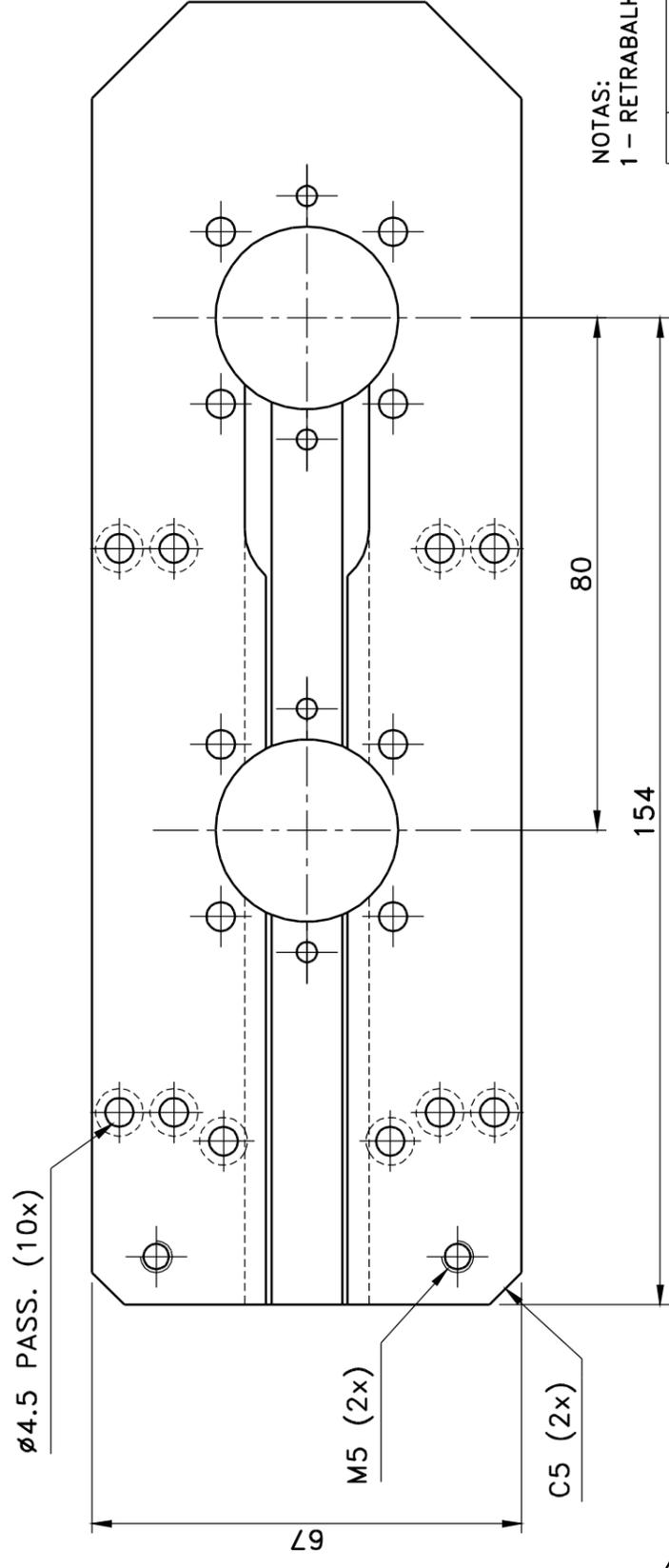
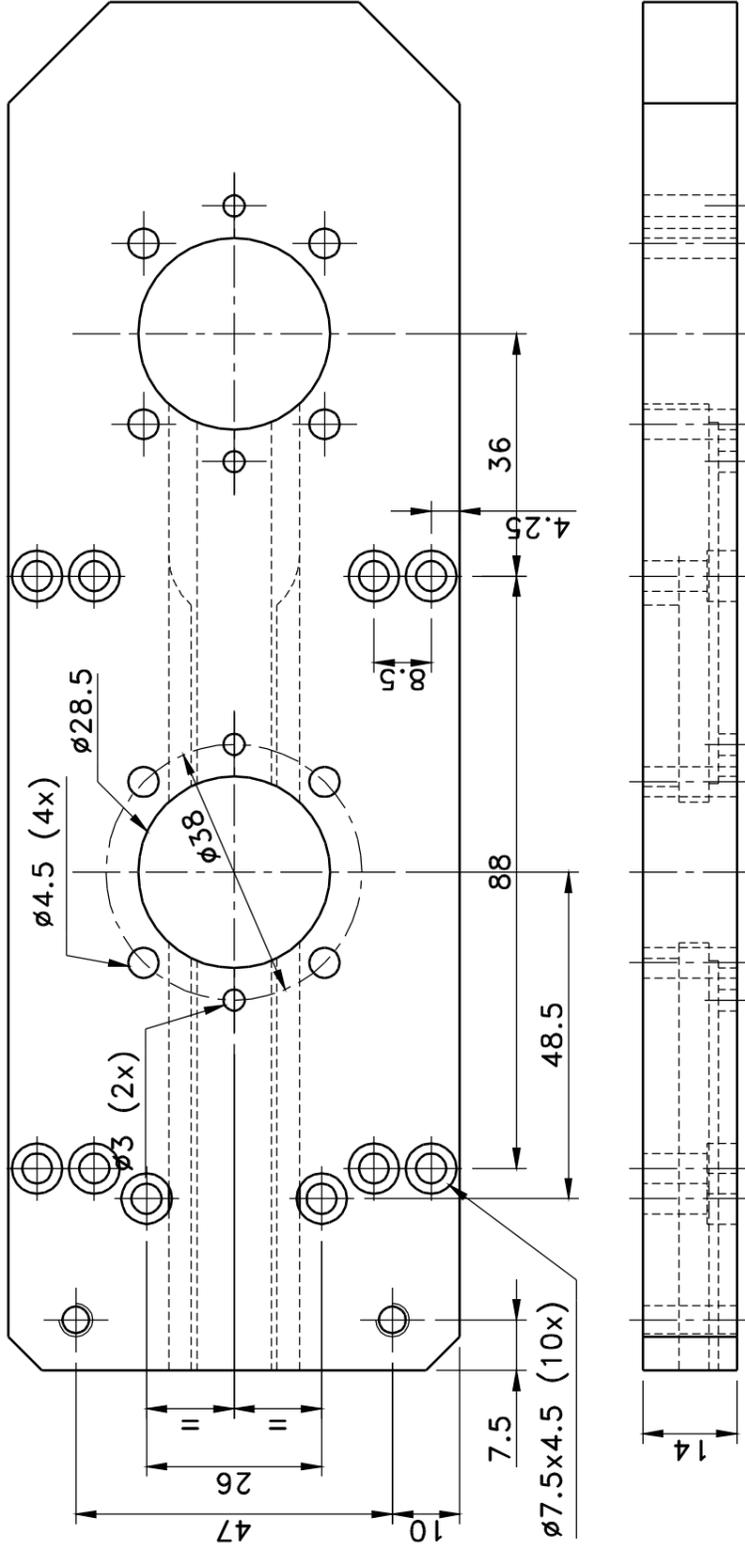
NOTAS:
 1 - FABRICAR 01 COM ROSCA M6
 FABRICAR 01 SEM ROSCA Ø6,2

