

ESTUDO TEÓRICO DA RELAÇÃO ENTRE NÚMERO DE CT DE RAIOS-X E *STOPPING POWER* DE PRÓTONS

GUILHERME FRANCO INOCENTE

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Câmpus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração Biologia Celular Estrutural e Funcional.

Joel Mesa Hormaza

**BOTUCATU – SP
2012**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Botucatu



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“Julio de Mesquita Filho”

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

ESTUDO TEÓRICO DA RELAÇÃO ENTRE NÚMERO DE CT DE
RAIOS-X E *STOPPING POWER* DE PRÓTONS

GUILHERME FRANCO INOCENTE

JOEL MESA HORMAZA

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração Biologia Celular Estrutural e Funcional.

Joel Mesa Hormaza

**BOTUCATU – SP
2012**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO DE AQUIS. E TRAT. DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: **ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE**

Inocente, Guilherme Franco.

Estudo teórico da relação entre número de CT de raios-X e *Stopping Power* de prótons / Guilherme Franco Inocente. – Botucatu : [s.n.], 2012

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Joel Mesa Hormaza

Capes: 10507000

1. Tomografia. 2. Feixes de prótons. 3. Simulação (Computadores)

Palavras-chave: Feixes de prótons; Protonterapia; Tomografia computadorizada; Simulação computacional.

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais por todo carinho e dedicação que tiveram comigo ao longo desses 7 anos morando longe de casa.

Agradecimentos

Para aqueles que acreditaram e continuam acreditando em mim, que depositaram confiança e esperança na formação de um cidadão de bem e de caráter.

Mais dois anos se passaram e gostaria de agradecer a todo apoio e carinho dos velhos e novos amigos que ajudaram nessa jornada.

A minha imensa gratidão aos meus familiares que sempre estiveram do meu lado, nos momentos mais difíceis e nas horas de alegria, compartilhando minhas conquistas e meus sofrimentos.

Um agradecimento especial ao corpo docente do departamento de física e biofísica do IB, pelo total apoio para a realização desse projeto. Ao corpo técnico e professores da pós-graduação, meu total reconhecimento.

Agradeço também a CAPES pelo apoio financeiro na realização dessa pesquisa. E também aos professores que aceitaram o convite para fazer parte da banca avaliadora dessa Dissertação.

E por fim um agradecimento especial ao professor Joel Mesa, meu orientador, que tem sido muito paciente e ajudado muito na realização dessa pesquisa, acima de tudo um grande amigo.

Aos que passaram, aos que continuam passando e aos que um dia passarão.

Epígrafe

“...Nunca mais acordaremos de manhã perguntando a nós mesmo: *Quem sou eu? Qual meu objetivo na vida? Em uma escala cósmica, faz alguma diferença se hoje eu resolver não me levantar e não ir ao trabalho?* Pois hoje saberemos, de uma vez por todas, a resposta clara e simples a todas estas incômodas perguntas relacionadas à Vida, ao Universo e Tudo Mais!...

... Bom Dia!, disse Pensador Profundo por fim.

Ah... Bom Dia, ó Pensador Profundo, disse *Loonquawl*, nervoso; Você tem... ah, quero dizer...

Uma resposta para vocês?, interrompeu Pensador Profundo, majestoso. Tenho sim.

Os dois homens tremeram de expectativas. Sua espera não foi em vão.

Então há mesmo uma resposta?, exclamou *Phouchg*.

Há mesmo uma resposta, confirmou Pensador Profundo. (...)

... Se bem que eu acho que vocês não vão gostar.

Diga logo!

Esta bem, disse o computador. A Resposta à Grande Questão...

É..., disse Pensador Profundo, e fez uma pausa.

Sim...!!!...?

Quarenta e dois; disse Pensador Profundo, com uma majestade e tranqüilidade infinitas.

(...) Para ser franco, acho que o problema é que vocês jamais souberam qual é a pergunta. (...) Assim quando vocês souberem qual é exatamente a pergunta, vocês saberão o que significa a resposta. ...”

Resumo

Um dos métodos mais utilizados para tratamento de câncer é o uso da radiação. Nesse contexto surge a terapia com feixes de prótons em frente à radioterapia convencional. Sabe-se que com a protonterapia há mais vantagens para o paciente tratado quando comparada com os métodos mais convencionais. A dose distribuída ao longo do caminho percorrido, principalmente nos tecidos sadios – região vizinha ao tumor, é menor e a acurácia do tratamento é muito melhor. Para a realização do tratamento, o paciente passa por alguns procedimentos e um deles é realizar uma imagem para visualização e localização do volume alvo. O principal método para obter essas imagens é a tomografia computadorizada de raios-X (XCT). Para o tratamento com feixes de prótons essa técnica de imagem pode gerar algumas incertezas. A proposta deste estudo é analisar a viabilidade de se reconstruir imagens geradas a partir da irradiação com feixes de prótons, e com isso diminuir algumas imprecisões, já que será o mesmo tipo de radiação para planejamento como tratamento, e também para diminuir drasticamente alguns erros de localização, uma vez que o planejamento poderá ser feito no mesmo local e em instantes antes onde o paciente será tratado. Este trabalho tem por finalidade, obter uma relação entre a propriedade intrínseca da interação de fótons e prótons com a matéria. Para isso utilizaremos de simulação computacional baseada no método de Monte Carlo, com os códigos SRIM 2008 e MCNPX v.2.5.0, para reconstruir imagens através da técnica utilizada na tomografia computadorizada convencional.

Palavras-chave

Protonterapia, Tomografia Computadorizada com feixes de prótons, Simulação Computacional.

Abstract

The radiation method is one of the most used for cancer treatment. In this context arises therapy with proton beams in front of conventional radiotherapy. It is known that with protontherapy there are more advantages to the patient treatment when compared with more conventional methods. The dose distributed along the path, especially in healthy tissues – neighbor the tumor, is smaller and the accuracy of treatment is much better. To carry out the treatment, the patient undergoes a plan through images for visualization and location of the target volume. The main method for obtaining these images is computed tomography X-ray (XCT). For treatment with proton beam this imaging technique can to generate some uncertainties. The purpose of this study is to analyse the feasibility of reconstructing images generated from the irradiation with proton beams, thereby reducing some inaccuracies, as it will be the same type of radiation as treatment planning, and also to drastically reduce some errors location, since the planning can be done at the same place and just before where the patient is treated. This study aims to obtain a relationship between the intrinsic property of the interaction of photons and protons with matter. For this we use computational simulation based on Monte Carlo method with the code SRIM 2008 and MCNPX v.2.5.0, to reconstruct images using the technique used in conventional computed tomography.

Keywords

Protontherapy, proton beam Computed Tomography, Computational Simulation.

Lista de Figuras

1	Comparação entre a deposição de dose para um feixe de próton e um feixe de raios-X.	p. 12
2	Alcance e modulação de picos de Bragg para obter um espalhamento do pico de Bragg (SOBP - <i>Spread-Out Bragg peak</i>) em água.	p. 13
3	Predominância de cada tipo de interação da radiação com a matéria.	p. 20
4	Gerações de equipamentos de Tomografia Computadorizada.	p. 23
5	Relação entre número de prótons (Z) e número de nêutrons (N).	p. 28
6	Geometria utilizada para os cálculos.	p. 31
7	Aproximação da geometria.	p. 32
8	Reconstrução de imagem utilizando a geometria da figura 7.	p. 33
9	Reconstrução de imagem para um feixe monoenergético de prótons de 100 MeV.	p. 34
10	Reconstrução de imagem para um feixe monoenergético de prótons de 100 MeV em graus de cinza.	p. 34
11	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV.	p. 35
12	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV em graus de cinza.	p. 35
13	Comparação do coeficiente para prótons obtido das energias de 100 e 200 MeV.	p. 36
14	Comparação do comportamento da energia perdida para cada espaçamento, para os feixes de 100 e 200 MeV.	p. 37
15	Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, e considerando a contribuição de partículas secundárias.	p. 38

16	Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, sem considerar a contribuição de partículas secundárias. . . .	p. 39
17	Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, sem considerar a contribuição de partículas secundárias. . . .	p. 39
18	Comportamento da energia de saída para cada espaçamento, para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, considerando, e sem considerar a contribuição de partículas secundárias.	p. 40
19	Coefficiente obtido para prótons, utilizando a equação de Beer-Lambert, para os dados obtidos de MCNPX.	p. 40
20	<i>Stopping Power</i> calculado através do coeficiente para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, considerando, e sem considerar a contribuição de partículas secundárias.	p. 41
21	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV considerando partículas secundárias.	p. 42
22	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV considerando partículas secundárias em graus de cinza. . . .	p. 42
23	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV sem considerar partículas secundárias.	p. 43
24	Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV sem considerar partículas secundárias em graus de cinza. . . .	p. 43
25	Coefficiente para prótons de 200 MeV considerando e não considerando partículas secundárias.	p. 44
26	<i>Stopping Power</i> para prótons de 200 MeV considerando e não considerando partículas secundárias.	p. 44

Sumário

1	Introdução	p. 11
1.1	Histórico	p. 12
2	Objetivo	p. 15
2.1	Objetivos Gerais	p. 15
2.2	Objetivos Específicos	p. 15
3	Fundamentação Teórica	p. 16
3.1	Interação da radiação com a matéria	p. 16
3.1.1	Interação Próton-alvo	p. 16
3.1.1.1	<i>Stopping Power</i>	p. 16
3.1.2	Interação Fóton-alvo	p. 19
3.2	Tomografia Computadorizada → XCT	p. 20
3.2.1	Algoritmos de Reconstrução	p. 21
3.2.2	Número de CT para raios-X	p. 24
3.3	Tomografia Computadorizada com feixes de prótons → pCT	p. 25
3.4	Materiais Biologicamente Equivalentes e a Relação Z/A	p. 27
4	Metodologia	p. 29
4.1	Simulações Computacionais	p. 29
4.2	Desenvolvimento do projeto	p. 30
5	Resultados e Discussão	p. 33

6 Conclusão	p. 45
7 Perspectivas e Trabalhos Futuros	p. 46
Referências	p. 47

1 *Introdução*

O tratamento de tumores com radiação é uma ferramenta avançada na luta contra o câncer. A radioterapia com partículas carregadas e pesadas e a protonterapia, em particular, oferece vantagens sobre os métodos mais convencionais (raios-X e raio gama).

No entanto, todo tratamento com radiação necessita ser precedido e acompanhado por um planejamento e vários sistemas de verificações que são baseados em alguma forma de imagem médica. A imagem é geralmente obtida pela tomografia computadorizada de raios-X (XCT), a qual introduz incertezas no planejamento de tratamento utilizando prótons.

Essa gama de incertezas é bem conhecida e representa uma das principais restrições que precisam ser superadas para tornar a protonterapia mais efetiva. Além disso, para a mesma “qualidade” da imagem há até mesmo um fator de 2 a 3 de vantagem da dose na tomografia computadorizada com feixes de prótons (pCT) comparada à XCT (EDERLYI, 2009).

