



Danilo Anacleto Arruda da Silva

Estudo teórico da contribuição do espalhamento nuclear não elástico na trajetória de prótons de energias entre 50 e 250 MeV em materiais de interesse em radiologia: aplicação em tomografia com prótons.

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu
2009

Danilo Anacleto Arruda da Silva

Estudo teórico da contribuição do espalhamento nuclear não elástico na trajetória de prótons de energias entre 50 e 250 MeV em materiais de interesse em radiologia: aplicação em tomografia com prótons.

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Silva, Danilo Anacleto Arruda da.

Estudo teórico da contribuição do espalhamento nuclear não elástico na trajetória de prótons de energias entre 50 e 250 MeV em materiais de interesse em radiologia: aplicação em tomografia com prótons / Danilo Anacleto Arruda da Silva. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientador: Joel Mesa Hormaza

1. Radiologia 2. Prótons 3. Tomografia 4. Método de Monte Carlo

Palavras-chave: Método de Monte Carlo; Reações nucleares inelásticas; Tomografia com feixe de prótons

Agradecimentos

Agradeço a Deus por todas as coisas que Ele tem me dado e me ajudado.

Ao meu Pai por ser o meu Herói.

A minha Mãe por estar por perto quando precisei.

A minha Irmã Karina e a minha amiga Amanda.

Ao Maurício (balanga) e Guilherme (culpado) por serem meus amigos e participarem ativamente deste trabalho.

Ao Marcio Acencio pelas ajudas com o Bash.

Ao Luís Augusto (Chokito) por ter feito as coisas funcionarem na hora que precisava e por ter suportado meus insistentes pedidos de ajuda.

Ao Paulo Fonseca pela sua grande ajuda com o Matlab.

Ao grande Orientador e Professor Joel Mesa Hormaza por ter me aguentado e ajudado durante dois anos.

Aos Professores Ney Lemke e Roberto Morato.

Ao pessoal do LBBC e da III Turma de Física Médica.

E por último, e não menos importante, a todos os meus amigos que não tiveram seus nomes aqui inscritos.

Resumo

O objetivo do presente projeto é a implementação através de simulação de um estudo dos processos de interação de feixes de prótons com a matéria, empregando para isso os códigos baseados no método de Monte Carlo SRIM (***S**topping and **R**ange of **I**ons in **M**atter*) e MCNPX (***M**onte **C**arlo **N**-**P**article **eX**tended*) v2.50. Este trabalho servirá como suporte ao desenvolvimento de um sistema tomográfico com feixe de prótons. O estudo será desenvolvido para alvos compostos pelos materiais: água, Polimetilmetacrilato (PMMA), substituto de tecido MS20, entre outros, para feixes de prótons entre 50 MeV e 250 MeV, que é o intervalo de energias de interesse clínico. Serão estudadas a perda de energia de cada próton após atravessar uma camada do material com uma determinada espessura, os desvios angular e lateral do mesmo com respeito a sua direção incidente, assim como a magnitude da diminuição do número de prótons do feixe com e sem inclusão de interações nucleares. Este projeto tem estreita relação com outras áreas da Física Médica e a Física de Materiais como são as de interação da radiação com a matéria, os fenômenos de transporte de partículas, os métodos experimentais em Física Nuclear, assim como a simulação e modelagem computacional de processos pelo método de Monte Carlo.

Palavras-chave: método de Monte Carlo , tomografia com feixe de prótons ,reações nucleares inelásticas.

Abstract

The goal of this work is to study the process of interaction of protons with matter through Monte Carlo simulation. For this purpose, it was employed the SRIM program (*Stopping and Range of Ions in Matter*) and MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) v2.50. This work is going to support the development of a tomography system with protons. It was studied the interaction of proton with the follow materials: Polimethyl Mehacralate (PMMA), MS20 Tissue Substitute and water. This work employed energies in range of 50 MeV and 250 MeV, that is the range of clinical interest. The energy loss of proton after cross a material layer, the decreasing of its intensity, the angular and lateral deflection of incident beam, including and excluding nuclear interactions. This work is related with Medical Physics and Material Physics, like interaction of radiation with matter, particle transport phenomena, and the experimental methods in Nuclear Physics like simulation and computational by Monte Carlo method.

Key-words: Monte Carlo method, proton computed tomography, inelastic nuclear reaction.

Sumário

Resumo	3
Abstract	4
1 Introdução	8
1.1 Histórico	8
1.2 Tomografia com Feixe de Prótons	9
1.3 Interação de Partículas Carregadas com a Matéria	11
1.3.1 <i>Stopping Power</i>	11
1.3.2 Espalhamento Múltiplo Coulombiano	12
1.3.3 Interações Nucleares	13
2 Objetivos	13
2.1 Objetivos Gerais	13
2.2 Objetivos Específicos	14
3 Materiais e Métodos	14
3.1 Características do Alvo e do Feixe	14
3.2 Simulações Computacionais	14
3.2.1 O Método de Monte Carlo	14
3.2.2 O programa SRIM 2008	15
3.2.3 O código MCNPX v2.50	15
3.3 Metodologia	17
4 Resultados e Discussão	17
5 Conclusões	25
Apêndice	26
A Arquivo de entrada do código MCNPX	26
B Códigos Utilizados para Filtragem e Análise de Dados	26
B.1 <i>Shell Script</i>	26
B.1.1 Programa para limpeza dos arquivos de saída do programa SRIM . .	26
B.1.2 Programa para limpeza dos arquivos PTRAC do código MCNPX .	27
B.2 Matlab	27
B.2.1 Programa para calcular as médias e desvio padrões para o programa SRIM	27
B.2.2 <i>M-File</i> para organizar os dados	29
B.2.3 Programa para calcular as médias e desvio padrões para o código MCNPX	30
C Trabalhos Apresentados	33
Referências	35

Lista de Figuras

1	Deposição da dose como função da profundidade para feixes de prótons [4].	8
2	Alcance e modulação da intensidade de vários picos de <i>Bragg</i> para se chegar a uma sobreposição do mesmo [1].	9
3	Ilustração do desvio de uma partícula que atravessa um material de espessura x resultante de um deslocamento em y e um desvio angular θ [12]. . .	13
4	Diagrama da geometria que foi empregada.	14
5	Imagem da interface do programa SRIM.	16
6	Gráfico de energia <i>versus</i> profundidade para feixe de prótons com energia entre 50 e 250 meV incidindo em um alvo composto por PMMA. (a) gráfico com programa SRIM, (b) gráfico com o código MCNPX (as barras de erro estão representadas, mas são muito pequenas).	18
7	Gráfico da diferença entre os valores médios de energia entre SRIM e MCNPX pela profundidade: (a) Água, (b) MS20 e (c) PMMA. Todos os gráficos são para a energia de 200 MeV	19
8	Gráficos para variação da energia entre os materiais: Água, MS20 e PMMA. (a) SRIM e (b) MCNPX.	20
9	Cosseno <i>versus</i> profundidade para água utilizando os dois códigos: (a) gráfico utilizando o programa SRIM, (b) gráfico utilizando o código MCNPX.	21
10	Posição Z para MS20 para energia de 200 MeV utilizando os dois códigos. (a) SRIM e (b) MCNPX.	22
11	Gráfico com a sobreposição das trajetórias para a posição Y dos materiais: água, MS20 e PMMA para energia de 200 MeV. (a) SRIM, (b) MCNPX. .	23
12	Gráficos do desvio padrão <i>versus</i> profundidade. (a) Água para energia de 100 MeV, (b) MS20 para energia de 150 MeV, (c) PMMA para energia de 200 MeV.	24

Lista de Tabelas

1	Protonterapia ao redor do mundo [4].	10
2	Composição dos materiais utilizados neste trabalho [15].	15

1 Introdução

1.1 Histórico

A aplicação de feixes de prótons como ferramenta em radioterapia tem aumentado de forma notável e muito bem sucedida nos últimos tempo [1][2], desde que foi proposta por Robert Wilson em seu artigo publicado em 1946 [3]

A vantagem do emprego de prótons em radioterapia está no fato de que a dose depositada no início da trajetória é baixa, e quando próximo ao alcance máximo dos feixe, ela aumenta (produzindo um pico) e diminui rapidamente até zero (veja figura 1). Esse pico é conhecido como pico de *Bragg*. Ele ocorre devido aos prótons que atravessam o material perderem energia em interações atômicas ou nucleares. Com esta perda aumenta-se a interação com os elétrons dos átomos do material alvo. Esta, por sua vez, é máxima próximo ao alcance máximo do feixe, levando a uma grande deposição de dose no local. Esta característica permite que a deposição máxima de energia seja posicionada dentro do alvo. Quando o alvo tem uma dimensão considerável, utiliza-se uma sobreposição de vários picos de *Bragg* (SOBP – *spread-out Bragg peak*)(veja figura 2) para se cobrir todo o volume tumoral. Com isto tem-se uma região de alta dose muito bem localizada e outra com baixa dose na região dos tecidos saudáveis adjacentes. No caso dos fótons, depois de um pequeno *build-up* ocorre um decaimento exponencial da energia conforme o aumento da profundidade [1][4].