DESENHO MONTAGEM		04133000		17	MORDENTE	ALUMINIO	02	NOTAS
DES. DE DETALHES				N°	D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES
CANTOS/BORDAS								SUBSTITUI N.
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.	
0,5X45°			PROJETO: MESA DO TOMOGAFO					
TRATAMENTO TERMICO				PECA: MORDENTE				
TIPO	DUREZA		DESENHO: ROG	DATA: 18/08/04	PROJECOAO		UNIDADE	ESCALA
PINTURA				PROJETO: ROG	DATA: 18/08/04	mm/pol		2:1
COR	CODIGO MUNSELL		APROVACAO:		DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO
						04133017	04133CF	00



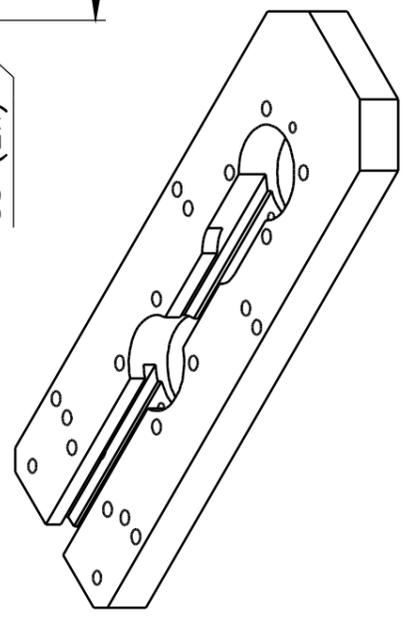
NOTAS:
1 - PEÇA SOLDADA

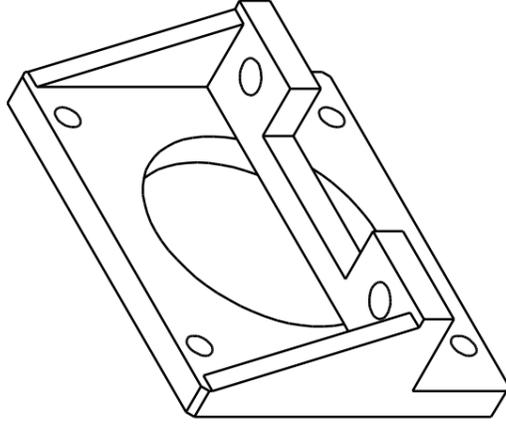
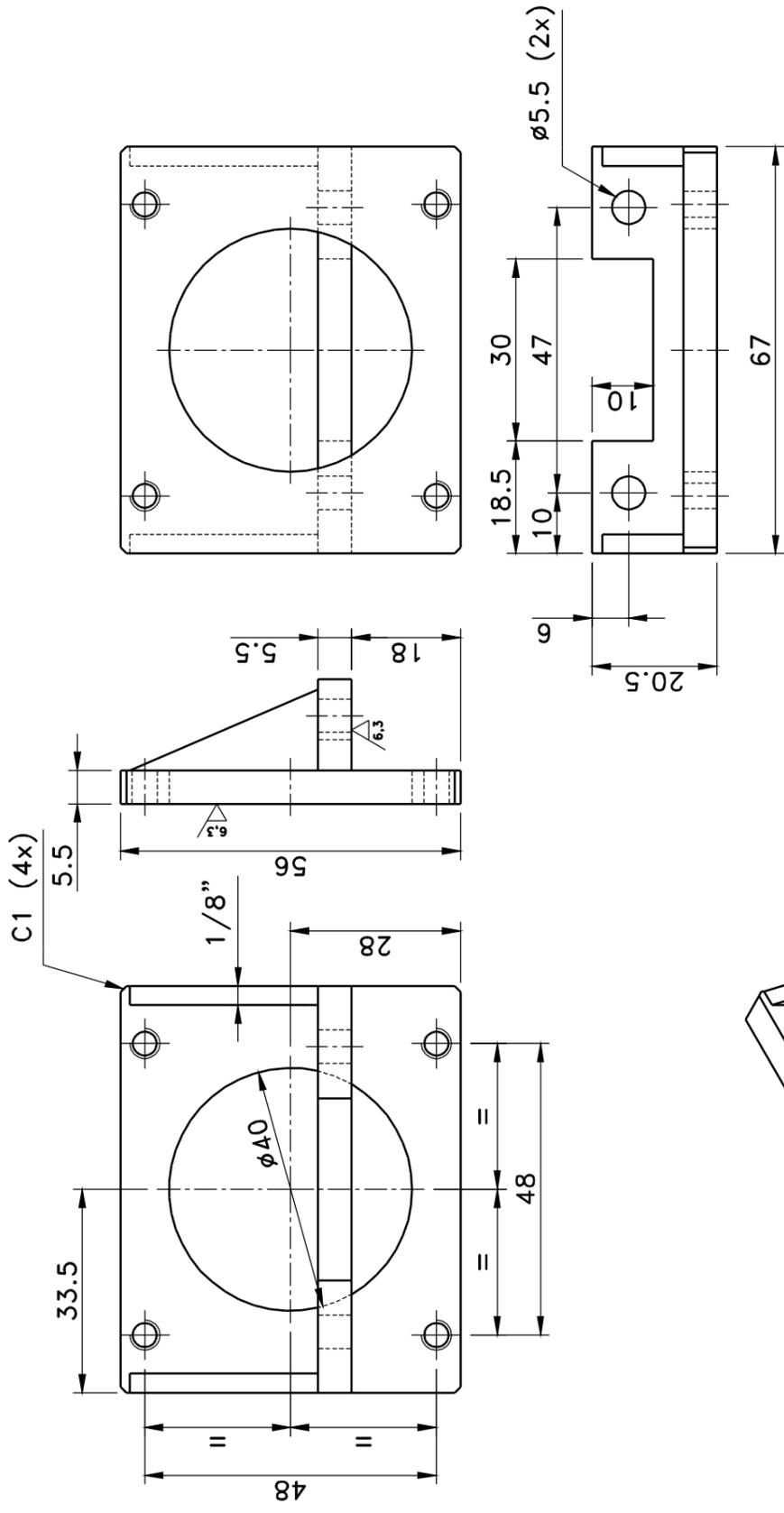
DESENHO MONTAGEM	04133000	SAE 1020	01	VIDE NOTAS
DES. DE DETALHES		D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD. OBSERVAÇÕES
CANTOS/BORDAS				SUBSTITUI N.
VIVOS	CHANFROS	RAIOS		SUBSTITUIDO PELO N.
0.5x45°	0.5x45°			
TRATAMENTO TERMICO				
TIPO	DUREZA	PROJECAO	UNIDADE	ESCALA
		DATA: 18/08/04	mm/pol	1:1
COR	PINTURA	DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO
CINZA ALUMINIO	CODIGO MUNSELL	04133015	04133CF	00
		DATA:		