Consequentemente, a pCT (SCHULTE et al., 2008) tornaria um importante avanço no tratamento de câncer com feixes de prótons com os benefícios em:

- praticamente eliminar a gama de incertezas, permitindo assim um planejamento do tratamento com mais acurácia e precisão;
- ganhar tempo na verificação do posicionamento do paciente;
- menor dose distribuída relativa à XCT; e
- fornecer uma quantificação da gama de incertezas com função do local do tumor, do tipo etc., que será útil para qualquer instalação de tratamento com feixes de prótons em operação.

1.1 Histórico

A ideia do projeto da pCT surgiu da iniciação de tratamentos de câncer com partículas carregadas. A protonterapia, hoje já difundida em países do hemisfério norte, tem como base para o planejamento, o uso da tomografia computadorizada com feixe de raios-X. Sabe-se que o uso da XCT não indica corretamente o planejamento da protonterapia. Para isso há uma concentração de estudos para viabilizar algoritmos de reconstrução de imagens para um tomógrafo com feixe de prótons. A imagem realizada com pCT usada na protonterapia garantirá melhor acurácia e melhor precisão no planejamento do tratamento.

Em 1946, Robert Wilson sugeriu que os prótons poderiam ter um papel importante na terapia do câncer devido a sua vantajosa distribuição de dose (Pico de Bragg), como mostrado na figura 1. Wilson também propôs vários outros conceitos inovadores que foram utilizados posteriormente nos feixes de protonterapia, incluindo o uso da modulação gama para a superposição dos picos de Bragg (SOBP).

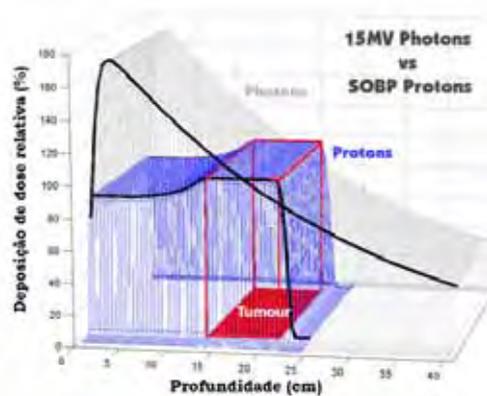


Figura 1: Comparação entre a deposição de dose para um feixe de próton e um feixe de raios-X (SMITH, 2006).

Em 1930, Ernest Lawrence desenvolveu um ciclotron na Universidade da Califórnia no laboratório “Lawrence Berkeley” (LBL), ganhando o Premio Nobel por este trabalho em 1939. O primeiro uso de feixes de prótons para tratamentos em seres humanos foi realizado por C. A. Tobias, junto com J. H. Lawrence, dentre outros no ciclotron do LBL em meados da década de 1950. Eles trataram a hipófise com feixes que passaram inteiramente através do cérebro, utilizando técnicas para localizar o Pico de Bragg no alvo. (TOBIAS, H., et al., 1958) O grupo do LBL começou a utilizar o ciclotron para acelerar íons de Hélio para o tratamento de câncer em 1957 e tratou doentes com este acelerador até 1992.

Nos finais dos anos 50, B. Larson e L. Leksell trabalharam no Instituto de Gustaf Werner, em Uppsala na Suécia, desenvolvendo técnicas de radiocirurgia para o tratamento de tumores cerebrais utilizando feixes de prótons. (LARSON, LEKSEL, et al., 1958) Eles foram os primeiros a utilizar a modulação gama para formar uma região uniforme de dose ao longo do trajeto dos prótons (um SOBP) e a usar a digitalização do feixe para produzir grandes campos no tratamento da dimensão lateral como mostrado na figura 2.

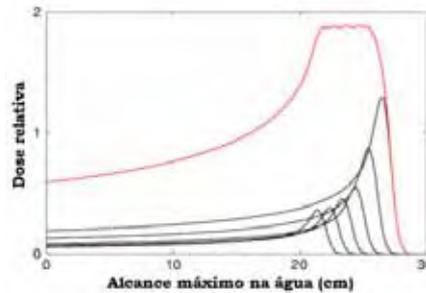


Figura 2: Alcance e modulação de picos de Bragg para obter um espalhamento do pico de Bragg (SOBP - *spread-out Bragg peak*) em água (SMITH, 2006).

Em 1961, o Dr. Ray Kjellberg, um neurocirurgião do Hospital Geral de Massachusetts (MGH), começou a tratar pequenos alvos intra-cranianos com 13 técnicas radio-cirúrgicas no ciclotron do laboratório de Harvard (HCL) em Cambridge, MA. (KJELLBERG, SWEET, et al., 1962)

No final dos anos 60, Koehler mostrou que com objetos de seção transversal retangular com espessura aproximadamente igual ao caminho percorrido por um feixe de prótons incidente de 160 MeV, poder-se-ia produzir filmes radiográficos com prótons, obtendo-se contraste muito superior aos filmes radiográficos tomados sob condições similares.

Na tomografia computadorizada, alguns experimentos se seguiram para demonstrar que a perda de energia dos prótons poderia ser usada para medir as projeções de poder de freamento (*Stopping Power*) de um objeto sob análise, além das vantagens em termos de dose no uso de prótons.

Na década de 70, três grandes projetos voltados ao desenvolvimento de terapia com partículas carregadas começaram a trabalhar conjuntamente: MGH / HCL programa de protonterapia em Boston / Cambridge, Massachusetts; LBL / UCSF programa de terapia com íons pesados no Lawrence Berkeley Laboratory, Berkeley, California; UNM / LAMPF programa de terapia com pi-meson (pion) negativo, no Laboratório Los Alamos National no Novo Mexico.

A possibilidade da pCT foi mostrada primeiramente no trabalho de Cormack e Ko-

ehler em 1976. Neste trabalho, eles conseguiram demonstrar experimentalmente que é possível reconstruir diferenças de densidade de 0,5% com acurácia razoável. Este trabalho teve continuidade nos Estados Unidos. Hanson et al., obtiveram a primeira imagem tomográfica reconstruída utilizando-se feixe de prótons. (HANSON et al., 1978) Também realizaram um procedimento experimental para comparar as características de raios-X e prótons em *scanners* CT.

Nos finais dos anos 80 e na década de 90, houve diversas atividades em protonterapia ao redor do mundo com importantes programas. O primeiro hospital especificamente voltado para protonterapia foi construído nos EUA na Loma Linda Medical Center University (LLMCU), na Califórnia, no final dos anos 1980, e o tratamento a pacientes começou em 1990 (SMITH, 2006).

2 Objetivo

2.1 Objetivos Gerais

Estudar um formalismo para reconstrução de imagens utilizando feixes de prótons.

Estudar a elaboração de um algoritmo para reconstrução de prótons a partir de dados já estabelecidos da reconstrução de imagens utilizada na XCT.

2.2 Objetivos Específicos

Realizar simulações com códigos computacionais baseados no método de Monte Carlo com energias na faixa de interesse radiológico, entre 100 e 200 MeV.

Realizar reconstruções de imagens a partir de uma dada geometria pelo método da retro-projeção filtrada, com as simulações acima citadas.

Traçar um paralelo entre o coeficiente de atenuação linear de fótons com os dados obtidos através das reconstruções.

3 *Fundamentação Teórica*

3.1 Interação da radiação com a matéria

3.1.1 Interação Próton-alvo

Prótons, dêuterons, partículas- α e demais partículas carregadas pesadas perdem energia cinética rapidamente conforme penetram na matéria. A maior parte desta energia é perdida na interação inelástica com elétrons do meio absorvedor. A sua transferência é acompanhada por interações com campos elétricos, e o contato físico não é requerido entre as partículas incidentes e os elétrons absorvidos.

A ionização específica e o LET (Transferência Linear de Energia) das partículas monoenergéticas não são constantes ao longo do caminho percorrido em um meio homogêneo. O aumento da ionização próximo ao fim da trajetória das partículas é proporcional ao decréscimo (da energia) da velocidade das mesmas. O rápido decréscimo é devido principalmente à captura de elétrons pelos prótons (HOBBIE; ROTH, 2006).

Uma outra maneira de partículas carregadas interagirem com o material é através de interações nucleares inelásticas. Estas ocorrem com maior frequência em energias maiores, sendo que, para a protonterapia, esta interação se torna mais importante a partir de 100 MeV.

Os processos envolvidos nesta interação devem ser profundamente compreendidos a partir das interações elementares (interação próton-nucleon, produção, absorção e reabsorção de píons, excitação e decaimento de ressonâncias etc) (SELTZER, 1993).

3.1.1.1 *Stopping Power*

O comportamento de partículas com carga z_e e massa M_1 , passando por um material, é diferente do comportamento de fótons. Cada interação geralmente causa um ligeiro decréscimo na energia da partícula e, por isso, é conveniente rastrear a partícula por toda a

trajetória traçada, sendo importante determinar o quanto de energia a partícula carregada perde por unidade de comprimento, o chamado *Stopping Power* (HOBBIE; ROTH, 2006).

Pela equação de Bethe-bloch o *Stopping Power* é descrito como se segue:

$$S = -\frac{dT}{dx} = \frac{4\pi}{m_e c^2} \frac{nz^2}{\beta^2} \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0}\right)^2 * \left[\ln\left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I(1-\beta^2)}\right) - 1\right]. \quad (3.1)$$

Em que:

$$\beta = \frac{v}{c};$$

v velocidade da partícula;

T é a energia da partícula;

x é a distância percorrida pela partícula;

c velocidade da luz no vácuo;

e carga elementar do elétron;

m_e massa do elétron;

n densidade eletrônica do alvo;

I potencial de excitação médio do alvo; e

ϵ_0 é a constante de permissividade no vácuo.

O *Stopping Power* de massa é o *Stopping Power* dividido pela densidade do material alvo e poderia ser considerado análogo ao coeficiente de atenuação linear de massa.

$$S = -\frac{dT}{dx}, \implies \frac{S}{\rho} = -\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx}. \quad (3.2)$$

Em que, T é a energia cinética da partícula, x é a distância percorrida, ρ é a densidade do material.

No processo de perda de energia, a partícula interage com o átomo-alvo, perdendo energia W , que se torna energia cinética ou energia de excitação interna (ionização do átomo).

Se os átomos no material forem traçados um-a-um, a seção de choque por átomo, para uma interação que resulta na perda de energia entre W e $W + dW$, é dada por

$(d\sigma/dW)dW$.