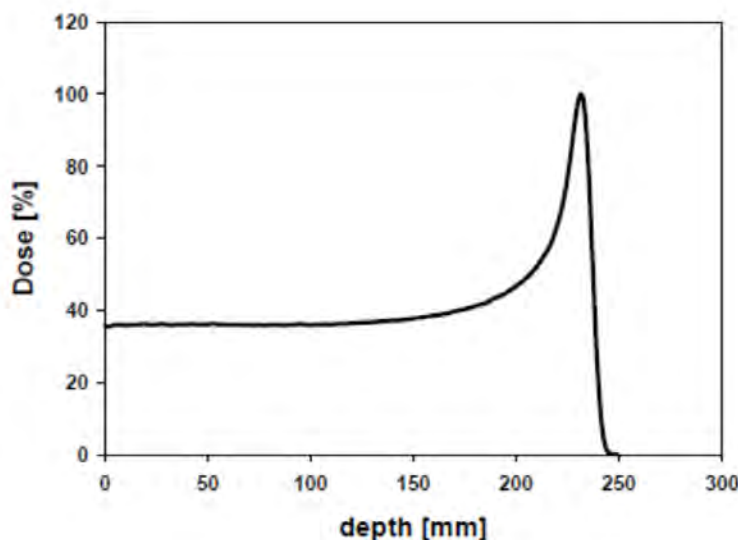


Figura 1: Deposição da dose como função da profundidade para feixes de prótons [4].

A terapia com feixes de prótons, assim como com fótons, acompanhou o desenvolvimento da tecnologia de aceleradores. O primeiro feixe de prótons utilizado para tratamento de pacientes ocorreu no meio da década de 1950 no LBL. No final da década de 1950 foi desenvolvido no Instituto Gustaff Werne em Uppsala, Suécia, técnicas de radiocirurgia para tumores cerebrais utilizando feixes de prótons do ciclotron de Uppsala. Em 1961, Dr. Ray Kjelberg (neurocirurgião do *Massachusetts General Hospital* - MGH) e

colegas trataram alvos intracraniais com técnicas radiocirúrgicas no *Harvard Cyclotron Laboratory* (HCL) [1].

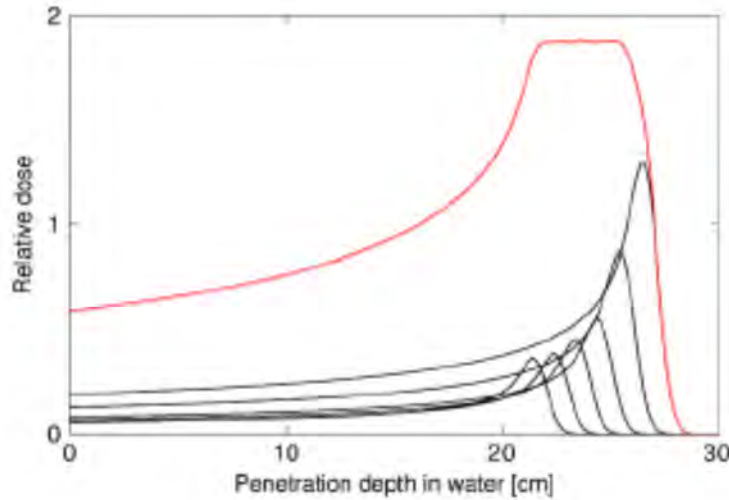


Figura 2: Alcance e modulação da intensidade de vários picos de *Bragg* para se chegar a uma sobreposição do mesmo [1].

Durante o final da década de 1960 e década de 1970 ocorreu a criação de centros de protonterapia em vários laboratórios de pesquisa em física, sendo os principais na Rússia (Dubna, 1968; Moscow, 1969; St. Petersburg, 1975) e Japão (início de tratamento em 1979 e desenvolvimento do *spot scanning system* para tratamento de pacientes em 1980). No final da década de 1980 e década de 1990 houve o início de vários programas para tratamento de câncer através da utilização de feixes de prótons, sendo alguns deles: Inglaterra (1989), França (1991), África (1993), Suíça (1996), Alemanha (1998) e no Japão (1998) [1].

O primeiro centro especializado em protonterapia foi o hospital *Loma Linda Medical Center* (LLUMC), construído no final da década de 1980. Os primeiros pacientes foram tratados em 1990 [1]. Na tabela 1 aparece a localização e número de pacientes tratados em vários lugares do mundo [4].

1.2 Tomografia com Feixe de Prótons

A tomografia com feixe de prótons (pCT – *proton computed tomography*), como ferramenta de diagnóstico, foi estudada no início da década de 1970, mas foi abandonada devido ao sucesso da tomografia computadorizada de raios-X (xCT – *X-ray computed tomography*). Contudo o interesse em se utilizar a radiografia e tomografia com prótons vem aumentando gradativamente devido ao sucesso da protonterapia [5].

Atualmente o planejamento do tratamento é realizado utilizando a xCT, mas isso leva a imprecisões devido a diferença entre os processos pelos quais os prótons e fótons interagem com a matéria e na conversão de unidades Hounsfield (medida com a xCT) para a densidade eletrônica (utilizada para o cálculo de dose na terapia com prótons) [6][7].

Tabela 1: Protonterapia ao redor do mundo [4].

Instituição	Onde	Primeiro Tratamento	Último Tratamento	Número de Pacientes	Data do Total
Berkeley 184	CA, USA	1954	1957	30	
Uppsala	Suécia	1957	1976	73	
Harvard	MA, USA	1961	2002	9116	
Dubna	Rússia	1967	1996	124	
ITEP, Moscow	Rússia	1969		3748	Jun-04
St. Petersburg	Rússia	1975		1145	Abr-04
Chiba	Japão	1979		145	Abr-02
PMRC, Tsukuba	Japão	1983	200	700	
PSI (72MeV)	Suíça	1984		4066	Jun-04
Dubna	Rússi	1999		191	Nov-03
Uppsala	Suécia	1989		418	Jan-04
Clatterbridge	Inglaterra	1989		1287	Dez-03
Loma Linda	CA, USA	1990		9282	Jul-04
Louvain-la-Neuve	Bélgica	1991	1993	21	
Nice	França	1991		2555	Abr-05
Orsay	França	1991		2805	Dez-03
iThemba LABS	África do Sul	1993		446	Dez-03
MPRI	IN, USA	1993	1999	34	
UCSF - CNL	CA, USA	1994		632	Jun-04
TRIUMF	Canada	1995		89	Dez-03
PSI (200MeV)	Suíça	1996		166	Dez-03
H. M. I., Berlim	Alemanha	1998		437	Dez-03
NCC, Kashiwa	Japão	1998		270	Jun-04
HIBMC, Hyogo	Japão	2001		359	Jun-04
PMRC, Tsukuba	Japão	2001		492	Jul-04
NPTC, MGH	MA, USA	2001		800	Jun-04
INFN - LNS, Catania	Itália	2002		77	Dez-03
WERC	Japão	2002		14	Dez-03
Shizuoka	Japão	2003		69	Jul-04
MPRI	IN, USA	2004		21	Jul-04
			Total	39612	

Para se fazer a reconstrução da imagem na pCT, utiliza-se a perda de energia de cada próton (veja seção 1.3.1), para isso assume-se que não ocorra nenhum tipo de interação nuclear não elástica entre o próton e os átomos que constituem o material alvo (veja seção 1.3.3). Como esta perda de energia depende da densidade do material, ao se medi-la, obtém-se informação sobre a distribuição da densidade do meio. Como a diferença de densidade entre os órgãos que constituem o corpo humano é pequena, a pCT apresenta baixo contraste. Para se ter uma melhor definição de como a densidade está distribuída no corpo, coleta-se dados sobre a posição, ângulos e energia com que os prótons do feixe deixam o corpo [6][7].

Além disso a pCT apresenta um fator limitante para sua resolução, que é o Espalhamento Múltiplo Coulombiano (MCS – *Multiple Coulomb Scattering*). Este processo faz com que a trajetória do próton no material não seja retilínea, dificultando a reconstrução da imagem (veja a seção 1.3.2) [5]. Para contornar esta dificuldade calcula-se o caminho mais provável (MLP – *Most Likely Path*) do próton utilizando suas informações sobre as posições de entrada e saída [6]. Em contraste, os raios-X, atravessam o material em linha reta, e para a reconstrução da imagem utiliza-se a informação sobre o seu grau de absorção via efeito fotoelétrico e Compton [6].

1.3 Interação de Partículas Carregadas com a Matéria

1.3.1 *Stopping Power*

O comportamento de uma partícula com carga e massa atravessando um material é muito diferente de um fóton. Este é completamente absorvido (via efeito fotoelétrico ou produção de pares) ou substituído por outro com energia diferente (efeito Compton). A exceção é o espalhamento coerente (um fóton de mesma energia viaja em uma direção diferente). Uma partícula carregada tem uma seção de choque muito maior que um fóton, fazendo com que seu alcance seja muito menor se comparado a um fóton de mesma energia [9].