NOTAS:
1 - RETRABALHAR PEÇA EXISTENTE

DESENHO MONTAGEM	04133000	BASE EXISTENTE	ALUMINIO	01	VIDE NOTAS
DES. DE DETALHES		D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD.	OBSERVAÇÕES
CANTOS/BORDAS					SUBSTITUI N.
VIVOS	0.5x45°	CLIENTE:	CEFET-PR		
CHANFROS	0.5x45°	PROJETO:	MESA DP TOMOGRAFO		
TRATAMENTO TERMICO		PEÇA:	BASE EXISTENTE		
TIPO		DESENHO:ROG	DATA:	18/08/04	UNIDADE
DUREZA		PROJETO:ROG	DATA:	18/08/04	mm/pol
PINTURA		APROVACAO:			PROJETO n°
COR					04133014
CODIGO MUNSELL					04133CF
					00



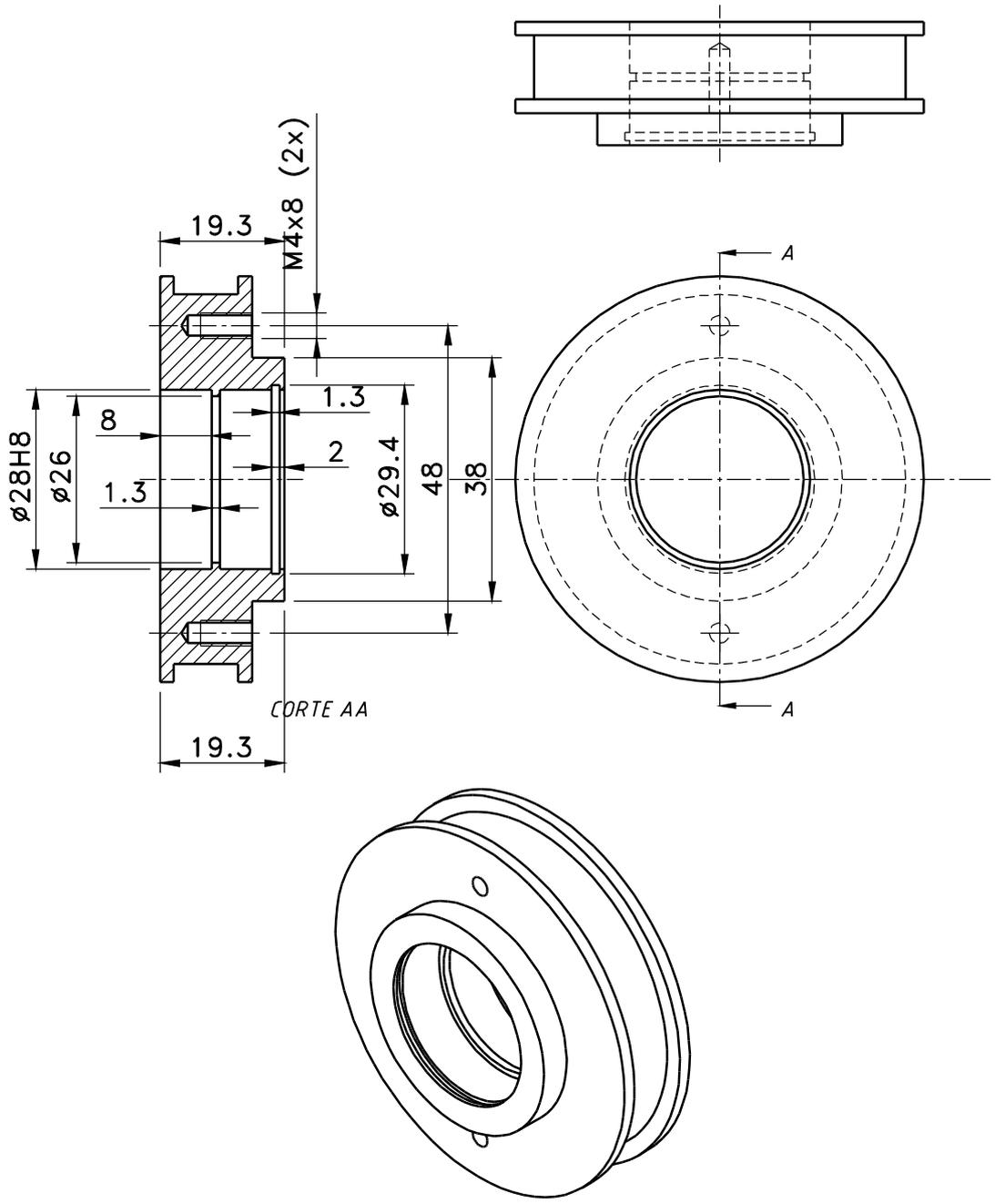


NOTAS:
1 - CONJUNTO SOLDADO

DESENHO MONTAGEM	04133000	13 SUPORTE DO MOTOR DE TRANSLAÇÕESAE 1020		01	VIDE NOTAS
DES. DE DETALHES		D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD.	OBSERVAÇÕES
CANTOS/BORDAS		SUBSTITUI N.			
VIVOS	CHANFROS	SUBSTITUIDO PELO N.			
0.5x45°	0.5x45°	RAIOS			
TRATAMENTO TERMICO		CLIENTE: CEFET-PR			
TIPO	DUREZA	PROJETO: MESA DP TOMOGRAFO			
		PEÇA: SUPORTE DO MOTOR DE TRANSLAÇÃO			
COR	PINTURA	DESENHO:ROG	DATA: 18/08/04	PROJECAO	UNIDADE
CINZA ALUMINIO	CODIGO MUNSELL	PROJETO: ROG	DATA: 18/08/04	DESENHO N°	mm/pol
		APROVACAO:	DATA:	04133013	PROJETO n°
				04133CF	REVISAO
					00