A probabilidade P da partícula perder uma quantidade de energia entre W e $W + dW$, enquanto percorre um comprimento dx , de um material de número de massa A e densidade ρ é :

$$P = \frac{N_A \rho}{A} dx \frac{d\sigma}{dW} dW. \quad (3.3)$$

A energia média perdida é:

$$dT = \frac{N_A \rho}{A} dx \int_0^{W_{max}} W \frac{d\sigma}{dW} dW. \quad (3.4)$$

A partir da expressão anterior, podemos definir o *Stopping Power* de massa como:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{N_A}{A} \int_0^{W_{max}} W \frac{d\sigma}{dW} dW. \quad (3.5)$$

Essa integral é comumente chamada de seção de choque de freamento (*stopping cross section*).

O *Stopping Power* é definido como a somatória de dois termos, o primeiro termo dependente da interação de partículas pesadas com alvos de elétrons, S_e , e o segundo termo, dependente da interação de partículas pesadas com o núcleo, S_n . Sendo estes processos independentes, o número total do *Stopping Power* e da seção de choque é a soma dos dois termos:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{S_e}{\rho} + \frac{S_n}{\rho} \quad (3.6)$$

$$\frac{d\sigma}{dW} = \left(\frac{d\sigma}{dW}\right)_e + \left(\frac{d\sigma}{dW}\right)_n \quad (3.7)$$

Para comparar estes processos, precisa-se considerar a máxima energia transferida, assim como a probabilidade relativa de cada processo (HOBBIE; ROTH, 2006).

É importante salientar que em nenhum desses *Stopping Powers* os processos inelásticos nucleares são levados em conta.

3.1.2 Interação Fóton-alvo

Há diferentes maneiras que os fótons podem interagir com a matéria. Algumas serão detalhadas abaixo:

- Efeito Fotoelétrico

No efeito fotoelétrico um fóton é absorvido por um átomo e um elétron é ejetado. A energia inicial do fóton $h\nu_0$ é igual a energia final. A energia cinética de recuo do átomo é muito pequena devido a sua massa ser grande, então a energia final é a energia cinética do elétron, T_{el} , mais a energia de excitação do átomo. Essa energia de excitação é igual a energia de ligação do elétron ejetado, B . Portanto a energia balanceada é:

$$h\nu_0 = T_{el} + B. \quad (3.8)$$

- Efeito Compton

No efeito Compton, ou espalhamento incoerente, o fóton original é absorvido totalmente pelo átomo e um fóton de energia menor e um elétron são liberados. A energia de conservação é dada por

$$h\nu_0 = h\nu + T_{el} + B. \quad (3.9)$$

A energia do fóton ejetado é grande o suficiente para que B possa ser rejeitada, e assim a equação pode ser reescrita:

$$h\nu_0 = h\nu + T_{el}. \quad (3.10)$$

- Espalhamento Coerente

O espalhamento coerente é um processo no qual o fóton é espalhado elasticamente do átomo inteiro. Isto é, a energia interna do átomo não se altera. A energia de recuo do átomo é muito pequena, e isso se torna numa boa aproximação para predizer que a energia do fóton incidente é igual a energia do fóton espalhado $h\nu_0 = h\nu$.

- Espalhamento Inelástico

Também é possível que o fóton final tenha energia diferente sem a emissão de um elétron. A energia interna do átomo ou molécula aumenta ou decresce por uma quantidade correspondente. De novo, a energia de recuo do átomo é negligenciada.

- Produção de Pares

Esse processo ocorre com altas energias. É uma reação em que um fóton incidente interagem com o átomo e um par de elétron e anti-elétron (pósitron) são ejetados. O balanceamento da equação da energia é dada por

$$h\nu_0 = T_+ + m_e c^2 + T_- + m_e c^2 = T_+ + T_- + 2m_e c^2. \quad (3.11)$$

Na figura abaixo (3) temos um gráfico mostrando as ocorrências dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares de acordo com a energia do feixe em relação ao número atômico do material alvo (HOBBIE; ROTH, 2006).

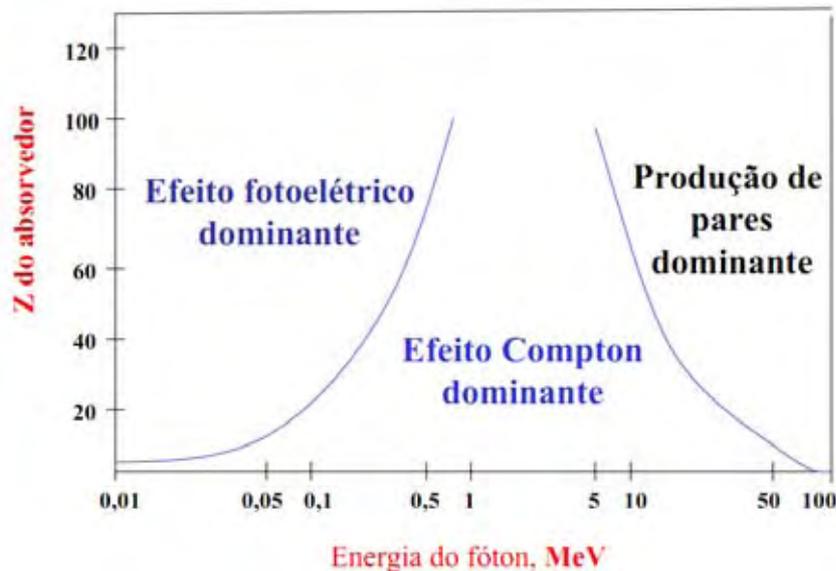


Figura 3: Gráfico que apresenta os valores de número atômico e de energia que tornam iguais as probabilidades de ocorrência dos efeitos fotoelétrico e Compton (curva à esquerda) e dos efeitos Compton e produção de par (curva à direita).

Fonte: <http://www.abfm.org.br/c2005/palestras/palestra112.pdf>

3.2 Tomografia Computadorizada → XCT

Com a medida de uma única transmissão, os coeficientes de atenuação não podem ser determinados porque há muitos valores desconhecidos de μ_i na equação. No entanto, com

diversas medidas de transmissões no mesmo plano mas em diferentes orientações da fonte de raios-X e do detector, os coeficientes podem ser separados. Através d distribuição de níveis de cinza para diferentes intervalos de coeficientes de atenuação, uma imagem em níveis de cinza pode ser obtida, o que representa várias estruturas no paciente com diferentes características de atenuação dos raios-X. Esta exibição em níveis de cinza constitui uma imagem de XCT (HENDEE; RITENOUR, 2002).

No começo (primeira geração) dos tomógrafos, várias medidas de raios-X eram obtidas através da digitalização de feixes tipo *pencil beam* de raios-X e um detector de NaI (Iodeto de sódio) em linha reta em lados opostos do paciente. Durante essa digitalização translacional de talvez 40 cm de comprimento, várias medidas de transmissões de raios-X são obtidas. Em seguida, a orientação angular do dispositivo de digitalização é incrementada de 1 grau, e uma segunda varredura é realizada. Este processo translacional separado por incrementos de 1 grau é repetido através de um arco de 180 graus. As medidas obtidas são então processadas em códigos matemáticos para reconstruir uma imagem dos coeficientes de atenuação através do plano anatômico definido na digitalização dos feixes (HENDEE; RITENOUR, 2002).

3.2.1 Algoritmos de Reconstrução

A base dos códigos computacionais para reconstrução de imagens é o algoritmo de reconstrução, que pode ser um dos quatros definidos abaixo.

1. Retro-projeção simples. Neste método cada transmissão de raio-X passando pelo alvo é dividida em elementos de iguais espaçamentos, e cada elemento assume contribuição igualitária para a total atenuação ao longo da trajetória do feixe. Somando-se a atenuação a cada elemento em todas as trajetórias do feixe que intersectam o elemento em diferentes orientações angulares, a soma final do coeficiente de atenuação é determinada para cada elemento. Quando este coeficiente é combinado com a soma dos coeficientes para todos os elementos em uma seção anatomica digitalizada, uma imagem composta pelos coeficientes de atenuação é obtida. Embora a retro-projeção simples seja simples, ela produz imagens borradas de características nítidas no objeto.

2. Retro-projeção filtrada. Esse algoritmo de reconstrução, ou método da convolução, utiliza uma equação integral uni-dimensional para reconstruir imagem bi-dimensional. No método da convolução que utiliza equações integrais, uma função de borramento é combinada (convoluída) com os dados de transmissão dos raios-X para remover a maioria do

borramento antes dos dados serem retro-projetados. A função mais comum de borramento é um filtro que remove componentes de frequências dos dados de transmissão que são responsáveis pela maioria dos borramentos nas imagens. Uma das vantagens desse método de reconstrução é que a imagem pode ser construída enquanto os dados de transmissão são coletados. Este método é o mais utilizado para reconstruir imagens de CT.

3. Transformada de Fourier. Nesta aproximação, o padrão de atenuação de raios-x em cada orientação angular é separado em componentes de frequência de amplitudes diversas, semelhante à maneira como uma nota musical pode ser dividido em contribuições relativas de frequências diferentes. A partir destes componentes de frequência, a imagem inteira é montada em "espaço de frequência" em uma imagem espacialmente correta e depois reconstruída por um processo de transformação inversa de Fourier.

4. Expansão em séries. Nesta técnica, as variações dos quais são conhecidos como ART (técnica de reconstrução algébrica), ILST (técnica iterativa de mínimos quadrados), e SIRT (técnica de reconstrução iterativa simultânea), os dados de atenuação em uma orientação angular são divididos em elementos igualmente espaçados ao longo cada um dos vários raios. Estes dados são comparados com dados semelhantes em diferentes orientações angulares, e as diferenças de atenuação de raios-x nas duas orientações são adicionadas igualmente para os elementos apropriados. Este processo é repetido para todas as orientações angulares, com uma fração decrescente da atenuação diferenças adicionado de cada vez para assegurar a convergência dos dados de reconstrução. Neste método, todos os dados de atenuação de raios-x devem estar disponível antes de reconstrução começar (HENDEE; RITENOUR, 2002).

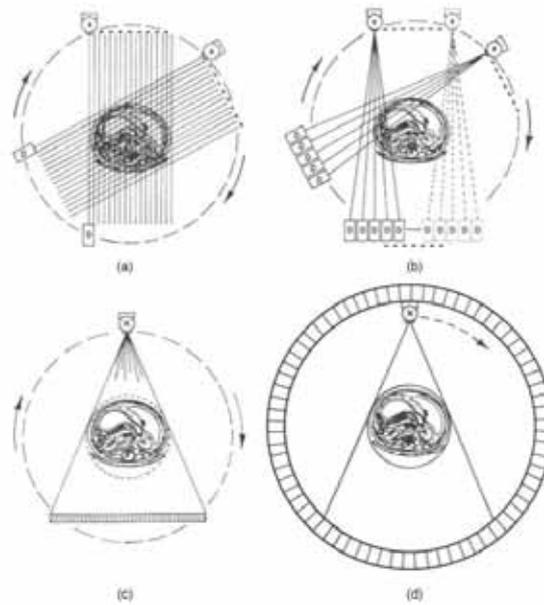


Figura 4: Movimentos de digitalização na tomografia computadorizada, a: primeira geração de tomógrafos utilizando feixes tipo *pencil beam* e uma combinação de movimentos translacional e rotacional. b: segunda geração utilizando feixes tipo leque, vários detectores e uma combinação de movimentos translacional e rotacional. c: terceira geração que utiliza feixes tipo leque com movimento de rotação suave do tubo de raio-X e um conjunto de detectores. d: quarta geração com movimento de rotação do tubo de raio-X com um conjunto de 600 ou mais detectores circular estacionário (HENDEE; RITENOUR, 2002).