Quando uma partícula carregada atravessa um material, esta perde energia principalmente por ionização ou excitação atômica [10]. É conveniente falar na quantidade de energia que a partícula carregada perde por unidade de caminho percorrido (*stopping power* – poder de parada), e no seu alcance (distância máxima percorrida antes dela perder toda sua energia). O *stopping power* (S) é o valor esperado da energia cinética T perdida pelo projétil por unidade de comprimento [9]. Este é dado pela equação de Bethe-Bloch [10][11]:

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi r_0^2 m_e c^2 Z_2}{\beta^2} Z_1^2 \left[\ln \left[\frac{2m_e c^2 \beta^2 T_{max}}{1 - \beta^2} \right] - \beta^2 - \ln \langle I \rangle - \frac{C}{Z_2} - \frac{\delta}{2} \right] \quad (1)$$

em que:

m_e : massa do elétron.

c : Velocidade da luz.

r_0 : raio do elétron de Bohr.

Z_1 : número atômico da partícula incidente.

Z_2 : número atômico do material que forma o alvo.

β : velocidade da partícula (v/c).

T_{max} : energia cinética máxima que pode ser transmitida.

C/Z_2 : Este é o termo de correção de camada (*shell correction*). Ele é o termo que corrige a suposição de que a velocidade do íon é muito maior que a velocidade dos elétrons alvo.

$\ln \langle I \rangle$: Este é o termo de ionização média (*mean ionization*). Ele é o termo que corrige os níveis de energia viáveis para transferir energia para o elétron do alvo.

$\delta/2$: Este é o termo de efeito da densidade (*density effect*). Este termo corrige o efeito de polarização do alvo, o qual reduz o *stopping power* desde que se assuma que o campo eletromagnético do íon não está no espaço livre, mas reduzido por uma constante dielétrica do meio.

1.3.2 Espalhamento Múltiplo Coulombiano

Uma partícula carregada ao atravessar um meio pode ser desviada por vários pequenos ângulos de espalhamento, mas sem alterar seu momento total. A maior parte desses desvios é devido a uma série de interações elástica com o campo Coulombiano do núcleo, e por isso, este processo é chamado de Espalhamento Múltiplo Coulombiano (MCS) [5][10][12]. O MCS é bem descrito pela teoria de Molierè [13]. Ao se considerar pequenos ângulos de espalhamento e a natureza estatística do processo, a função de distribuição de probabilidade pode ser aproximada por uma função Gaussiana [10].

Assumindo que a distribuição seja Gaussiana, o MCS é caracterizado pelo desvio padrão σ_θ da gaussiana, sendo que este é proporcional a $\sigma_\theta = \sqrt{x/X_0}$ [12]:

$$\sigma_\theta \propto \sqrt{\frac{x}{X_0}} \quad (2)$$

em que x é a distância percorrida dentro do material e X_0 é o comprimento de radiação (*Radiation Length*), que é uma constante que caracteriza a interação eletromagnética na matéria.

O MCS, também, leva a um desvio da trajetória da partícula (veja figura 3), e a distribuição do deslocamento desta, também, pode ser aproximada por uma Gaussiana. O desvio σ_y é proporcional a distância percorrida x dentro do material e a σ_θ :

$$\sigma_y = \frac{1}{\sqrt{3}} x \sigma_\theta \quad (3)$$

as distribuições de y e θ estão correlacionadas por motivos puramente estatísticos. Se, por exemplo, o desvio da posição em y for muito grande, provavelmente o desvio angular θ também será [12].

1.3.3 Interações Nucleares

A probabilidade de interações nucleares de prótons em energias usadas na pCT torna-se importante a partir de 100 MeV. Estas interações levam a uma diminuição na fluência de prótons com o aumento da espessura do material percorrido, e no caso de imagens baseadas em perda de energia, à uma contribuição desconhecida de dose no paciente [14].

Em colisões não elásticas, prótons primários transferem uma parte de sua energia cinética para partículas secundárias, principalmente prótons e em menor quantidade partículas carregadas pesadas (assumindo que o próton primário “desaparece” na interação nuclear). Para prótons com energias entre 100 MeV e 200 MeV, estas frações estão entre 0,62 e 0,67 para interações nucleares com núcleos de oxigênio. O restante da energia cinética é transferida a fótons e nêutrons, os quais se esperam que não contribuam significativamente com a dose no material. A energia transferida a partículas mais pesadas que o próton é depositado localmente, enquanto que prótons secundários continuam a percorrer o material [14].

Caso algum desses prótons secundários deixem o material, eles poderão contribuir para a formação da imagem, mas a grande maioria destes podem ser facilmente identificados, pois sua energia será, provavelmente, muito menor que a dos prótons primários [14].

2 Objetivos

2.1 Objetivos Gerais

- Sistematização dos conhecimentos adquiridos nas matérias Física das Radiações, Radiobiologia Dosimetria e Radioproteção e Física Radiológica com aplicações práticas no cálculo de magnitudes físicas;
- Desenvolver habilidades no emprego de programas de transporte de radiação baseados no método de simulação de Monte Carlo;
- Familiarização com a filosofia de cálculo utilizada nestes programas;

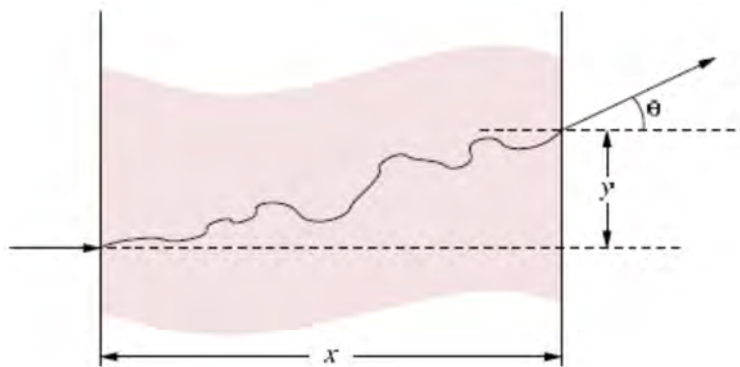


Figura 3: Ilustração do desvio de uma partícula que atravessa um material de espessura x resultante de um deslocamento em y e um desvio angular θ [12].

2.2 Objetivos Específicos

- Estudar, com o emprego dos códigos SRIM e MCNPX, as magnitudes:
 - Perda de energia de cada próton após atravessar uma camada do material com uma determinada espessura;
 - Desvio angular do próton com respeito a sua direção incidente;

Empregando para isso feixes de prótons com formato *pencil beam* no intervalo de energia entre 50 e 250 MeV incidindo em *fantomas* cilíndricos compostos de diferentes materiais de interesse radiológico.

3 Materiais e Métodos

3.1 Características do Alvo e do Feixe

A simulação foi realizada num alvo na forma de paralelepípedo composto pelos materiais água, substituto de tecido MS20 e Polimetilmetacrilato (PMMA). As composições destes elementos estão apresentada na tabela 2. O lado da base foi de 5 cm e seu comprimento menor que o alcance do feixe no material para cada energia estudada (verificado na referência [15]). A incidência dos feixes de prótons, no formato *pencil beam*, com energias no intervalo de interesse em protonterapia (50 MeV - 250 MeV), foi pelo centro da base do paralelepípedo (ver figura 4).

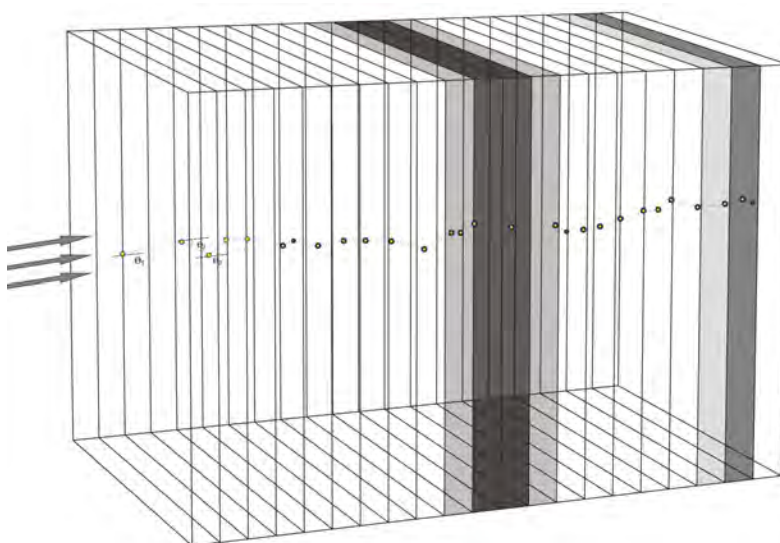


Figura 4: Diagrama da geometria que foi empregada.

3.2 Simulações Computacionais

3.2.1 O Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo é frequentemente o único meio de se obter a solução de problemas em que se obter a solução analítica é muito difícil. A maior parte das técnicas

de solução de problemas (resolução de integrais ou transporte de partículas, por exemplo) que são baseadas no método de Monte Carlo utilizam um “gerador de número aleatório”, o qual gera valores uniformes e estatisticamente independentes em um intervalo semi-aberto $[0, 1)$ [10].

O nome do método foi proposto por S. Ulam em 1946, devido sua propensão à jogos de azar. Nicolas Metropolis também fez contribuições importantes para o método [18].