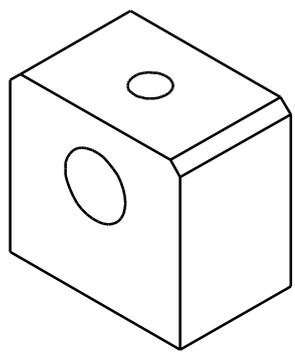
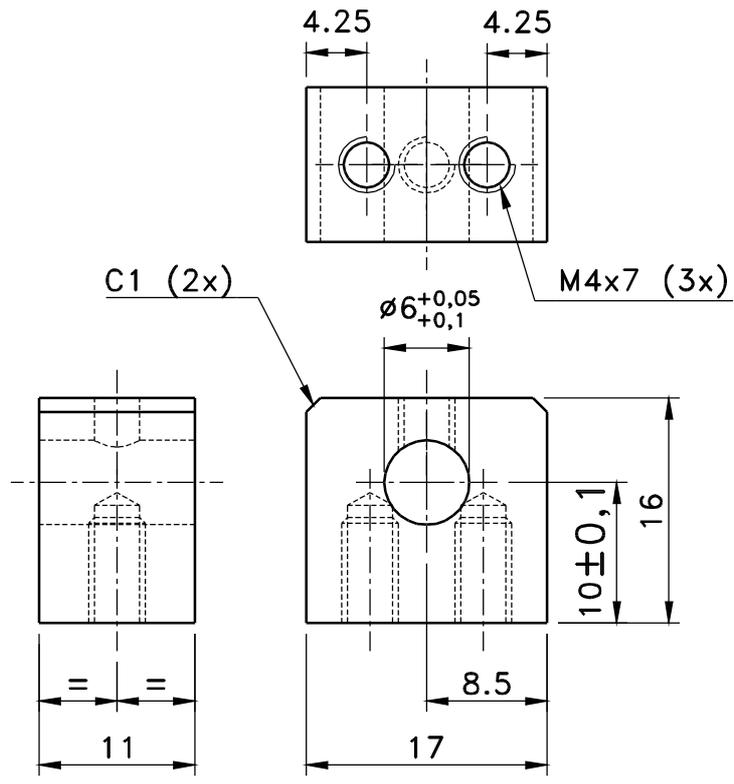
12

6,3
▽

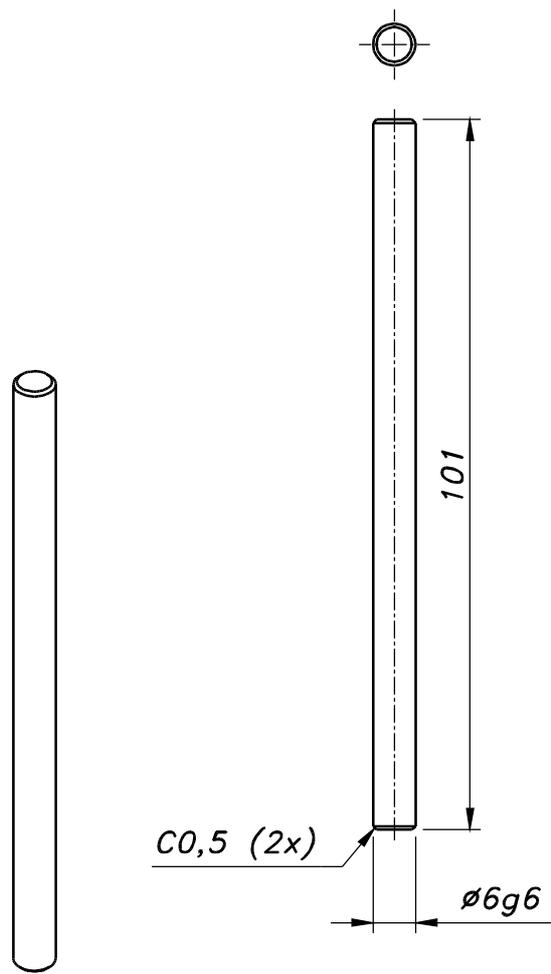


NOTAS:
1 - POLIA 36 XL 037 6F
2 - RETRABALHAR PEÇA COMERCIAL

DESENHO MONTAGEM		04133000		12	POLIA MOVIDA		ALUMINIO	01	VIDE NOTAS		
DES. DE DETALHES				N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES		
CANTOS/BORDAS										SUBSTITUI N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS		CLIENTE: CEFET-PR						SUBSTITUIDO PELO N.	
0,5X45°				PROJETO: MESA DO TOMOGAFO							
TRATAMENTO TERMICO				PECA: POLIA MOVIDA							
TIPO		DUREZA		DESENHO: ROG	DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE	ESCALA		
PINTURA				PROJETO: ROG	DATA: 18/08/04			mm/pol	1:1		
COR	CODIGO MUNSELL				DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO				
				APROVACAO:	DATA:	04133012	04133CF	00			

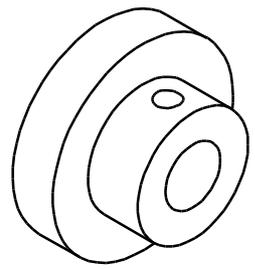
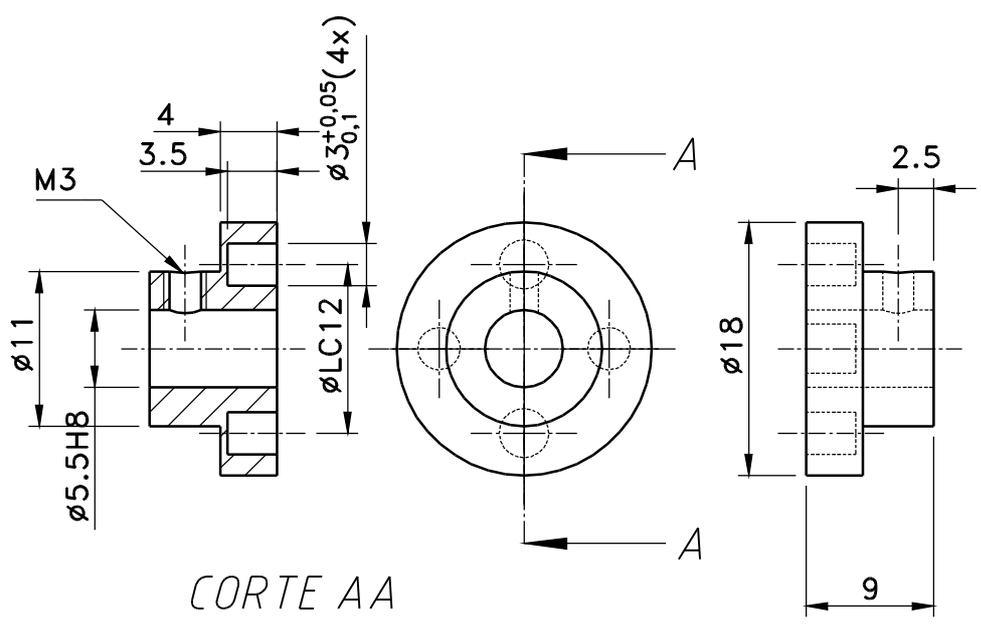


		11	SUPORTE DO EIXO		ALUMINIO	04		
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	D E N O M I N A C A O		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES	
DES. DE DETALHES							SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS							SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	CLIENTE: CEFET-PR					
0,5X45°			PROJETO: MESA DO TOMOGAFO					
TRATAMENTO TERMICO			PECA: SUPORTE DO EIXO					
TIPO	DUREZA		DESENHO: ROG	DATA: 18/08/04	PROJECOAO		UNIDADE	ESCALA
PINTURA			PROJETO: ROG	DATA: 18/08/04			mm/pol	2;1
COR	CODIGO MUNSELL		APROVACOAO:	DATA:			DESENHO N°	PROJETO n°
					04133011	04133CF	00	