Gerações de tomógrafos

Inicialmente (primeira geração) o tomógrafo utilizava um feixe de raios-X tipo *pencil beam* e uma combinação de movimentos de translação e rotação para acumular a maior quantidade de dados transmitidos para reconstruir a imagem (figura 4-a). Apesar desta técnica ser satisfatória para obter imagens de objetivos estacionários, um tempo considerável é necessário para o acúmulo dos dados (4 a 5 minutos), e a imagem está sujeita ao borramento pelo movimento. Após a introdução deste tipo de feixe, foram introduzidos outros tipos como o feixe de raios-X tipo leque, e com isso várias medidas de transmissão dos raios-X puderam ser captadas simultaneamente (figura 4-b).

A geometria do feixe tipo leque de alguns graus de abertura para diferentes orientações angulares reduziu o tempo de obtenção dos dados para 20 a 60 segundos. Este tipo de feixe também reduziu os efeitos de movimento, aumentando a qualidade das imagens, sendo portanto a segunda geração de tomógrafos.

A terceira e a quarta gerações de tomógrafos eliminaram o movimento de translação dos antigos tomógrafos e deixaram exclusivamente o movimento de rotação do tubo de raios-X e do conjunto de detectores (figura 4-c), ou com movimento rotacional do tubo de

raios-X com um conjunto de 600 ou mais detectores circulares estacionários (figura 4-d). Com esses tomógrafos, o tempo de obtenção dos dados acumulados ficou menor que 1 segundo (HENDEE; RITENOUR, 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. Para realizar a reconstrução de uma seção transversal, a tomografia baseia-se em medições externas ao corpo em análise. Em XCT, essas medições externas é o próprio coeficiente de atenuação linear de raios-X.

Para a realização da reconstrução de imagens é usado a transformada de Radon da distribuição de densidade do objeto. Essa transformada utiliza o algoritmo da retro-projeção filtrada usando, para isso, a transformada inversa de Fourier. A matriz da imagem resultante é normalmente apresentada em unidade CT, também conhecida como números Hounsfield.

Com a transformada de Radon, pode-se determinar a função original a partir de um conjunto de projeções (SETTI, 2006).

3.2.2 Número de CT para raios-X

Em uma geometria de feixe estreito, a seção de choque total é relacionada com o número total de partículas que interagem no espalhamento. Assumindo N como o número de partículas que não foram submetidas a qualquer tipo de interação passando por um alvo espalhador de comprimento x , o número de partículas que não interagem no material decresce em função da profundidade dx , tal como:

$$dN = \frac{\sigma_{total} N_A}{A} N dx. \quad (3.12)$$

Assim

$$dN = -\mu_{aten} N$$

e

$$\mu_{aten} = \frac{N_A \rho \sigma_{total}}{A}. \quad (3.13)$$

Nessas equações, ρ é a densidade do material e A é o número de massa do alvo. O

número de partículas que não interagem decai exponencialmente com a profundidade:

$$N(x) = N_0 e^{-\mu_{aten} x} \quad (3.14)$$

A quantidade μ_{aten} é denominada coeficiente de atenuação linear total.

Quando um fóton é atenuado por um material, pode ocorrer dele ser completamente absorvido, como no caso do efeito fotoelétrico e no caso de produção de pares, ou parcialmente absorvido, criando outro fóton de energia diferente e menor com um desvio de ângulo fora da trajetória original, como no caso do efeito Compton. A exceção é o espalhamento coerente, quando um fóton de mesma energia é desviado da trajetória original, sem sofrer interações.

Os números computados pelo algoritmo de reconstrução não são exatamente os valores dos coeficientes de atenuação: eles são termos integrados aos números de CT que são relacionados aos coeficientes de atenuação. Na maioria das vezes, os números de CT variam de -1000 , para o ar, até $+1000$, para o osso, com o número de CT da água valendo zero. A relação entre número de CT e coeficiente de atenuação linear é dada por:

$$NCT = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{(\mu)_w}. \quad (3.15)$$

Em que μ_w é o coeficiente de atenuação linear da água e μ é o coeficiente de atenuação linear do material (HOBBIE; ROTH, 2006).

3.3 Tomografia Computadorizada com feixes de prótons → pCT

A protonterapia tem como base, para o planejamento, o uso da tomografia computadorizada com feixe de raios-X (XCT). Sabe-se que o uso da XCT não indica corretamente o planejamento, devido aos diferentes processos físicos envolvidos na interação de prótons e fótons com a matéria, que estão relacionados com diferentes propriedades intrínsecas do alvo, como o coeficiente de atenuação linear e a densidade de elétrons, para fótons e prótons, respectivamente (SMITH, 2006).

Neste sentido, os raios-X do sistema tomográfico fazem parte do grupo de radiação eletromagnética que, para energias da ordem de magnitude daquelas normalmente empregadas em CT, interage principalmente pelos efeitos fotoelétrico e Compton (o processo

de produção de pares acontece acima de 1,02 MeV de energia e portanto este efeito não acontece na faixa de energia da tomografia computadorizada). A forma como cada um destes processos contribui com a interação, está determinada pela seção de choque relativa de cada um. Do ponto de vista macroscópico, um parâmetro importante é o coeficiente de atenuação linear, μ , que inclui as informações relacionadas com as seções de choque e é função da energia da radiação e das propriedades do material alvo (SMITH, 2006) (MUSTAFA; JACKSON, 1983).

Já os prótons, pelo fato de integrar o grupo das partículas carregadas pesadas, interagem principalmente pelos processos de ionização e excitação Coulombiana, e no caso de altas energias, por processos nucleares. Vale salientar que as energias de interesse em protonterapia estão no intervalo de alguns décimos de MeV até aproximadamente 250 MeV (SMITH, 2006).

O principal parâmetro macroscópico que permite caracterizar o processo de interação do próton com o material alvo é chamado de stopping power. Este parâmetro também está relacionado com a energia do próton e com as propriedades do alvo, principalmente a densidade eletrônica (SMITH, 2006).

Uma forma de contornar o problema existente devido ao planejamento da protonterapia com tomografia computadorizada de raios-X, seria a implementação de tomografia com feixes de prótons, de tal forma que o alvo a ser irradiado fosse determinado com o mesmo tipo de radiação com a qual será tratado (SMITH, 2006).

O conceito moderno do método pCT (Tomografia Computadorizada com feixes de prótons) foi publicado recentemente. Ele propõe o uso de um método baseado na medida de perda da energia por prótons acoplados com uma técnica moderna de *tracking*, desenvolvida na área de física de altas energias. Tal sofisticação do método exige um estudo mais profundo de alguns aspectos físicos e técnicos envolvidos em reconstrução de imagens pCT (SCHULTE et al., 2004) (MUSTAFA; JACKSON, 1983).

Para o tratamento com prótons, a implementação bem sucedida da pCT poderia evitar ambiguidades na conversão dos valores dos números de Hounsfield para densidades eletrônicas (Os números de Hounsfield estão relacionados com o coeficiente de atenuação linear de um feixe de raios-X decorrente da interação com a matéria), e poderia permitir a verificação da posição do paciente e a distribuição atual de dose durante o tratamento (WANG; MACKIE; TOMÉ., 2010) (SMITH, 2006).

O desenvolvimento de algoritmos de reconstrução de imagens para técnicas de ima-

geamento de baixa dose da pCT é um pré-requisito indispensável para aplicações clínicas desta técnica (ZYGMAŃSKI et al., 2000), pois uma dessas dificuldades, origina-se do espalhamento de prótons dentro do corpo, devido as numerosas deflexões a baixo ângulo pelo campo Coulombiano nuclear. Consequentemente, o uso de prótons em aplicações de imagens médicas tem limites de resolução espacial intrínseco (SCHULTE et al., 2004) (WANG; MACKIE; TOMÉ., 2010).

Uma grande vantagem do imageamento pela pCT é que os prótons poderiam ser detectados e trilhados um-por-um, evitando o ruído quântico do imageamento pela XCT, e tornando-se possível o uso de algoritmos de reconstrução baseado na curva individual das trajetórias. Com os avanços correntes na tecnologia de detectores para partículas físicas de alta energia (SCHULTE et al., 2004), (SCHNEIDER; PEDRONI, 1994), a localização e direção de cada próton na entrada e na saída do paciente e/ou phantom podem ser precisamente gravadas e sua trajetória mais provável dentro do objeto, pré-determinada (SCHULTE et al., 2004), (SADROZINSKI et al.,).

3.4 Materiais Biologicamente Equivalentes e a Relação Z/A

A constituição do corpo humano é basicamente constituída por elementos atômicos leves e estáveis. O núcleo destes elementos tem número aproximadamente igual de prótons (Z) e nêutrons ($N=A-Z$) (figura 5) com a única exceção do Hidrogênio, que contribui, porém, com uma fração de peso pequeno na água. Assim, em uma primeira aproximação, tanto a atenuação do fóton, usada na XCT convencional, quanto a perda de energia do próton, usada na pCT, têm características independentes do absorvedor se estiverem expressas em unidades de massa (SETTI, 2006).

Tabela 1: Coeficiente de atenuação linear e *Stopping Power* de prótons para materiais biologicamente equivalentes

Material	Z/A		γ -atenuação				Próton SP			
	Relação	%	$E = 80$ keV cm^2/g	%	$E = 500$ keV $cm^2/g * 10^2$	%	$E = 100$ MeV $MeV cm^2/g$	%	$E = 200$ MeV $MeV cm^2/g$	%
Água	0,555	100	0,184	100	0,097	100	7,286	100	4,491	100
A-150	0,549	98,91	0,180	97,82	0,096	98,97	7,388	101,4	4,516	100,5
B-100	0,527	94,95	0,207	112,5	0,092	94,84	6,801	93,34	4,198	93,47

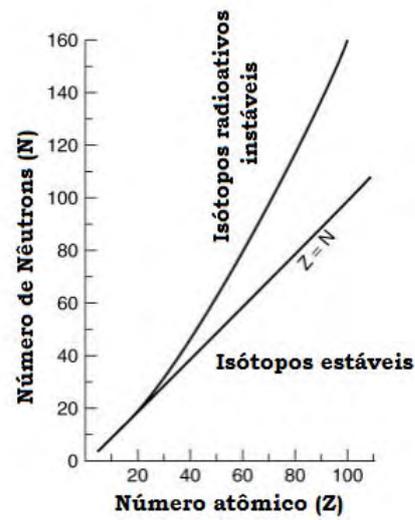


Figura 5: Relação entre número de prótons (Z) e número de nêutrons (N).