3.2.2 O programa SRIM 2008

O programa SRIM [19] é um código Monte Carlo que apresenta uma interface gráfica muito amigável (ver figura 5), o que torna mais fácil o processo da definição do problema a ser resolvido.

Para se criar o alvo, primeiro escolhe-se o material. Este que pode ser definido a partir de um banco de dados previamente definido pelo autor do programa (*compound dictionary*) ou definido pelo usuário. Após isso define-se a espessura do material alvo (*width*). Não se define os outros parâmetros geométricos, pois estes já estão fixados. Depois escolhe-se a energia, o número total de íons incidentes (estes são os parâmetros que serão armazenados no arquivo de saída) e inicia-se a simulação. Esta pode demorar alguns minutos ou levar várias horas, dependendo da espessura e material do alvo, da energia do feixe e do número de íons.

3.2.3 O código MCNPX v2.50

O código MCNPX um código Monte Carlo que necessita da criação de um arquivo de entrada, pois não possui interface gráfica. Neste arquivo é definido o problema a ser resolvido (geometria, modelo físicos utilizados, etc.). Este arquivo está dividido em

Tabela 2: Composição dos materiais utilizados neste trabalho [15].

Água		PMMA	
Densidade(g/cm^3): 1		Densidade(g/cm^3): 1,19	
Número Atômico	Fração Por Peso	Número Atômico	Fração Por Peso
1	0,111894	1	0,080538
8	0,888106	6	0,599848
		8	0,319614

MS20	
Densidade(g/cm^3): 1	
Número Atômico	Fração Por Peso
1	0,081192
6	0,583442
7	0,017798
8	0,186381
12	0,130287
17	0,000900

seções: *cell card*, *surface card* e *data card*. Uma linha *title card* precede a seção *cell card*. A palavra *card* é utilizada como uma linha do arquivo de entrada que pode ter no máximo 80 caracteres (incluindo espaços). Uma seção pode ter mais de um *card*. Abaixo segue uma estrutura geral do arquivo de entrada [16] e no apêndice A está apresentado um exemplo.

Title Card

Cell Card

.....

.....

(linha em branco para separar seções)

Surface Card

.....

.....

(linha em branco para separar seções)

Data Card

.....

.....

(linha branca final, opcional)

- *Title Card*: Frequentemente contém informação sobre o problema a ser modelado. Ele é mostrado em vários lugares do arquivo de saída, facilitando assim, o entendimento do conteúdo do arquivo de saída.
- *Cell Card*: É a primeira seção após o *Title Card*. As *cells* são usadas para definir a forma e o tipo de material contido no espaço físico.
- *Surface Card*: Esta seção contém as superfícies (por exemplo: planos, cilindro, esferas, etc) que irão definir a forma das células.

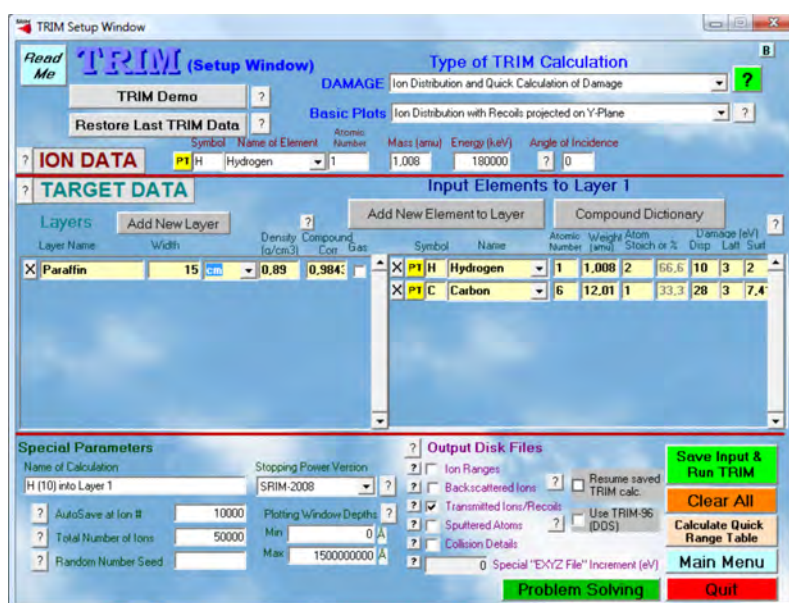


Figura 5: Imagem da interface do programa SRIM.

- *Data Card*: Nesta seção estão as informações sobre os tipos de materiais presentes no problema, a física que será utilizada e a definição da geometria da fonte

3.3 Metodologia

As simulações foram realizadas no Laboratório de Bioinformática e Biofísica Computacional do Depto. de Física e Biofísica do Instituto de Biociências de Botucatu na UNESP campus de Botucatu.

Para a realização da simulação com o SRIM foi utilizada uma máquina Intel Xeon de 8 processadores, cada um com 2 GHz de velocidade, 8 Gb de memória RAM e em um sistema operacional Windows Vista 64-bit. Para a simulação do MCNPX foi utilizada a mesma máquina, mas num sistema Ubuntu Linux versão 9.04.

No Linux foi utilizado códigos em *Shell Script* para limpeza dos dados obtidos. No Windows foi utilizado o Matlab 7.1 para o cálculo das médias e desvios padrões (estes códigos estão apresentados no apêndice B).

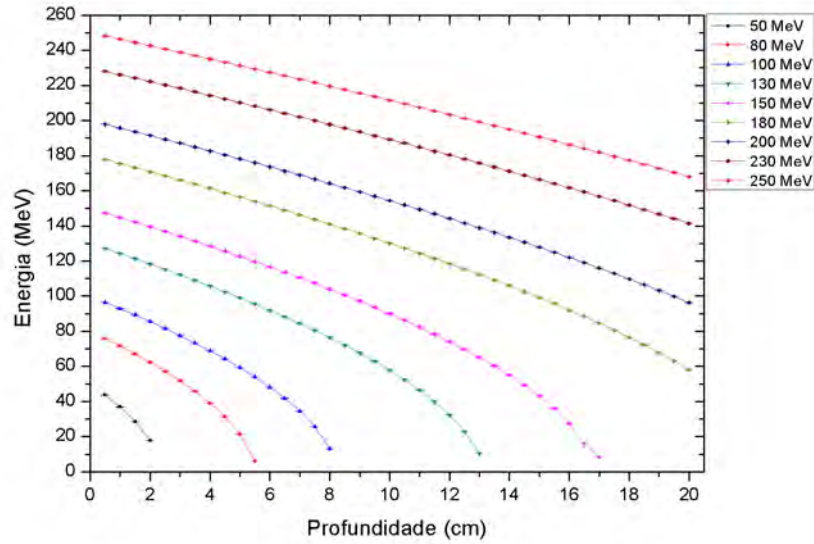
4 Resultados e Discussão

A partir dos dados obtidos analisou-se, para o feixe no formato *pencil beam*, a variação da energia com a profundidade empregando o programa SRIM e o código MCNPX. Ao se observar esta variação nota-se que a perda de energia segue o mesmo comportamento em ambos os casos. Isto ocorre pois o próton perde energia principalmente por ionização e excitação atômica [10] (na figura 6 está apresentado o gráfico de energia *versus* profundidade para PMMA). Ao fazer-se uma análise mais minuciosa destes gráficos é possível observar que há uma diferença nos valores médios de energia obtidas com os programas. Esta variação (calculada como $\left(\frac{|E_{MCNPX}-E_{SRIM}|}{E_{MCNPX}}\right) \times 100\%$) *vs.* profundidade está apresentada na figura 7 para energia de 200 MeV. Nestes gráficos é possível notar que para a água e MS20 a maior diferença ocorre na parte central da trajetória, enquanto que no início os valores entre os dois programas são bem próximos e no final da mesma os valores tendem a se aproximar. Um ponto importante a ressaltar é que para o PMMA a diferença entre os códigos tende a aumentar conforme a profundidade, enquanto que para água e MS20 esta diferença tende a diminuir. Esta diferença no comportamento da perda de energia entre os códigos ocorre devido ao MCNPX levar em consideração interações nucleares não-elásticas, nas quais os prótons primários não transferem toda sua energia para os prótons secundários [14]. Este comportamento foi identico para o restante das energias.

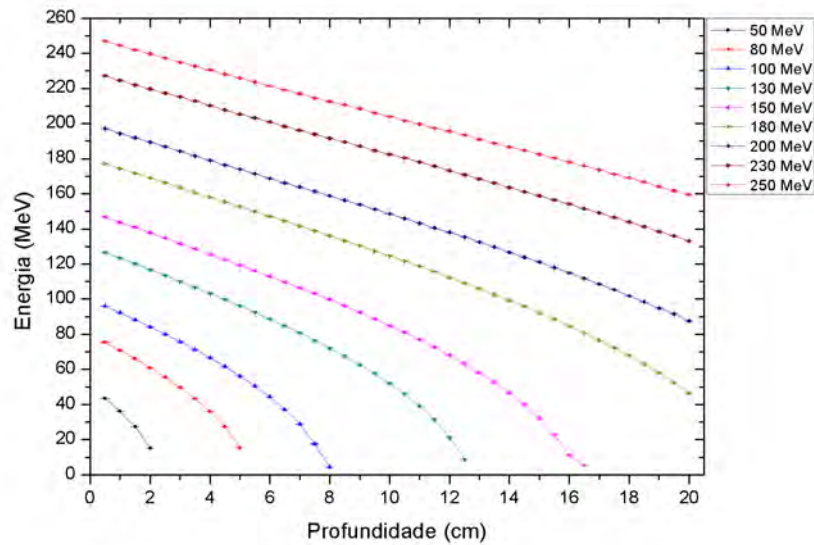
Ao continuar-se a análise dos gráficos da figura 6 é possível observar que a taxa de variação ($-dE/dx$) não é constante em toda trajetória do próton. Para energias mais altas (250 MeV e 200 MeV, por exemplo) estas variações são praticamente constantes, dentro dos limites do alvo, enquanto que para energias mais baixas (50 e 100 MeV, por exemplo) esta taxa não é constante. isto ocorre pois quando a energia é menor a probabilidade de o próton interagir com a matéria é muito maior que a energias mais altas.