NOTAS:
1 - EIXO LINERAR INA

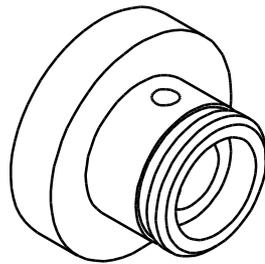
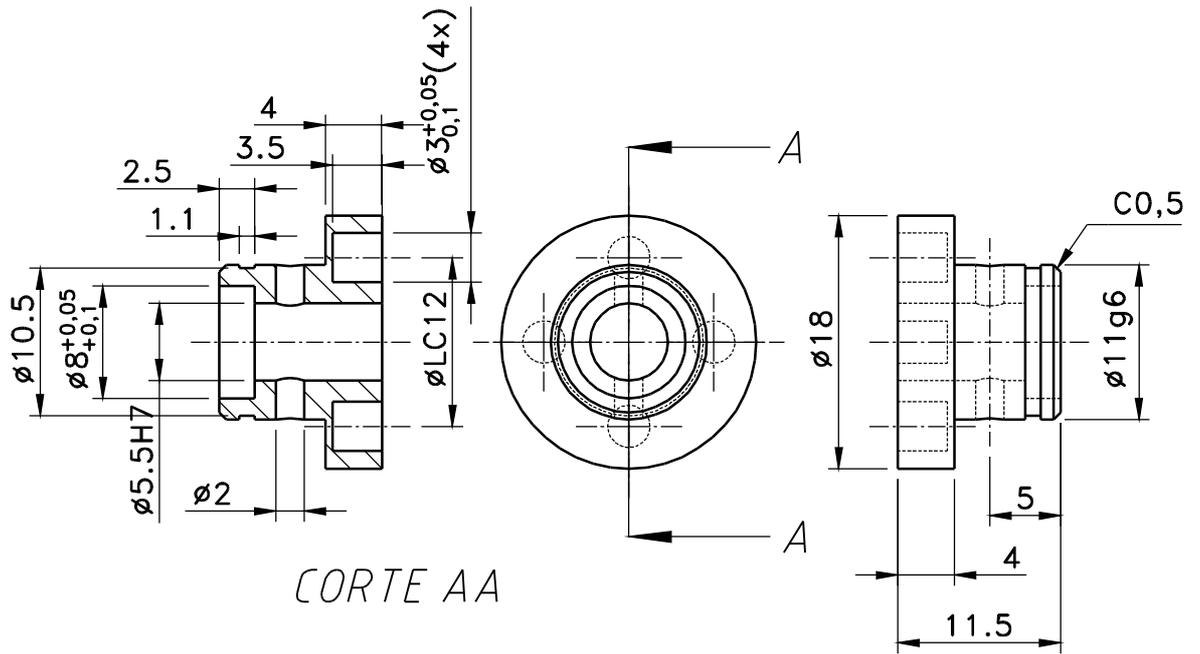
		10	EIXO		COMERCIAL	02	I N A		
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	D E N O M I N A C A O		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES		
DES. DE DETALHES							SUBSTITUI N.		
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR					SUBSTITUIDO PELO N.		
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO						
0,5X45°			PECA: EIXO						
TRATAMENTO TERMICO		TIPO		DUREZA		PROJECAO		UNIDADE	ESCALA
								mm/pol	2;1
PINTURA		PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04		DESENHO N°		PROJETO n°	REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL	APROVACAO:		DATA:		04133010		04133CF	00



		08	ACOPLAMENTO DO MOTOR		ALUMINIO	01	
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES
DES. DE DETALHES						SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO				
0,5X45°			PECA: ACOPLAMENTO DO MOTOR				
TRATAMENTO TERMICO		DESENHO: ROG		DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE
TIPO	DUREZA	PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04	DESENHO N°		ESCALA
PINTURA		APROVACAO:		DATA:	PROJETO n°		REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL				04133008	04133CF	00

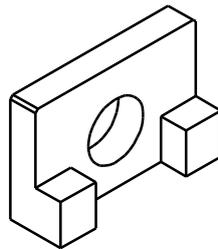
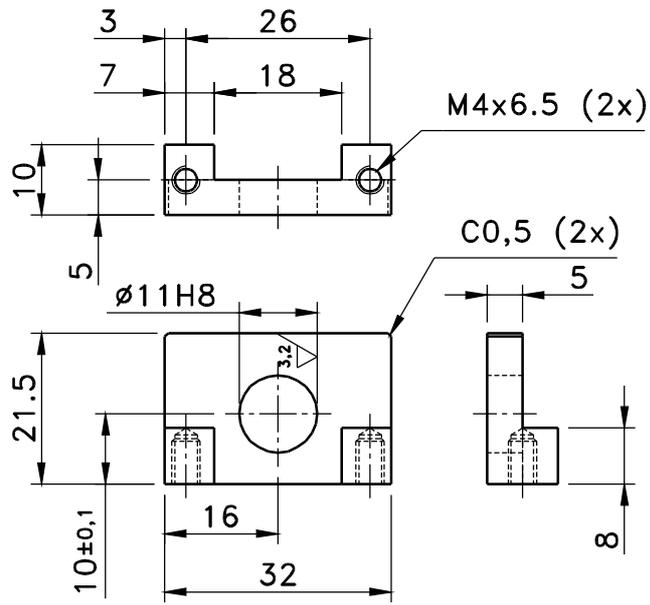
07

6,3



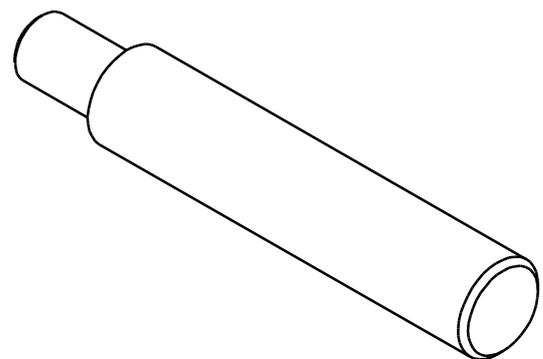
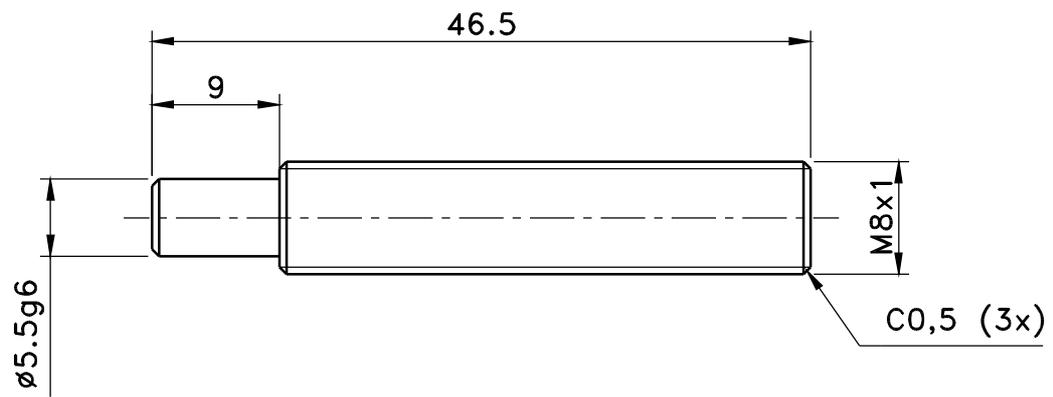
		07	ACOPLAMENTO MOVIDO		ALUMINIO	01		
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	D E N O M I N A C A O		MATERIAL	QTD.	OBSERVAÇÕES	
DES. DE DETALHES							SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS							SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	CLIENTE: CEFET-PR					
0,5X45°			PROJETO: MESA DO TOMOGAFO					
TRATAMENTO TERMICO		PECA: ACOPLAMENTO MOVIDO						
TIPO	DUREZA		DESENHO: ROG	DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE	ESCALA
PINTURA		PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04			mm/pol	2:1
COR	CODIGO MUNSELL		APROVACAO:	DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO	
					04133007	04133CF	00	