A tabela 1 mostra um resumo dessa relação para materiais biológicos com razão Z/A muito próxima. Estes dados foram retirados do NIST (COMMERCE, 2010)

4 *Metodologia*

4.1 Simulações Computacionais

As simulações computacionais são essenciais devido à complexidade dos processos de absorção e espalhamento de partículas carregadas pesadas nos objetos macroscópicos, maciços e de estrutura complexa. A tarefa básica para efetuá-los será o emprego dos códigos computacionais MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) v2.5.0 (BRIESMEITER, 2000) e SRIM 2008 (Stopping and Range of Ions in Matter) (ZIEGLER, 1999).

Os códigos estão instalados atualmente nos computadores do Laboratório de Bioinformática e Biofísica Computacional (LBBC) do Departamento de Física e Biofísica do Instituto de Biociências de Botucatu, UNESP.

- O código MCNPX v2.5.0

O MCNPX, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (LANL), é um código de simulação de Monte Carlo em 3-D para o transporte de radiação na matéria, com uma grande variedade de opções de dados de entrada, capaz de processar a trajetória de 34 tipos diferentes de partículas e/ou íons num extenso intervalo de energias. Ele emprega as bases de dados das bibliotecas avaliadas disponíveis até o momento atual, assim como diferentes modelos físicos para suprir a falta destes dados. O código foi desenvolvido em FORTRAN90 e pode ser compilado tanto em todas as plataformas LINUX ou UNIX, como em WINDOWS, sendo possível a implementação do processamento paralelo com PVM ou MPI. Todas estas características fazem deste código uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem de radiação (BRIESMEITER, 2000).

Estruturação do arquivo de entrada do código MCNPX

Blocos:

I. Células. Neste bloco deve conter as informações de planos onde será delimitada a área interna, na qual ocorrerá as medidas, e da área externa, onde será a região exterior aos eventos.

II. Superfícies. Seção destinada para o tipo de geometria definida (esferas, cilindros, planos etc), onde serão delimitadas as células

III. Dados e Informações Físicas. Nesta seção deve ser declarada toda a física do processo, bem como a informação de fonte e materiais utilizados.

- a) Fonte
- b) Materiais
- c) Tamanho da simulação - número de histórias (eventos)
- d) Cálculos a serem apresentados
- e) Informações (arquivo de saída)

- O Código SRIM 2008

O programa SRIM agrupa um conjunto de rotinas que calculam o poder de parada (stopping power) e o alcance de íons na matéria, mediante uma formulação mecânico quântica das interações íon (feixe)→átomo (alvo). Este cálculo tem sido aprimorado através do emprego de algoritmos estatísticos de otimização (ZIEGLER, 1999).

4.2 Desenvolvimento do projeto

No sentido de estudar a reconstrução de imagens utilizando feixes de prótons, tanto em radiografia como em tomografia, realizamos algumas simulações com esse propósito.

Escolhemos então uma geometria de dois cilindros concêntricos, sendo o interno com 1 cm de raio e contendo um material simulador de osso, B-100; e o cilindro externo com raio de 3 cm e preenchido com material simulador de tecido mole, A-150, como mostrado na figura 6.

Tabela 2: Composição dos materiais A-150 e B-100, utilizados na geometria para a reconstrução

material/elemento	A-150	B-100
H	0,583%	0,513%
C	0,376%	0,354%
N	0,014%	0,012%
O	0,019%	0,016%
F	0,005%	0,070%
Na	0,003%	0,035%

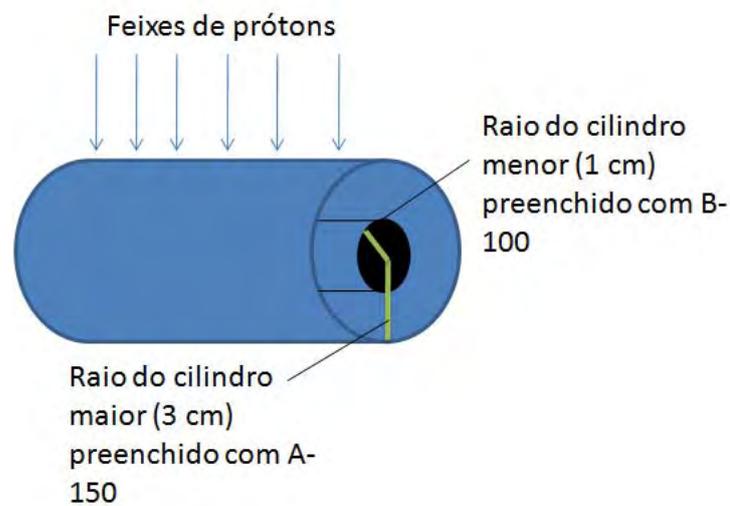


Figura 6: Geometria utilizada para os cálculos.

A densidade dos materiais simulador de osso e simulador de tecido mole são respectivamente, 1,45 e 1.127. A composição dos dois materiais é mostrada na tabela 2.

Em seguida fizemos algumas experimentações, na primeira aproximação dividimos o cilindro com passo de 0,5 cm, e com uma matriz de 24X24 realizamos as simulações com a figura mostrada 7.

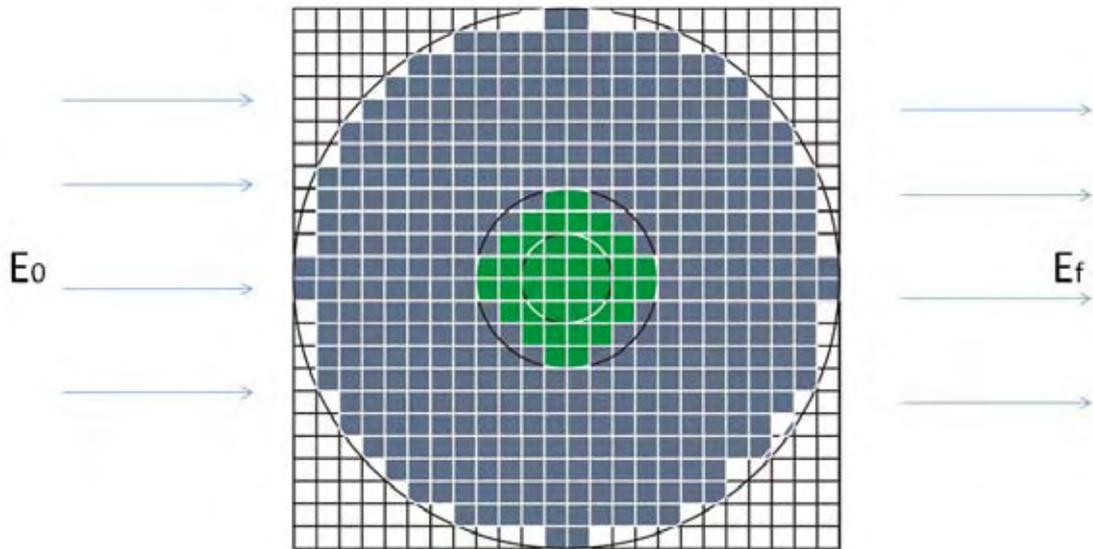


Figura 7: Aproximação geométrica para as simulações computacionais. Um modelo bem simples para começo das análises de reconstrução tomográfica utilizando prótons.

Para obter uma aproximação mais próxima do real, utilizamos a mesma geometria, mas agora dividindo as fatias com comprimento de 0,05 cm, obtendo desse jeito uma matriz de 120X120, fazendo um arco de 180° com projeções de 2°.

Com essas duas aproximações começamos então as simulações com o código SRIM 2008, com energia inicial de 100 MeV, e obtendo então as energias de saída para cada espaçamento. O número de interações das simulações foi de 50000 para obter uma melhor estatística.

Posteriormente, realizamos outras simulações com energia de entrada do feixe de 200 MeV, e assim comparar as duas reconstruções afim de estudar como essa energia pode alterar a imagem e como a resolução varia conforme a energia aumenta ou diminui.

Depois, utilizando a geometria com cortes de 0,05 cm realizamos cálculos com o MCNPX para a energia de 100 MeV, considerando a influência de partículas secundárias e sem partículas secundárias. Para obter uma boa estatística dos cálculos, o programa calculou interações de 1000000 de partículas.

O tempo médio dos cálculos computacionais foi de 4 horas para o SRIM, para cada corte, e em média 3 horas para o MCNPX, para cada corte.

5 *Resultados e Discussão*

A primeira parte do projeto consistiu em fazer uma reconstrução de imagem tomográfica com feixes de prótons. Para isso recorremos à literatura e assim utilizamos o método de reconstrução da tomografia computadorizada (XCT), utilizando para tal o código Matlab; essa reconstrução se baseia no método da Transformada de Radon ou retro-projeção filtrada. Consideramos então a primeira geometria descrita na seção de metodologia (figura 7). Com essa primeira abordagem obtivemos a reconstrução mostrada na figura 8.

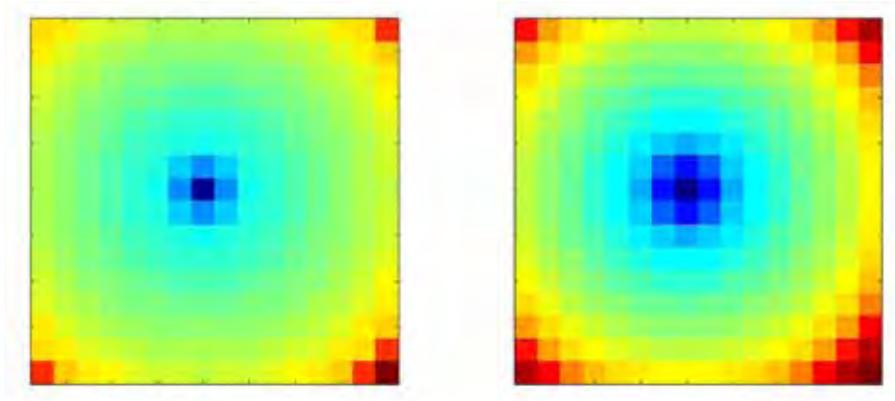


Figura 8: Reconstrução de imagem utilizando a geometria da figura 7, utilizando o código Matlab.

A figura da esquerda mostra a reconstrução sem filtro e a figura da direita é a reconstrução da imagem aplicando um filtro passa-banda, que corta altas e baixas frequências, para diminuir artefatos da reconstrução na imagem. Todas as seguintes reconstruções foram realizadas com esse algoritmo e com o filtro passa-banda.