Ao se observar a perda de energia entre os materiais (figura 8), nota-se, para o MCNPX, que a variação de energia não é sensível ao tipo de material. A única diferença acontece na região próxima ao pico de *Bragg*, onde a água perde mais energia que os outros dois materiais. Para o SRIM, é importante ressaltar que, para todas as energias analisadas, os

materiais apresentam perdas de energias diferentes, com o maior valor no caso da água, seguida pelo MS20 e pelo PMMA.



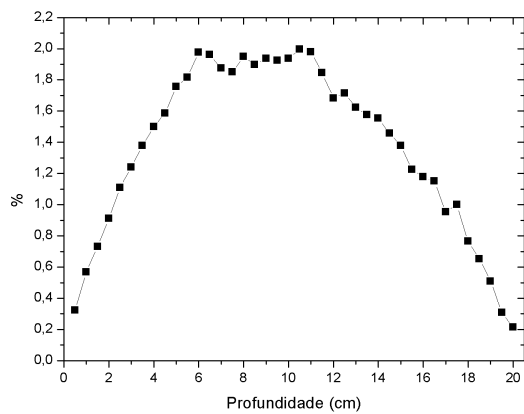
(a)



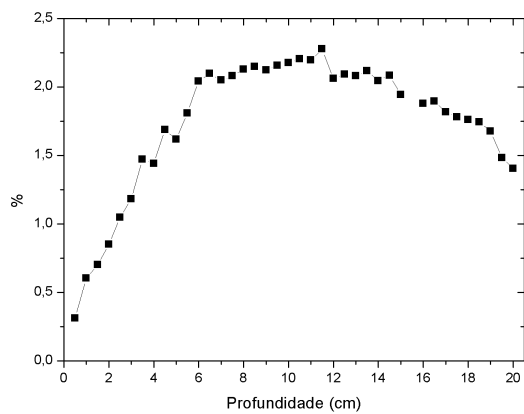
(b)

Figura 6: Gráfico de energia *versus* profundidade para feixe de prótons com energia entre 50 e 250 meV incidindo em um alvo composto por PMMA. (a) gráfico com programa SRIM, (b) gráfico com o código MCNPX (as barras de erro estão representadas, mas são muito pequenas).

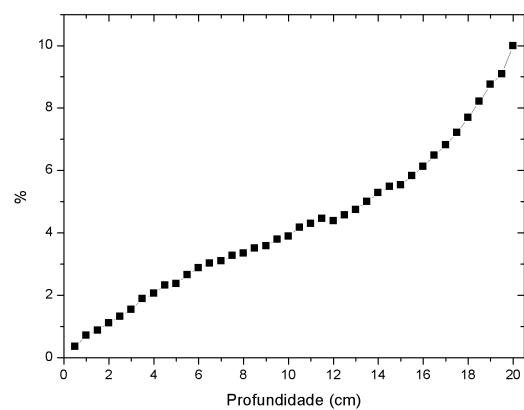
Como o valor da energia diminui com a profundidade, a dispersão (definida como o desvio padrão da média) aumenta, devido a maior interação do próton com os elétrons



(a)

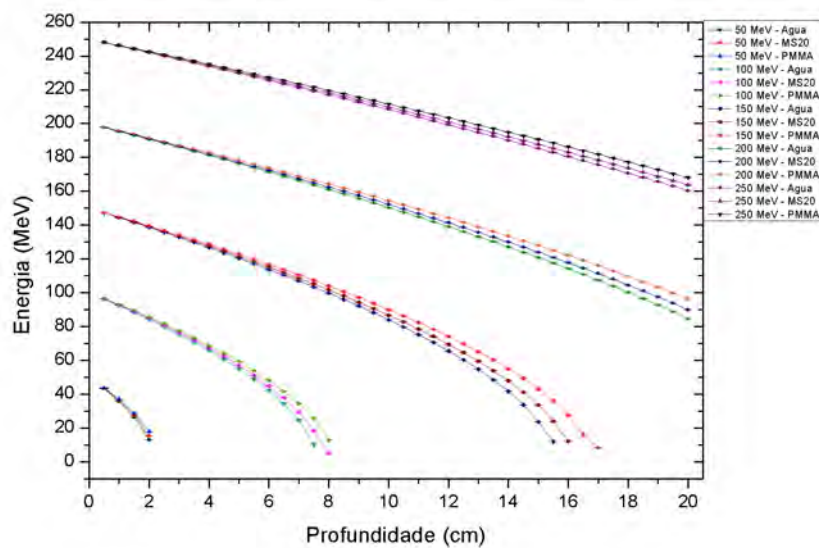


(b)

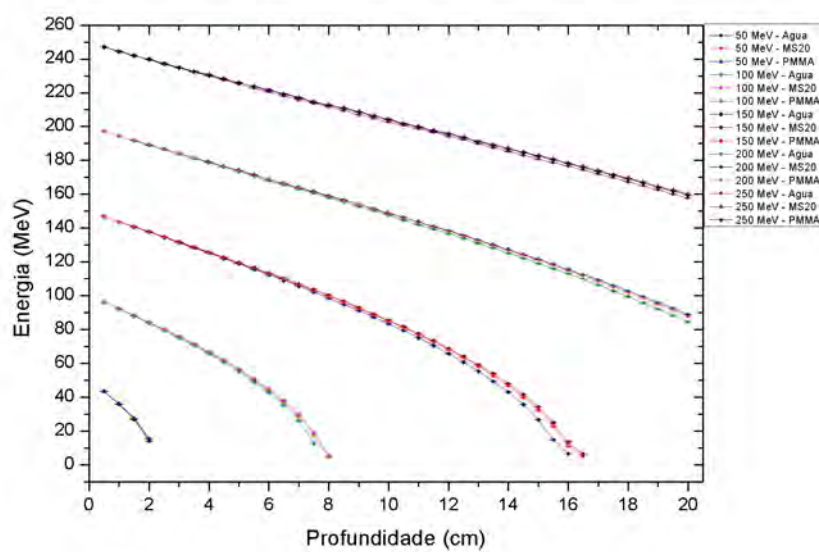


(c)

Figura 7: Gráfico da diferença entre os valores médios de energia entre SRIM e MCNPX pela profundidade: (a) Água, (b) MS20 e (c) PMMA. Todos os gráficos são para a energia de 200 MeV



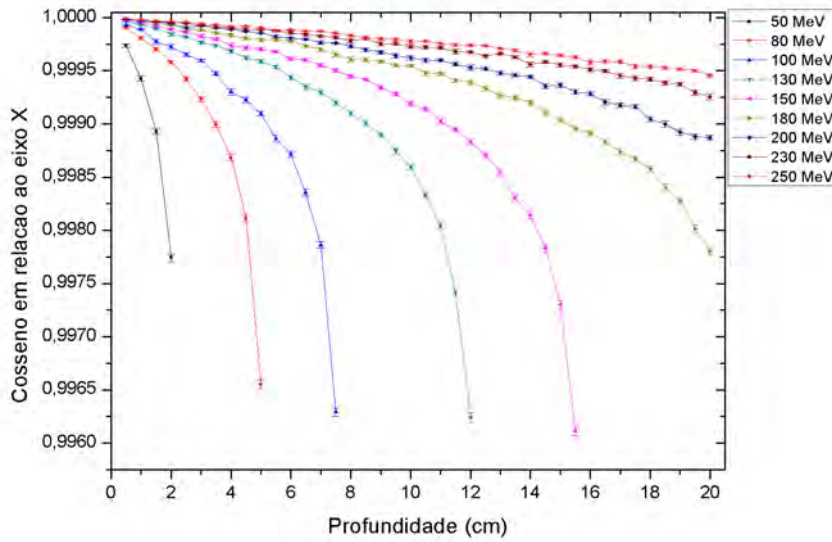
(a)