06 6,3 / (3,2)

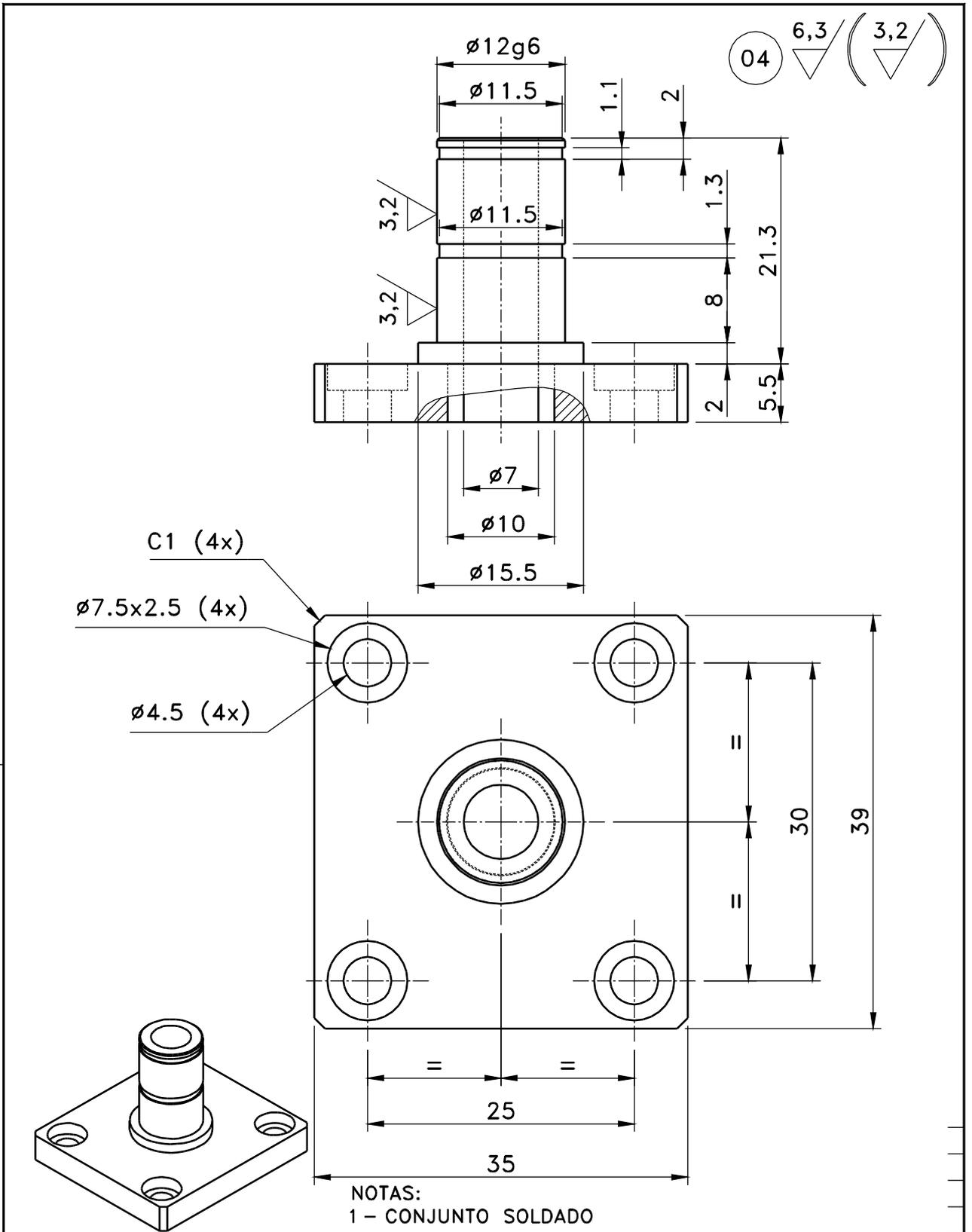


		06	SUPORTE DO ACOPLAMENTO		ALUMINIO	01	
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES
DES. DE DETALHES						SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO				
0,5X45°		PECA: SUPORTE DO ACOPLAMENTO					
TRATAMENTO TERMICO		DESENHO: ROG		DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE
TIPO	DUREZA	PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04	DESENHO N°		ESCALA
PINTURA		APROVACAO:		DATA:	PROJETO n°		REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL	04133006		04133CF	00		