Mesmo com esse número pequeno de cortes podemos distinguir os dois materiais na imagem. Sendo a imagem da esquerda com a borda difusa entre um material e outro, e a imagem da direita tendo essa borda suavizada entre os dois materiais.

A escala de cor da imagem é arbitrária. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm. Esta característica se repete em todas as demais reconstruções.

Posteriormente foi efetuado o cálculo aumentando o número de cortes, que nos daria possivelmente, uma boa representação da geometria adotada. Nessa escala da matriz de 120×120 obtivemos então a seguinte reconstrução, mostrada na figura 9.

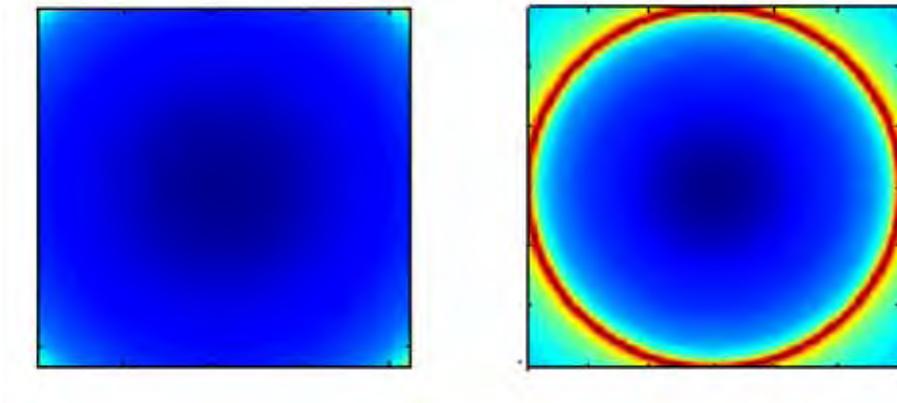


Figura 9: Reconstrução de imagem para um feixe monoenergético de prótons de 100 MeV.

Na figura 10 obtivemos a reconstrução em graus de cinza com a delimitação entre o cilindro interno, que contém material simulador de osso, e o cilindro externo, que contém material simulador de tecido mole.

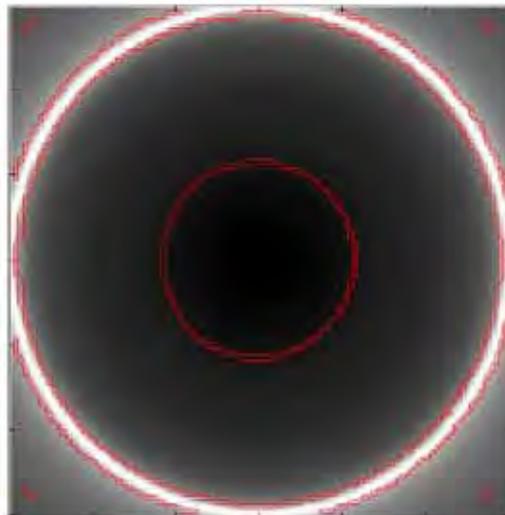


Figura 10: Reconstrução de imagem para um feixe monoenergético de prótons de 100 MeV em graus de cinza.

O próximo passo do nosso trabalho foi estudar como a reconstrução de imagens poderia ser mudada quando se usasse outra energia de entrada dos feixes de prótons. Na figura acima (imagem reconstruída, figura 9), essa energia de entrada foi de 100 MeV. Analisando, portanto, a faixa a ser utilizada em radiologia com prótons, fizemos simulações para 200 MeV, mostradas na figura 11 e na figura 12 em graus de cinza.

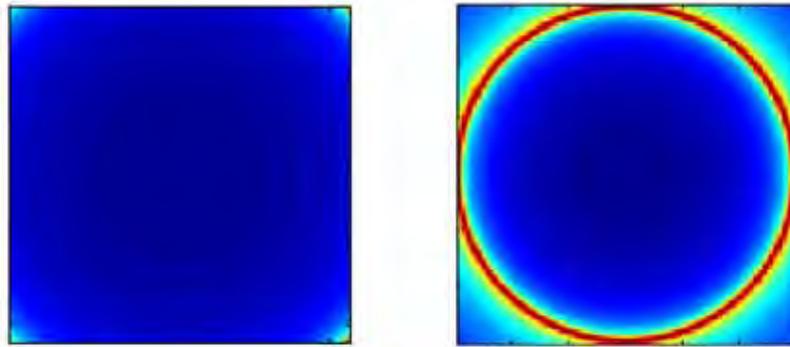


Figura 11: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm.

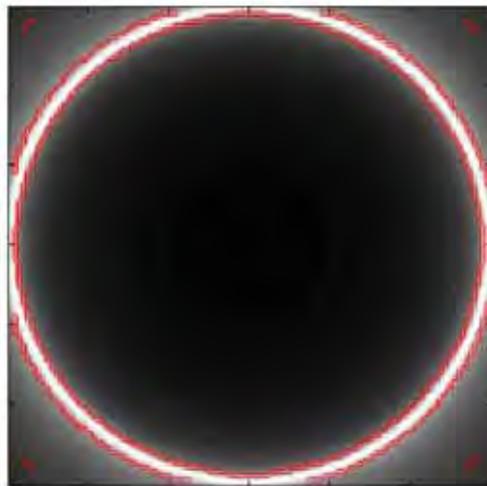


Figura 12: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV em graus de cinza.

Nesse caso também foi utilizado um marcador de borda, mas como a diferença entre os materiais na imagem reconstruída foi muito pequena, não foi possível demarcar essa região.

É importante salientar que com energia de 100 MeV, o alcance máximo dos prótons para essa composição utilizada, é próxima de 6,5 cm. E quando aumenta-se a energia inicial, o pico de Bragg, que é a região de maior deposição de energia, fica mais distante ainda do volume alvo, portanto tende-se a diminuir essa quantidade de energia depositada.

Com essas duas imagens reconstruídas para 100 e 200 MeV a escala de cor diminui conforme aumenta a energia, a transição de um material para o outro é mais suavizada.

Como o método utilizado para a reconstrução de imagem se baseou na Transformada de Randon, e utilizando-se da equação de Beer-Lambert para fótons, aplicou-se o mesmo princípio para a energia dos prótons como se segue:

$$E_f = E_0 e^{-x\varepsilon}. \quad (5.1)$$

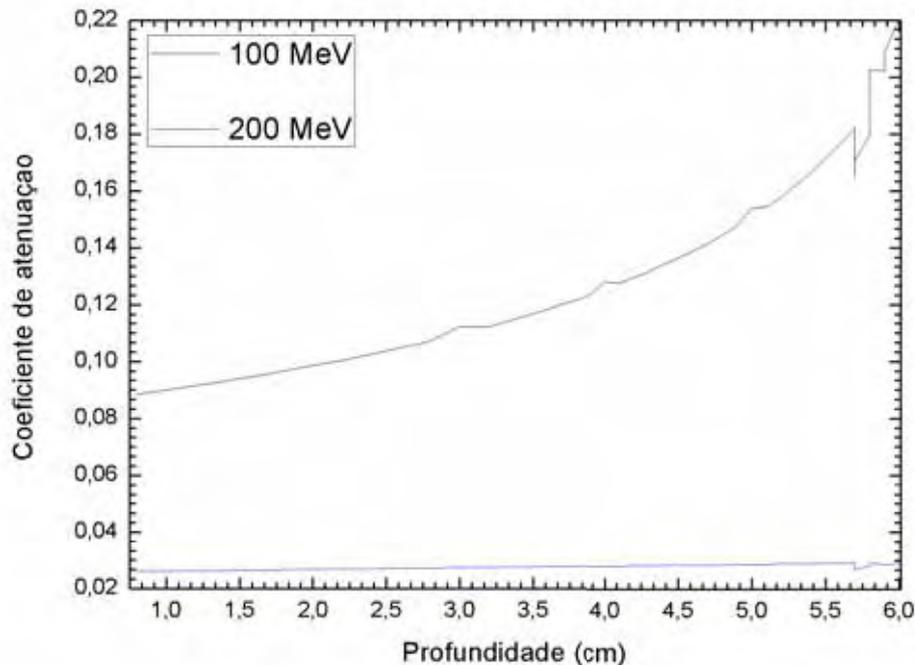


Figura 13: Comparação do coeficiente para prótons obtido das energias de 100 e 200 MeV.

A constante ε adotada na equação acima para a energia é correspondente ao μ_{aten} , coeficiente de atenuação linear de massa para radiação eletromagnética. No gráfico da

figura 13 pode-se notar um padrão retirado das simulações.

Na figura 14 podemos observar o comportamento da perda de energia ao longo da trajetória percorrida para cada espaçamento, para as energias de 100 e 200 MeV.

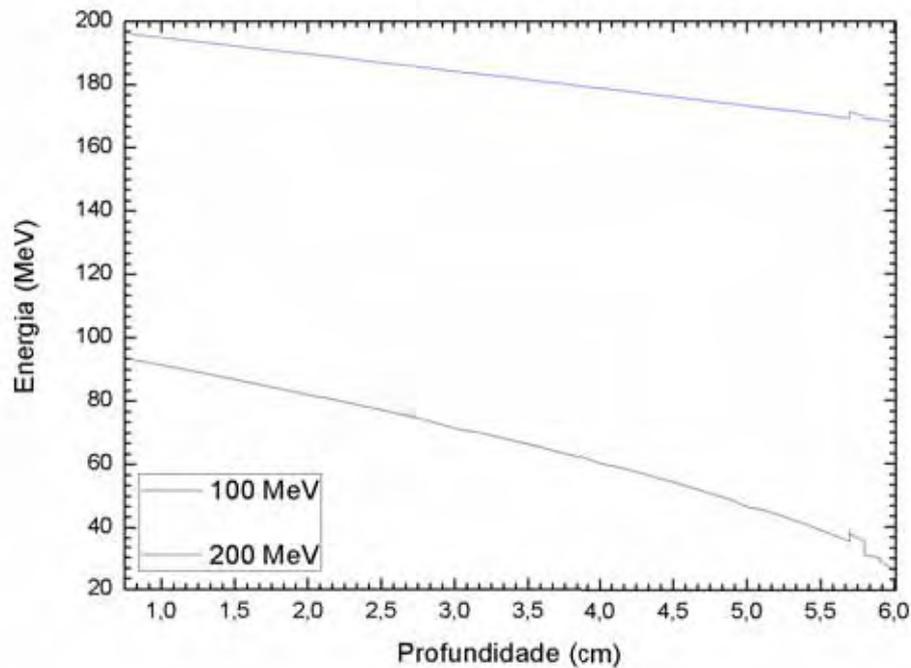


Figura 14: Comparação do comportamento da energia perdida para cada espaçamento, para os feixes de 100 e 200 MeV.