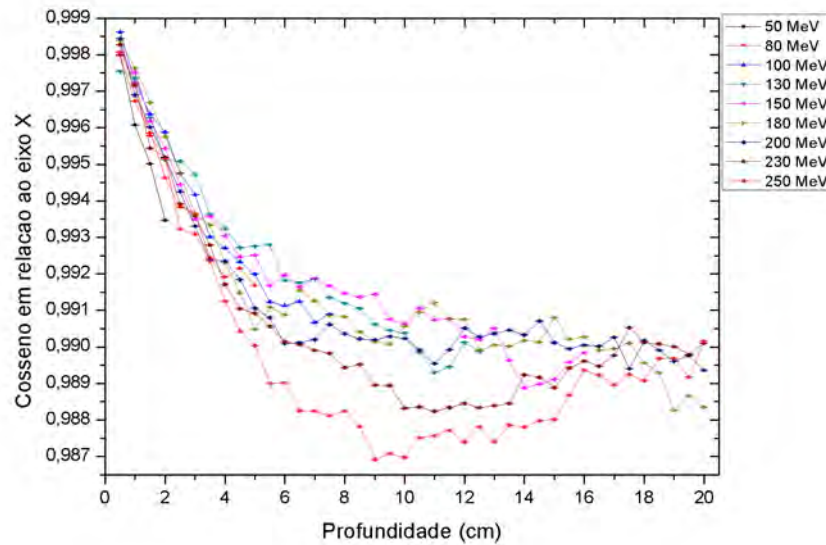
(b)

Figura 8: Gráficos para variação da energia entre os materiais: Agua, MS20 e PMMA. (a) SRIM e (b) MCNPX.

do material alvo. Com o aumento desta interação o desvio angular do feixe (em relação a sua direção incidente) será maior. Isto está exposto na figura 9, para um alvo de água, onde quanto maior a profundidade maior é o ângulo de espalhamento (cosseno menor).



(a)



(b)

Figura 9: Cosseno *versus* profundidade para água utilizando os dois códigos: (a) gráfico utilizando o programa SRIM, (b) gráfico utilizando o código MCNPX.

Observando o gráfico do cosseno do ângulo médio de espalhamento obtidos com cada programa é possível observar que a variação do ângulo com a profundidade, não é sensível ao tipo de material alvo, ou seja, só a partir destes resultados não é possível distinguir

um material de outro, mesmo quando têm composições bem diferentes.

A diferença obtida neste resultado para os dois códigos se deve aos diferentes modelos implementados em cada um deles. O programa SRIM leva somente em consideração a teoria de Molierè [13] (para a distribuição angular) além de que a interação do próton somente acontece por ionização e excitação atômica. O código MCNPX leva em consideração, além das citadas anteriormente, interações nucleares não-elásticas. Neste tipo de processo como resultado da reação nuclear pode acontecer a emissão de prótons secundários na fase de pré-equilíbrio (emitidos preferentemente na vizinhança da direção definida pelo feixe incidente) e na fase de evaporação (emitidos sem uma direção preferencial, ou seja, de forma isotrópica). Esta última contribuição deve ser a responsável pela diferença entre os dois resultados. Isto irá influenciar no desvio do feixe no seu plano transversal (eixos Y e Z), pois se houver grandes ângulos de espalhamentos estes desvios serão grandes. Isto está mostrado na figura 10.

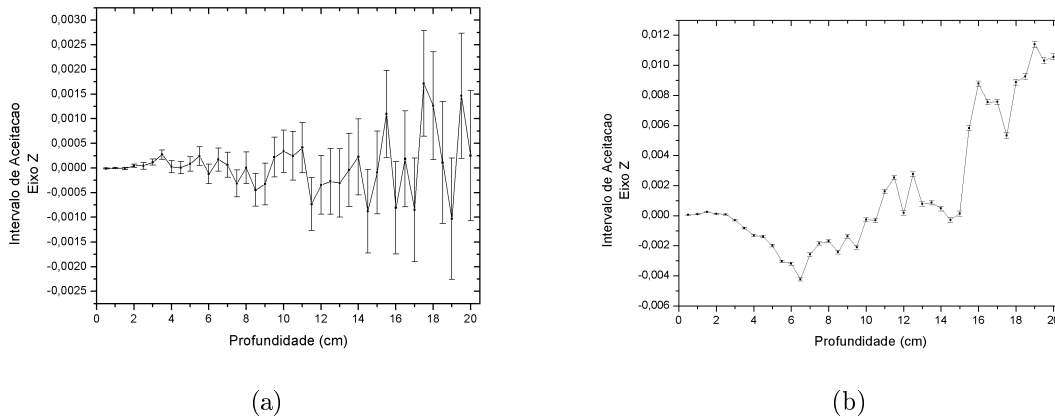
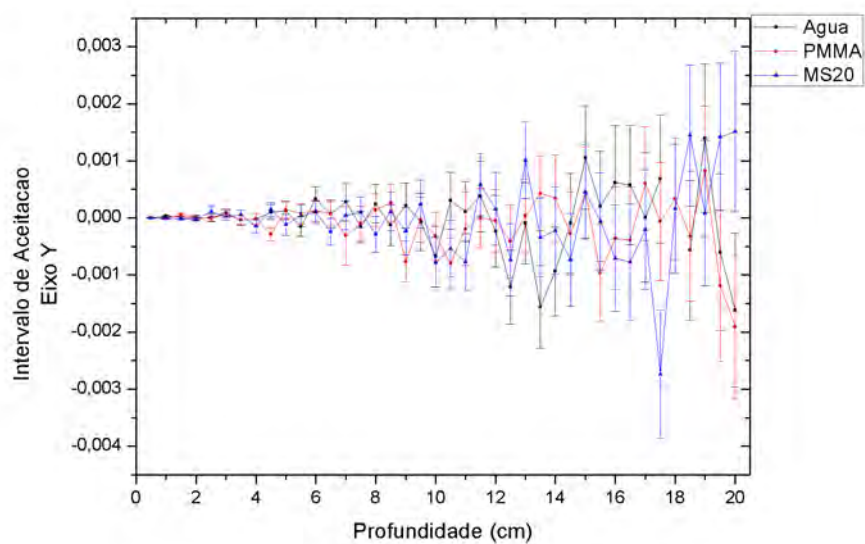


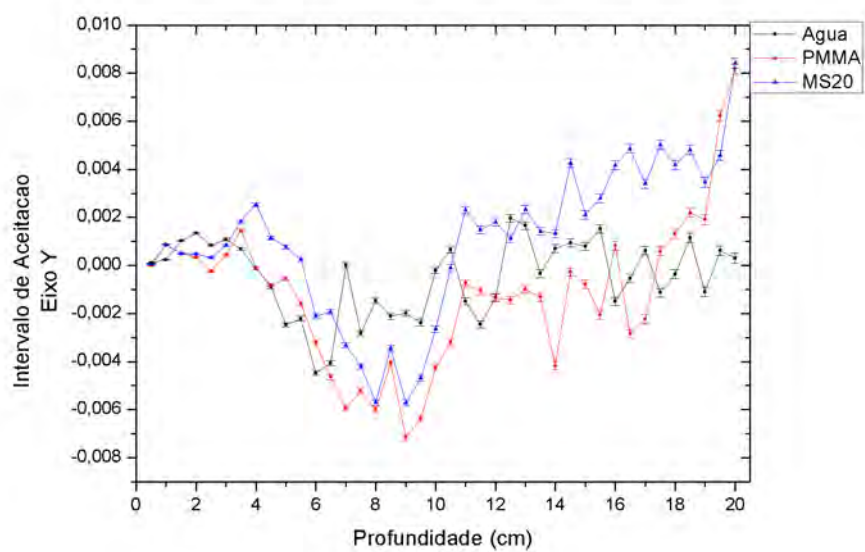
Figura 10: Posição Z para MS20 para energia de 200 MeV utilizando os dois códigos. (a) SRIM e (b) MCNPX.

Ao se analisar as variações das dispersões máximas e mínimas dos materiais (para os eixos Y e Z), nota-se que para o programa SRIM, as trajetórias não apresentam grandes variações de uma em relação as outras, ou seja, todas apresentam comportamentos semelhantes (veja figura 11). Para o MCNPX as trajetórias entre os materiais também apresentam comportamentos semelhantes, mas ao se comparar com o SRIM é possível observar que há uma maior variação na trajetória do próton no MCNPX do que para o SRIM (veja figura 11). Isto é devido a interações nucleares não-elásticas, como exposto no parágrafo anterior.

Nos gráficos apresentados até agora há a impressão de que as simulações realizadas com o código MCNPX apresentam um erro menor que as realizadas com o programa SRIM. Isto se deve ao número de prótons utilizados nas simulações, que foram para o MCNPX dez milhões e para o SRIM cinquenta mil. Ao se fazer um gráfico em que se colocam os desvio padrões dos respectivos programas (este calculado como o desvio padrão da média multiplicado pela raiz quadrada do número de eventos) *versus* a profundidade iremos notar que a dispersão do MCNPX aumenta muito mais quando comparado com o SRIM. Isto está exibido na figura 12 para os materiais água, MS20 e PMMA no eixo Z.