05 6,3

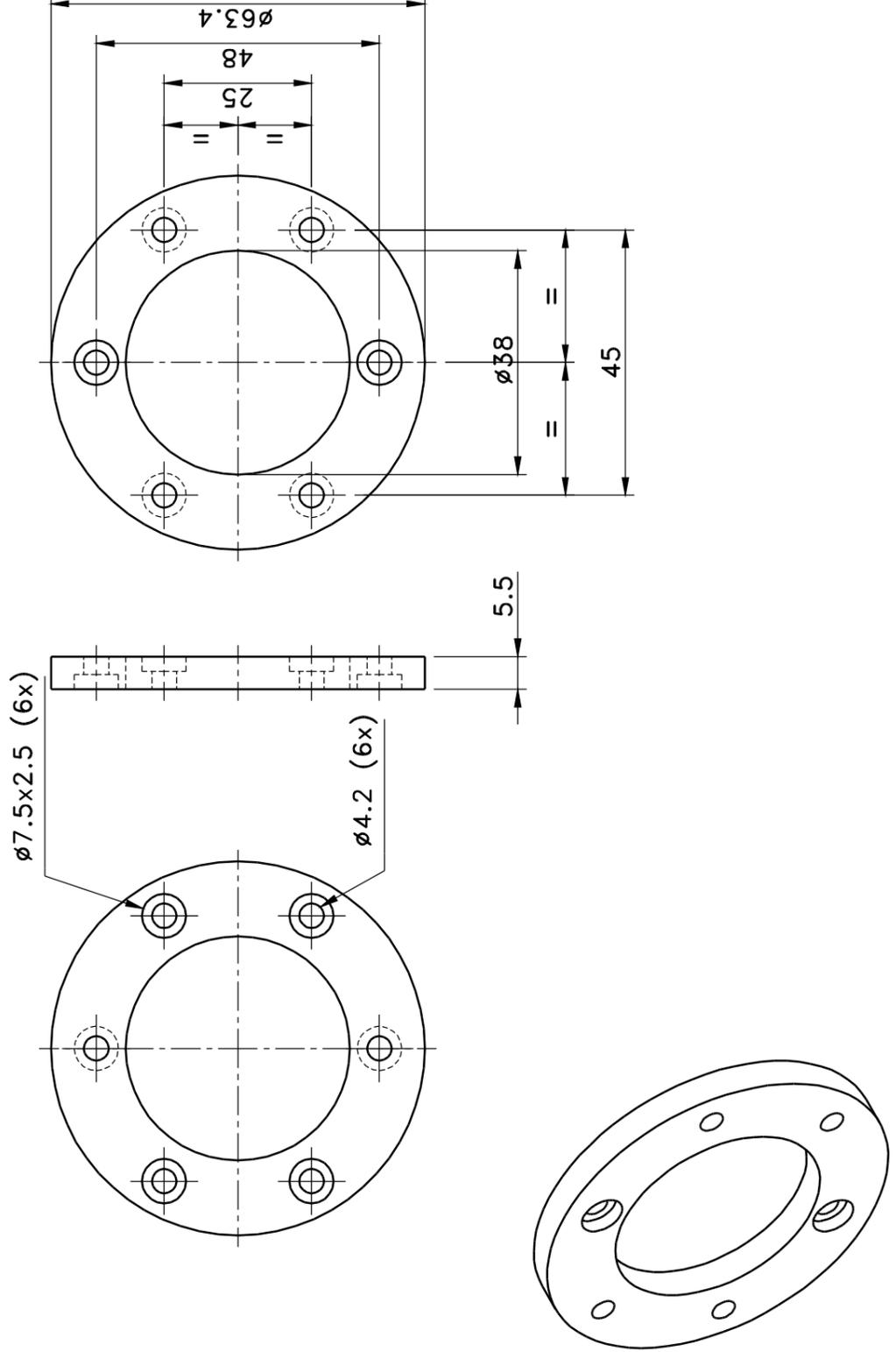


		05	EIXO DO FUSO		SAE 1045	01	
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES
DES. DE DETALHES						SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO				
0,5x45°			PECA: EIXO DO FUSO				
TRATAMENTO TERMICO		DESENHO: ROG		DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE
TIPO	DUREZA	PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04	mm/pol		ESCALA
PINTURA		APROVACAO:		DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL				04133005	04133CF	00
OXIDADO NEGRO							

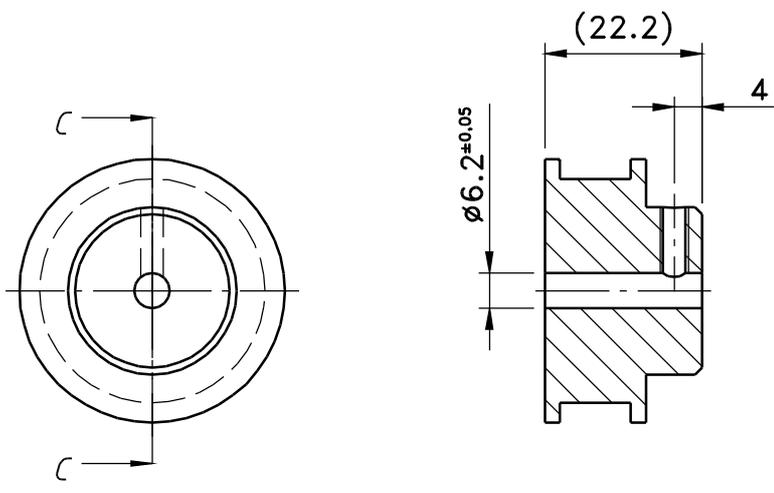


NOTAS:
1 - CONJUNTO SOLDADO

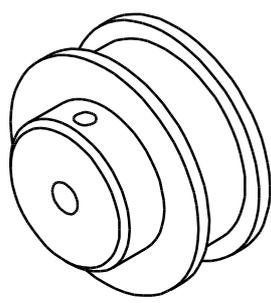
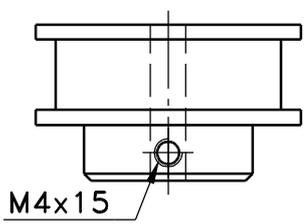
DESENHO MONTAGEM	04133000	04	EIXO DO MANCAL	SAE 1020	01	NOTAS
DES. DE DETALHES		N°	D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD.	OBSERVAÇÕES
CANTOS/BORDAS					SUBSTITUI N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	CLIENTE: CEFET-PR			SUBSTITUIDO PELO N.
0,5X45°			PROJETO: MESA DO TOMOGAFO			
TRATAMENTO TERMICO		PECA: EIXO DO MANCAL				
TIPO	DUREZA		DESENHO: ROG	DATA: 18/08/04	PROJECAO	UNIDADE
PINTURA		PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04		mm/pol
COR	CODIGO MUNSELL		APROVACAO:	DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°
OXIDADO NEGRO					04133004	04133CF
					ESCALA	REVISAO
					2:1	00



DESENHO MONTAGEM	04133000	03	CHAPA DA MORÇA	ALUMINIO	01
DES. DE DETALHES		N°	D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD. OBSERVAÇÕES
CANTOS/BORDAS					SUBSTITUI N.
VIVOS	RAIOS				SUBSTITUIDO PELO N.
0.5x45°	0.5x45°		CLIENTE: CEFET-PR		
			PROJETO: MESA DP TOMOGRAFO		
TRATAMENTO TERMICO			PEÇA: CHAPA DA MORÇA		
TIPO	DUREZA		DESENHO: ROG	PROJECAO	UNIDADE ESCALA
			DATA: 18/08/04		mm/pol 1:1
PINTURA			PROJETO: ROG	DESENHO N°	PROJETO n° REVISAO
COR	CODIGO MUNSELL		APROVACAO:	04133003	04133CF 00