Como já especificado nesse trabalho, a forma como o próton interage com a matéria é caracterizada pela curva de Bragg, em que a energia depositada vai aumentando lentamente conforme penetra no alvo até alcançar a distância máxima, dependente da energia inicial, e aumentar bruscamente a deposição de energia, conhecida como a região do pico de Bragg.

Quando analisamos a geometria proposta, com o diâmetro máximo de 6 cm, a energia mínima necessária para que os prótons a atravesse, é na faixa de 100 MeV, que foi a primeira energia utilizada nos cálculos.

A partir do momento em que aumenta a energia de entrada do feixe, a região do pico de Bragg é deslocada para a direita, e portanto a máxima deposição dessa fica localizada muito aquém do limite da geometria, portanto pode-se inferir que a variação da perda de energia em relação à distância percorrida é muito pequena, como mostrada na figura 13, para as energias de 100 e 200 MeV.

Tabela 3: Profundidade máxima em que o *Stopping Power* não ultrapassa em 10% o valor inicial

material/energia de entrada (MeV)	H_2O	A-150	B-100
	$\rho = 1g/cm^3$	$\rho = 1,127g/cm^3$	$\rho = 1,45g/cm^3$
100	1,57 cm	1,38 cm	1,16 cm
125	2,38 cm	2,09 cm	1,76 cm
150	3,35 cm	2,94 cm	2,48 cm
175	4,47 cm	3,93 cm	3,31 cm
200	5,75 cm	5,07 cm	4,26 cm
225	7,19 cm	6,33 cm	5,32 cm
250	8,79 cm	7,74 cm	6,49 cm

Na tabela 3 tem-se materiais com a razão Z/A próxima e a partir de qual profundidade o *Stopping Power* passa a ser maior do que 10% do valor de deposição inicial, para diferentes valores de energia de entrada do feixe.

Nossa última análise do projeto foi realizar a reconstrução de imagens utilizando prótons com o código MCNPX. Para esses cálculos utilizamos as energias iniciais de 100 MeV e 200 MeV considerando dois casos, no primeiro simulamos considerando todos os tipos de interações e a influência de partículas secundárias, e no segundo caso, fizemos as simulações considerando apenas as interações por ionização e excitação, excluindo a contribuição dos processos inelásticos nucleares. Nas figuras 15 e 16 podemos observar as reconstruções para ambos os casos.

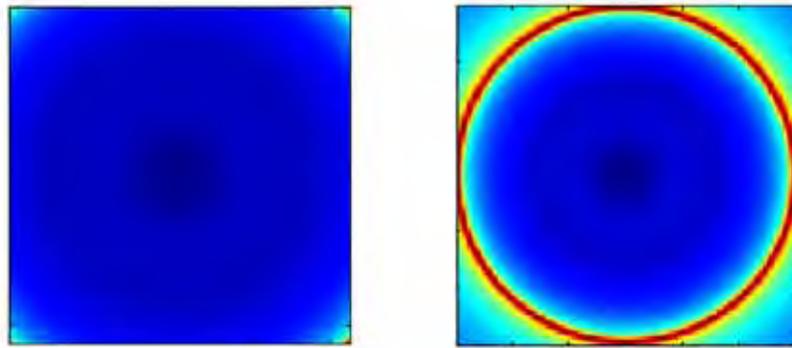


Figura 15: Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, e considerando a contribuição de partículas secundárias. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm.

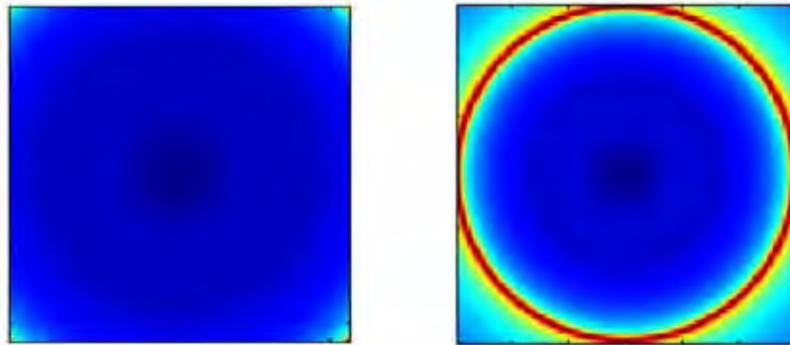


Figura 16: Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, sem considerar a contribuição de partículas secundárias. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm.

Nas figuras 17-a e 17-b a seguir temos as reconstruções em graus de cinza para o caso com contribuição de partículas secundárias e para o caso sem partículas secundárias, respectivamente.

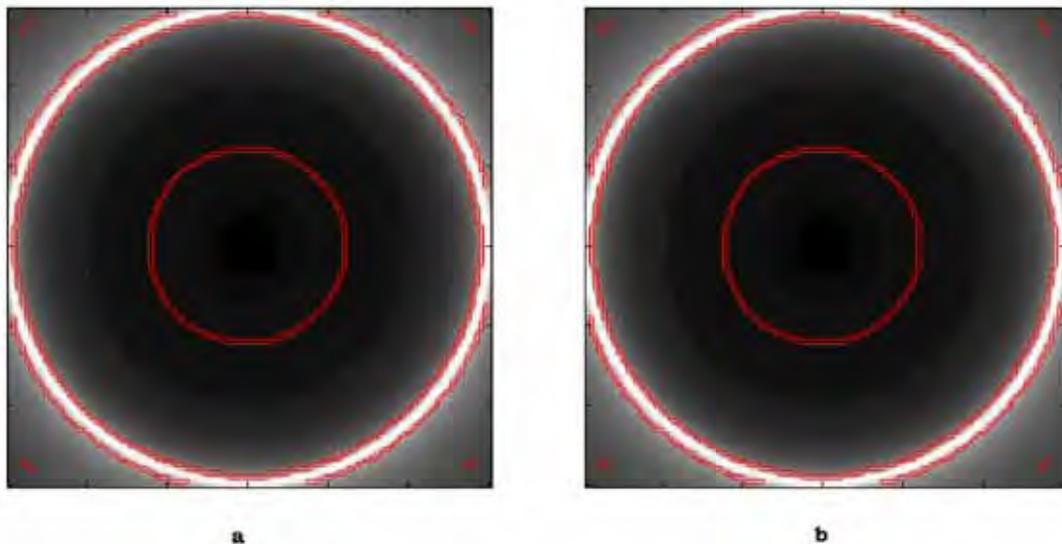


Figura 17: Reconstrução de imagem para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, sem considerar a contribuição de partículas secundárias.

No gráfico a seguir (figura 18) temos o comportamento da energia de saída para cada espaçamento. A contribuição das partículas secundárias, para esse caso, é pequena.

Utilizando a equação 5.1 fizemos uma relação entre o coeficiente de atenuação linear, descrito para a interação de feixes de fótons com a matéria, com um coeficiente que poderia ser utilizado para descrever a interação de prótons com a matéria. No gráfico abaixo (figura 19) observamos o comportamento dessa “constante” em função do caminho percorrido pelos prótons em cada espaçamento.

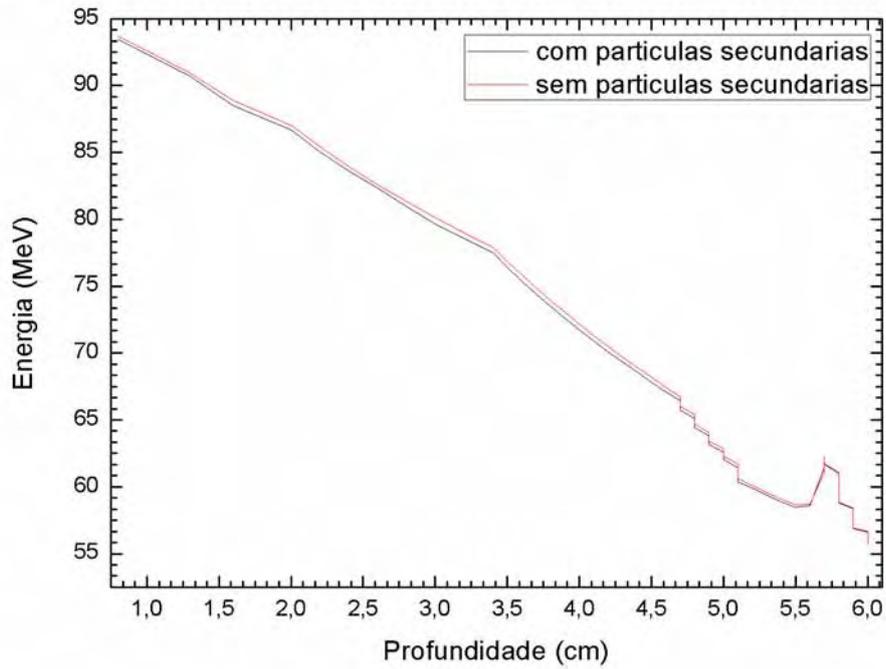


Figura 18: Comportamento da energia de saída para cada espaçamento, para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, considerando, e sem considerar a contribuição de partículas secundárias.

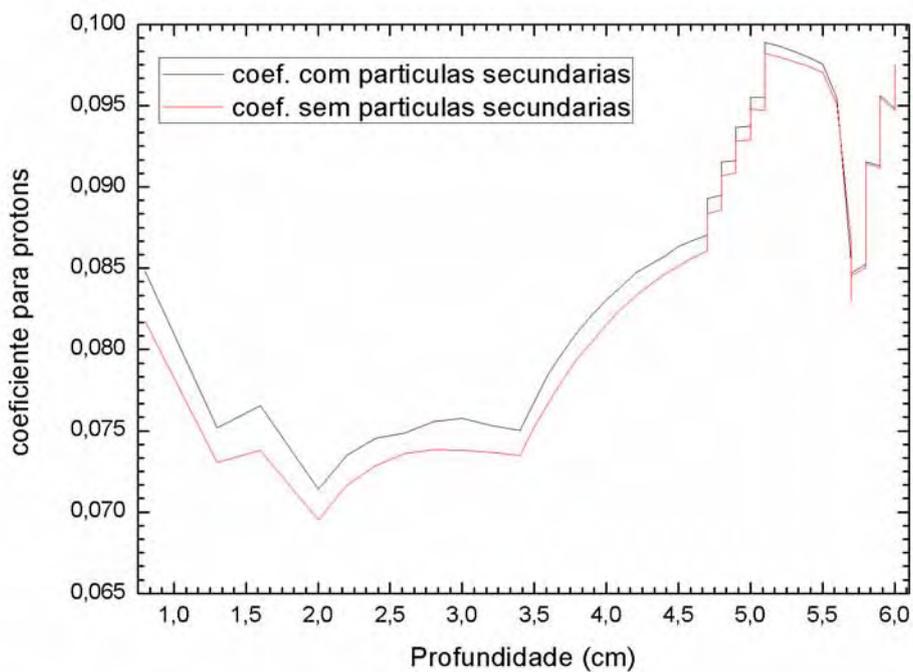


Figura 19: Coeficiente obtido para prótons, utilizando a equação de Beer-Lambert, para os dados obtidos de MCNPX.