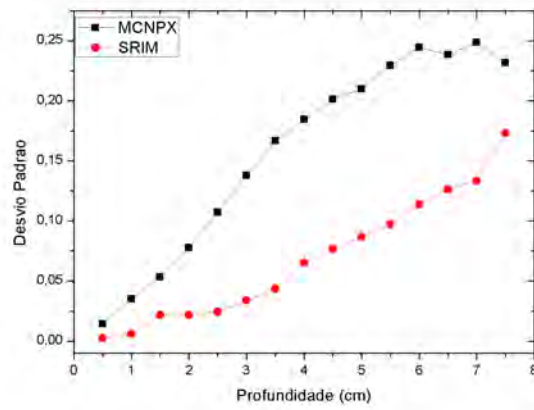


(a)

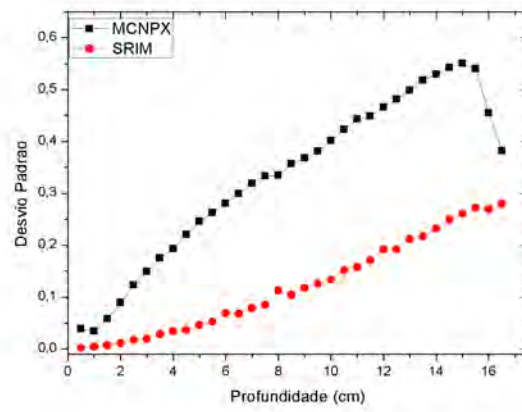


(b)

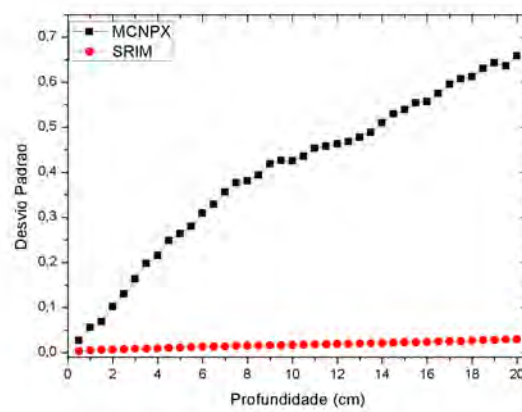
Figura 11: Gráfico com a sobreposição das trajetórias para a posição Y dos materiais: água, MS20 e PMMA para energia de 200 MeV. (a) SRIM, (b) MCNPX.



(a)



(b)



(c)

Figura 12: Gráficos do desvio padrão *versus* profundidade. (a) Água para energia de 100 MeV, (b) MS20 para energia de 150 MeV, (c) PMMA para energia de 200 MeV.

5 Conclusões

A partir dos dados expostos na seção anterior, pode-se concluir que:

- Comparando os códigos MCNPX e SRIM concluí-se que o primeiro é mais realista e portanto mais apropriado para a simulação de *fantomas* e técnicas de reconstrução de imagens; mas ainda há a necessidade de se fazer uma comparação com dados experimentais para saber qual a real importância das interações nucleares que são levadas em conta pelo código MCNPX.
- Como o SRIM e MCNPX apresentam, aproximadamente, o mesmo comportamento para a variação da energia com a profundidade, ambos podem ser utilizados para cálculos de deposição de dose.
- Os materiais estudados neste trabalho apresentam semelhantes comportamentos para perda de energia, espalhamento e desvio da trajetória.

Apêndice

A Arquivo de entrada do código MCNPX

Abaixo está um exemplo do arquivo de entrada.

```
c Cell Card - Cilindro de agua bombardeado com protons de 200 MeV
  1 0 (-1 2:-3:4) imp:h 0
  2 1 -1 (-2 3 -4) imp:h 1
  3 0 1 imp:h 0
c Surface Card
  1 so 200
  2 cx 5
  3 px 0
  4 px 0.5
c Material - Agua
  m1 1001 0.667 8016 0.333
  mode h
  phys:h 200. j 0.
  lca: j j j
  cut:h j 0.001
  nps 10000000
c Definicao de fonte e PTRAC
  PRINT 110
  SDEF sur=3 erg=200 dir=1 vec=1 0 0 pos=-0 0 0 par=h
  PTRAC FILE=ASC WRITE=all EVENT=sur CELL=1 SURFACE=4
```

B Códigos Utilizados para Filtragem e Análise de Dados

B.1 *Shell Script*

B.1.1 Programa para limpeza dos arquivos de saída do programa SRIM

```
# Programa para limpeza dos arquivos de saída do SRIM
#
for i in *50000.txt
do
  grep "^T" $i > limpeza
  grep -v "T[0-9]" limpeza > limpeza1
  grep "T[0-9]" limpeza > limpeza2
  tr -s " " < limpeza1 > limpeza1a
  tr -s " " < limpeza2 > limpeza2a
  tr " " "\t" < limpeza1a > limpeza1b
  tr " " "\t" < limpeza2a > limpeza2b
  cut -f 4,5,6,7,8,9,10 < limpeza1b > limpeza1c
  cut -f 3,4,5,6,7,8,9,10 < limpeza2b > limpeza2c
```

```

cat limpeza1c limpeza2c > limpeza3super
tr ", " "." < limpeza3super > $i.LIMPO.txt
rm limpeza*
done
mkdir limpos
mv *LIMPO.txt limpos
cd limpos
for a in *
do
mv $a ${a/.txt.LIMPO.txt/_LIMPO.txt}
done

```

B.1.2 Programa para limpeza dos arquivos PTRAC do código MCNPX

```

# Programa para limpeza do PTRAC do MCNPX
#
mkdir ptrac_limpo
contador=5
while [ $contador -le 200 ]
do
cd /home/danilo/Desktop/140meV/$contador/
for i in *PT*
do
awk "NF<10 && NF>8" $i > ptrac_agua.$contador
mv ptrac_agua* /home/danilo/Desktop/140meV/ptrac_limpo
done
let contador=contador+5;
done
#
# Esta parte do programa renomeia os arquivos
#
cd /home/danilo/Desktop/140meV/ptrac_limpo
for a in *
do
mv $a ${a/ptrac_agua./ptrac_agua_}
done

```

B.2 Matlab

B.2.1 Programa para calcular as médias e desvio padrões para o programa SRIM

```

% Programa para Analise de Dados dos resultados das Simulacoes com o Codigo
%                               Monte Carlo SRIM 2008
% Materiais: H2O, PMMA e MS20 / Energias: 150, 160, 180, 200, 230, 250 MeV
%                               Cilindro de 20 cm de profundidade e 5 cm de raio

directory_name=uigetdir(cd,'Selecionar Diretorio onde estao os Arquivos');

```

```

[file_out,path]=uiputfile('estatistica_dados_teste.txt','Save file name');
file = dir([directory_name,'\*LIMPO.txt']);
pasta_salvar=uigetdir(cd,'Selecionar Diretorio para Salvar Graficos');
fid = fopen(fullfile(path,file_out),'w');
contador3 = 0;
for contador1=1:length(file)
v = load(fullfile(directory_name,file(contador1).name));
disp(file(contador1).name)
[h2o,resto]=strtok(file(contador1).name,'_');
[erg,quase_prof]=strtok(resto,'_');
[prof,resto2]=strtok(quase_prof,'_');
profund=str2double(prof)/10;
profundidade=num2str(profund);
[nome_arquivo,resto]=strtok(file(contador1).name,'.');
if isempty(v)== 0
for contador2=1:7
if ( contador2 == 1 )
media = mean (v(:,contador2)/1e6);
desvio = std (v(:,contador2)/1e6);
hist(v(:,contador2)/1e6,240);
xlabel('Energia (MeV)');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Energia na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\',nome_arquivo,'_energia'];
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
elseif ( contador2 == 2 )
media = mean (v(:,contador2)/1e8);
desvio = std (v(:,contador2)/1e8);
elseif ( contador2 == 3 ) || ( contador2 == 4 )
media = mean (v(:,contador2)/1e8);
desvio = std (v(:,contador2)/1e8);
hist(v(:,contador2)/1e8, 480)
if ( contador2 == 3 )
xlabel('Posicao Y (cm)');
titulo=['Posicao Y na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\',nome_arquivo,'_posicaoY'];
else
xlabel('Posicao Z (cm)');
titulo=['Posicao Z na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\',nome_arquivo,'_posicaoZ'];
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
end
ylabel('Numero de Protons');
xlim([-0.5 0.5]);

```

```

elseif ( contador2 == 5)
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2), 360)
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo X');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',nome_arquivo,'_CosX'];
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
xlim([0.7 1.1]);
elseif ( contador2 > 5 )
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2), 360)
if ( contador2 == 6)
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo Y');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
xlim([-0.3 0.3]);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',nome_arquivo,'_CosY'];
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
else
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo Z');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
xlim([-0.3 0.3]);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',nome_arquivo,'_CosZ'];
end
end
fprintf(fid,'%f\t%f\t',media, desvio);
end
fprintf(fid,'\n');
end
end
fclose(fid);

```

B.2.2 *M-File* para organizar os dados

```

%
%
% PROGRAMA PARA ORGANIZAR LINHAS DO PROGRAMA SRIM EM ORDEM CRESCENTE
%
%           UTILIZADO PARA ARQUIVOS DE:
%           H2O, PMMA, MS20
%
%

```

```
%
close all;clear all;clc;
directory_name = uigetdir(cd,'Selecionar Diretorio');
arquivo=dir([directory_name,'\','estatistica*']);
pasta_salvar=[directory_name,'\organizados'];
if exist(pasta_salvar)~=7
mkdir(pasta_salvar);
end
for contador=1:length(arquivo)
[nome_interesse,extensao]=strtok(arquivo(contador).name,'.');
nome_salvar=[pasta_salvar,'\','nome_interesse','_organizado.txt'];
dados12=load(fullfile(directory_name,arquivo(contador).name));
dados=sortrows(dados12,3);
save(nome_salvar,'dados','-ASCII','-double','-tabs');
end
```