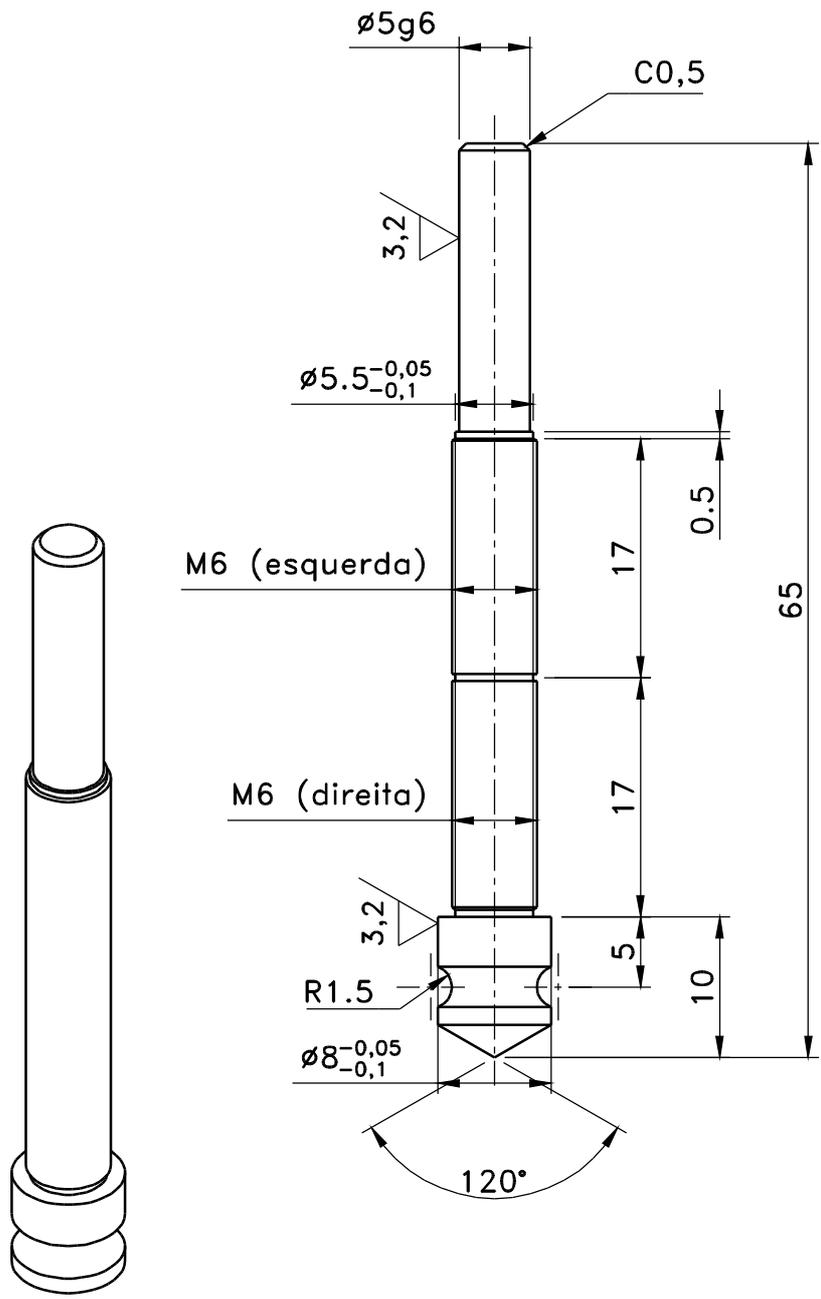
Corte c-c



NOTAS:
 1 - POLIA 20 XL 037 6F
 2 - RETRABALHAR PEÇA COMERCIAL

		02	POLIA MOTORA		ALUMINIO	01	VIDE NOTAS		
DESENHO MONTAGEM	04133000		N°	D E N O M I N A C A O	MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES		
DES. DE DETALHES							SUBSTITUI N.		
CANTOS/BORDAS			CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.		
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO						
0,5X45°			PECA: POLIA DO MOTOR						
TRATAMENTO TERMICO			DESENHO: ROG		DATA: 18/08/04	PROJECAO		UNIDADE	ESCALA
TIPO		DUREZA	PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04			mm/pol	1:1
PINTURA			APROVACAO:		DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°	REVISAO	
COR	CODIGO MUNSELL					04133002	04133CF	00	

01 ∇ 6,3 / (∇ 3,2)



		01	EIXO DA MORÇA		SAE 1045	01	
DESENHO MONTAGEM	04133000	N°	DENOMINACAO		MATERIAL	QTD.	OBSERVACOES
DES. DE DETALHES						SUBSTITUI N.	
CANTOS/BORDAS		CLIENTE: CEFET-PR				SUBSTITUIDO PELO N.	
VIVOS	CHANFROS	RAIOS	PROJETO: MESA DO TOMOGAFO				
0,5X45°		PECA: EIXO DA MORÇA					
TRATAMENTO TERMICO		DESENHO: ROG		DATA: 18/08/04	PROJECOAO		UNIDADE
TIPO	DUREZA		PROJETO: ROG		DATA: 18/08/04	mm/pol	
PINTURA		APROVACAO:		DATA:	DESENHO N°	PROJETO n°	ESCALA
COR	CODIGO MUNSELL				04133001	04133CF	2:1
							REVISAO
							00



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENG^a ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

“Tomografia Computadorizada com Feixe de Prótons de Baixa Energia”

por

João Antônio Palma Setti

Esta Tese de Doutorado foi apresentada no dia 16 de Fevereiro de 2006, como requisito parcial para a obtenção do título de DOUTOR EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica. Aprovada pela Banca Examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin
(Orientador - UTFPR)

Prof. Dr. Sergei Paschuk
(UTFPR)

Prof. Dr. Ricardo Tadeu Lopes
(UFRJ)

Prof. Dr. Ivan Evseev
(UERJ)

Prof. Dr. Joel Meza Hormaza
(USP)

Visto e aprovado para impressão:

Prof. Dr. José Luís Fabris
(Coordenador do CPGEI)

RESUMO:

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de um tomógrafo por feixe de prótons (*pCT*), que foi implementado e instalado na câmara de espalhamento do acelerador ciclotron CV-28 do IEN/CNEN, de forma a viabilizar a realização no Brasil da etapa experimental de pesquisas em *pCT*, com feixe de prótons de baixa energia. Inicialmente, através do método de Monte Carlo, foram utilizados os códigos computacionais SRIM e GEANT 4 para a simulação do experimento. Os resultados destas simulações validaram a utilização do acelerador de baixa energia na etapa experimental. Os mesmos foram utilizados para a determinação dos principais parâmetros do projeto do mecanismo tomográfico e planejamento dos experimentos. Foram realizados testes de precisão, confiabilidade e comportamento em um ambiente de alto vácuo, que exigem condições especiais de lubrificação e refrigeração, com o objetivo de avaliar as condições reais de funcionamento do mecanismo tomográfico. O mecanismo foi então utilizado para implementar experimentalmente a tomografia de uma amostra cilíndrica de vidro (*phantom*), como havia sido planejado na etapa de simulação. Como resultado, foi obtido um conjunto de espectros, equivalente ao conseguido na etapa de simulação, que pode ser utilizado para a caracterização física da amostra de vidro.

PALAVRAS-CHAVE

Radioterapia; prótons; tomografia; *pCT*.

ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO

Grande área: Engenharias / Área: Engenharia Biomédica / Subárea: Engenharia Médica /
Especialidade: Instrumentação Odontológica e Médico-Hospitalar.

2006

N^o: 15

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)