B.2.3 Programa para calcular as médias e desvio padrões para o código MCNPX

```
function MCNPX_limpeza_Beta4()
% Programa para Analise de Dados dos resultados das Simulacoes com o Codigo
%
% Monte Carlo MCNPX v2.5
%
% Material: H2O, MS20, PMMA
%
% Cilindro de 20 cm de profundidade e 5 cm de raio
%
% Desenvolvido por
% Danilo Anacleto - 16/10/2009
%

close all;clear all;clc;
help(mfilename)
atual=cd;

tipomat=input('Qual o tipo de material? \n','s');
directory_name=uigetdir(cd,'Selecionar Diretorio onde estao os Arquivos');
pastaen=dir([directory_name,'\*MeV']);
for contador0=1:length(pastaen)
termo=fullfile(directory_name,pastaen(contador0).name,'ptrac_limpo');
if exist(termo)==7
cd(termo)
file_out=['estatistica_dados_',tipomat,'_',pastaen(contador0).name,'.txt']
file = dir([termo,'\*ptrac*']);
pasta_salvar=[termo,'\Histograma']
if exist(pasta_salvar)~=7
mkdir(pasta_salvar)
end
end
```

```

%
%
fid = fopen(fullfile(termo,file_out),'w');
for contador1=1:length(file)
v = load(fullfile(termo,file(contador1).name));
disp(file(contador1).name)
[ptrac,resto]=strtok(file(contador1).name,'_');
[agua,prof]=strtok(resto,'_');
profund=str2double(prof(2:end))/10;
profundidade=num2str(profund);
if isempty(v)== 0
for contador2=1:7
if ( contador2 == 1 )
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
elseif ( contador2 == 2 ) || ( contador2 == 3 )
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2), 480)
if ( contador2 == 2 )
xlabel('Posicao Y (cm)');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Posiccao Y na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_posicaoY'];
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
cd(termo);
else
xlabel('Posicao Z (cm)');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Posicao Z na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_posicaoZ'];
disp('Salvando')
disp(nome_salvar)
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
cd(termo);
end
elseif ( contador2 == 4)
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2), 360)
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo X');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];

```

```

title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_CosX'];
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
cd(termo);
xlim([0.5 1]);
elseif ( contador2 == 5 || contador2 == 6 )
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2), 360)
if ( contador2 == 5)
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo Y');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_CosY'];
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
cd(termo);
else
xlabel('Cosseno do Angulo em relacao ao eixo Z');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Cosseno do Angulo na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_CosZ'];
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png')
;cd(termo);
end
elseif (contador2 == 7)
media = mean (v(:,contador2));
desvio = std (v(:,contador2));
hist(v(:,contador2),240);
xlabel('Energia (MeV)');
ylabel('Numero de Protons');
titulo=['Energia na Profundidade de ',profundidade,' cm'];
title(titulo);
nome_salvar=[pasta_salvar,'\ ',file(contador1).name,'_energia'];
cd(atual);
exportfig(gcf,nome_salvar,'resolution',600,'format','png');
cd(termo);
end
fprintf(fid,'%f\t%f\t',media, desvio);
end
fprintf(fid,'\n');
end
end

```

```
fclose(fid);
end
end
end
```

C Trabalhos Apresentados

- VIII Workshop da Pós-Graduação (Botucatu, 23 a 25/04/2009):
 - Cálculo Analítico da Deflexão Lateral de Feixe de Prótons em Alvos Homogêneos
 - Cálculo da Trajetória mais Provável para Prótons em Materiais Homogêneos e Heterogêneos por Simulação de Monte Carlo
- XXXII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada (Águas de Lindóia, 11 a 15/05/2009):
 - Analytical Calculation of Proton Lateral Deflection in Homogeneous Targets
 - Calculation of Most Likely Trajectory of protons by Monte Carlo Simulations
- XXXII Reunião de Trabalhos sobre Física Nuclear no Brasil (Águas de Lindóia, 07 a 11/09/2009):
 - Monte Carlo and analytical calculation of lateral deflection of proton beams in homogeneous targets
- XIV Congresso Brasileiro de Física Médica (São Paulo, 08 a 12/10/2009):
 - Cálculo Analítico de Espalhamento Múltiplo a Baixo Ângulo e sua Aplicação em Tomografia com Prótons
 - Cálculo por simulação de Monte Carlo da deflexão lateral de feixe de prótons em alvos homogêneos
- V Congresso de Física Aplicada à Medicina (Botucatu, 21 a 23/10/2009):
 - Modelo Teórico para a deflexão lateral do feixe de prótons usando as equações de Bethe-Bloch a diferentes meios
 - Analyse of the Viability of Simulation with proton beam of 150MeV in heterogeneous target
 - Estudo teórico da relação entre número de CT de Raios-X e *Stopping Power* de prótons
 - Estudo da Contribuição do Espalhamento Nuclear não-Elástico de Prótons na Dose Depositada em Alvos com Composição Homogênea (apresentação oral)
- XXI Congresso de Iniciação Científica da UNESP (São José do Rio Preto, 03 e 04/11/2009):

- Formulação de Molière para cálculo analítico do ângulo de espalhamento do feixe de prótons em meios homogêneos
- Estudo da contribuição do espalhamento não elástico de prótons em alvos com composição homogênea

Referências

- 1 Smith AR. Vision 20/20: proton therapy. *Med. Phys.* 2009 36:556–68.
- 2 How particles can be therapeutic [Internet]. Bristol (UK): Institute of Physics; 2003 [cited 2009 Out 9]. Available from: <http://physicsworld.com/cws/article/print/17969>.
- 3 Wilson RR. Radiological use of fast protons. *Radiology*. 1946;47:487–91.
- 4 Bortfeld T, Paganetti H, Kooy H. MO-A-T-6B-01: Proton beam radiotherapy — The state of the art. *Med. Phys.* 2005;32:2048–9. Available from: <http://link.aip.org/link/?MPH/32/2048/3>.
- 5 Schneider U, Pedroni E. Multiple Coulomb scattering and spatial resolution in proton radiography. *Med Phys.* 1994;21:1657–1663.
- 6 Feldt F, Heimann J, Blumenkrantz N, Lucia D, Sadrozinski HFW, Seiden A, et al. Prototype tracking studies for proton CT. In: Nuclear Science Symposium Conference Record; 2005; Puerto Rico; IEEE; 2005; vol. 1; p. 59–63.
- 7 Sadrozinski HFW, Bashkirov V, Keeney B, Johnson LR, Peggs SG, Ross G, et al. Toward proton computed tomography. *IEEE Nucl. Sci. Trans.* 2004;51:3–9.
- 8 Schulte R, Bashkirov V, Li T, Liang Z, Mueller K, Heimann J, et al. Conceptual design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy. *IEEE Nucl. Sci. Trans.* 2004;51:866–72.
- 9 Hobbie RK. Interactions of Photons and Charged Particles. In: Greenbaum E, editor. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. New York: Springer-Verlag; 1997. p. 382–416.
- 10 Eidelman S, Hayes KG, Olive KA, Aguilar-Benitez M, Amsler C, Asner D, et al. Review of particle physics. *Phys. Lett. B.* 2004;592:1+.
- 11 Ziegler JF. Stopping of energetic light ions in elemental matter. *J. Appl. Phys.* 1999;85:1249–72.
- 12 Williams DC. The most likely path of an energetic charged particle through a uniform medium. *Phys. Med. Bio.* 2004;49:2899–911.
- 13 Bethe HA. Molière’s theory of multiple scattering. *Phys Rev.* 1953 ;89:1256–66.
- 14 Schulte RW, Bashkirov V, Klock MCL, Li T, Wroe AJ, Evseev I, et al. Density resolution of proton computed tomography. *Med. Phys.* 2005;32:1035–46.
- 15 National Institute of Standards and Technology, PSTAR Database [Internet]. Gaithersburg; 2009 [cited 2009 Out 11]. Available from: <http://www.physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/PSTAR.html/>.
- 16 Pelowitz D B , editor. MCNPX User’s Manual Version 2.5.0. Los Alamos (New Mexico): Los Alamos National Laboratory; 2005. Report No. LA-CP-05-0369. Sponsored by an agency of the United States Government.

- 17 Weisstein EW. Monte Carlo Integration [Internet]. *MathWorld*-A Wolfram Web Research; 2009 [cited 2009 Oct 26]. Available from: <http://mathworld.wolfram.com/MonteCarloIntegration.html>.
- 18 Weisstein EW. Monte Carlo Method [Internet]. *MathWorld*-A Wolfram Web Research; 2009 [cited 2009 Oct 26]. Available from: <http://mathworld.wolfram.com/MonteCarloMethod.html>.
- 19 Ziegler JF. Particles Interactions with matter [Internet]. Morrisville (NC); SRIM; 2008 [cited 2009 Out 10]. Available from: <http://www.srim.org/>.