Com essa relação em mãos, descrita pela equação 5.1 e aplicando na equação do *Stopping Power*, $S = -dE/dx$, obtivemos a seguinte expressão:

$$S = -\frac{d}{dx}(E_0 e^{-x\varepsilon}) = \frac{1}{\varepsilon} E_0 e^{-x\varepsilon}. \quad (5.2)$$

E assim obtivemos uma relação entre o coeficiente e o *Stopping Power* calculados pelas expressões acima e mostrado no gráfico que se segue (figura 20).

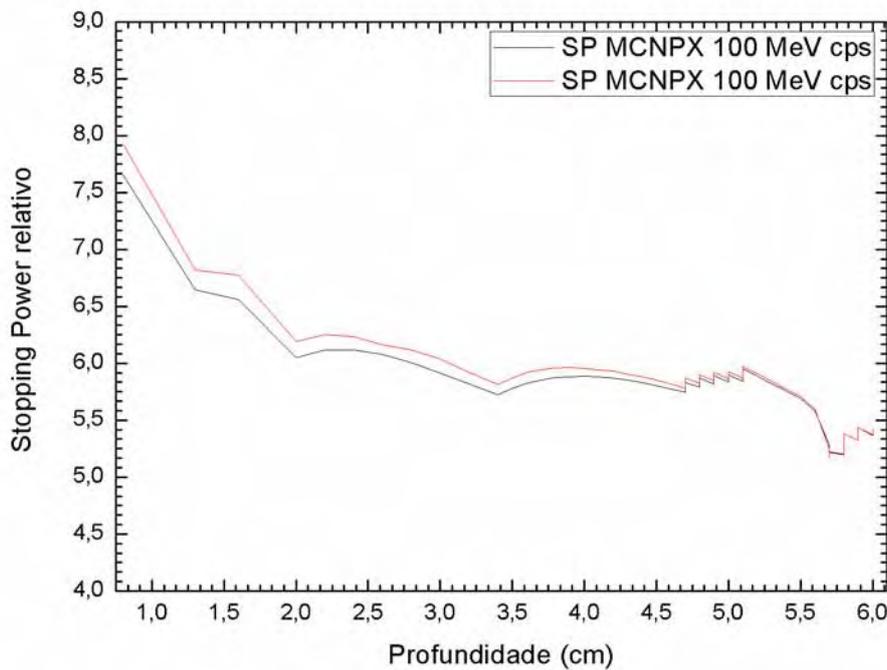


Figura 20: *Stopping Power* calculado através do coeficiente para feixe de 100 MeV, utilizando o código MCNPX, considerando, e sem considerar a contribuição de partículas secundárias.

Essa relação poderá ser utilizada, então, com dados mais consolidados, e mais estudos da influência da interação dos prótons com a matéria, para descrever então um algoritmo que relacione essas propriedades intrínsecas do tipo da radiação com a matéria.

Na figura 21 temos a reconstrução para a energia inicial de 200 MeV. E na figura 22 essa reconstrução em graus de cinza.

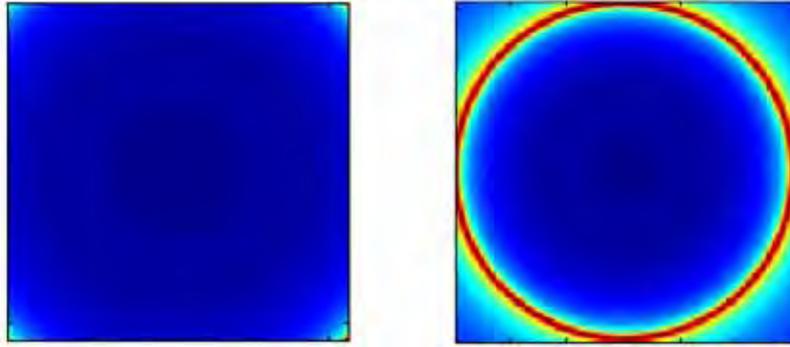


Figura 21: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV considerando partículas secundárias. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm.



Figura 22: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV considerando partículas secundárias em graus de cinza.

Em seguida realizamos simulações para 200 MeV sem considerar influência de partículas secundárias, como se segue nas figuras 23 e 24.

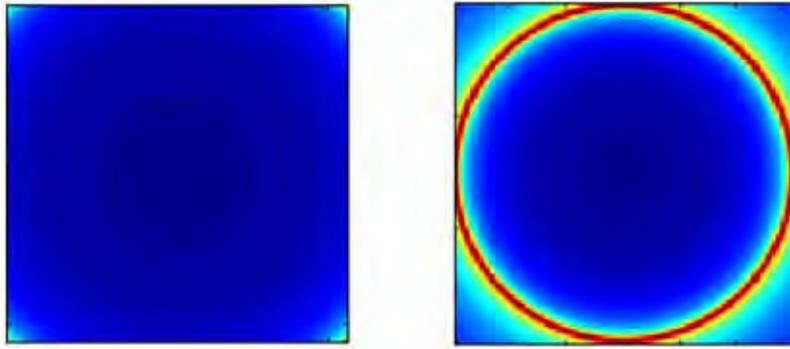


Figura 23: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV sem considerar partículas secundárias. A imagem da esquerda está em escala reduzida, com o raio marcado de 2,125 cm, e a imagem da direita com o raio de 3 cm.



Figura 24: Reconstrução da imagem para um feixe monoenergético de prótons de 200 MeV sem considerar partículas secundárias em graus de cinza.

As duas imagens em graus de cinza tiveram um detector de bordas que demarcou a região de transição de um material para outro, com a presença do filtro pode-se notar que a difusão na borda diminui.

Com esses dados obtivemos valores do coeficiente para protons mostrado na figura 25 e o *Stopping Power* calculado através do coeficiente acima, na figura 26.

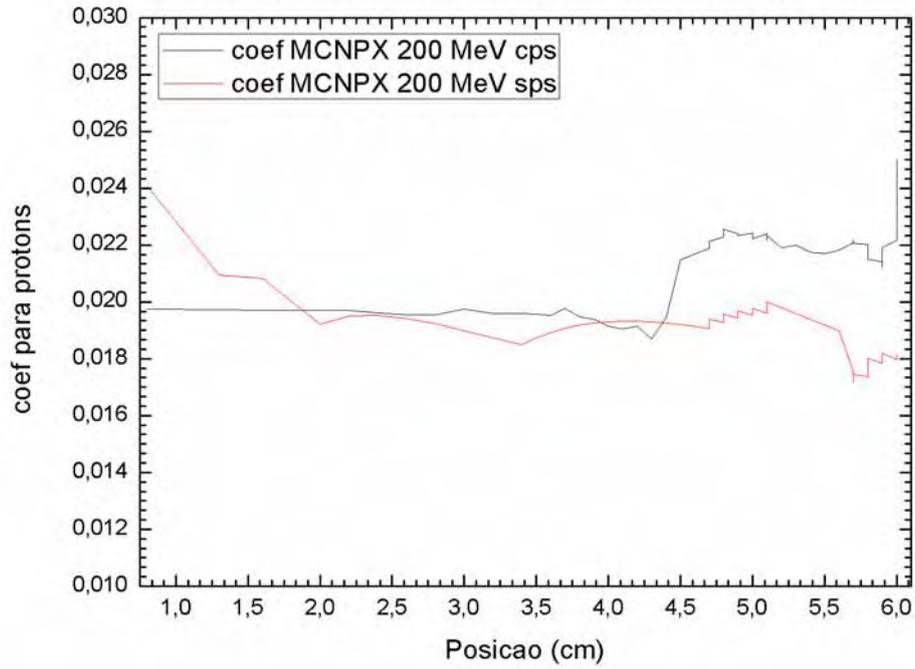


Figura 25: Coeficiente para prótons de 200 MeV considerando e não considerando partículas secundárias.

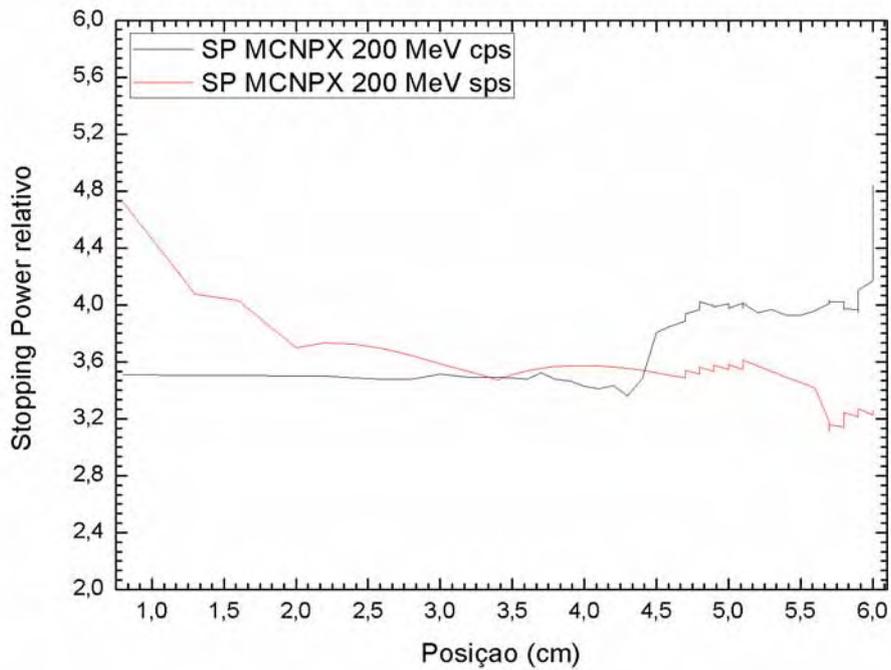


Figura 26: *Stopping Power* para prótons de 200 MeV considerando e não considerando partículas secundárias.

6 Conclusão

Nesse trabalho tivemos como objetivo viabilizar um método teórico de reconstrução de imagens utilizando feixes de prótons. Nosso estudo se baseou, então, na reconstrução de imagens já definida na tomografia computadorizada com raios-X (XCT), que utiliza-se da transformada de Radon, ou da retro-projeção filtrada.

Com as simulações obtidas foi possível notar que a medida que aumenta a energia de entrada do feixe, e conseqüentemente desloca o pico de Bragg para a direita, a deposição da energia ao longo da trajetória tem um comportamento quase estável de deposição, perdendo essa característica quando vai se aproximando da máxima deposição. Esse comportamento permite traçar um paralelo com o coeficiente de atenuação linear para fótons.

Essa relação pode permitir traçar um paralelo entre o *Stopping Power* de prótons e o número de CT de raios-X.

É importante salientar também que este trabalho foi realizado apenas com dados de simulação computacional e com algoritmo de reconstrução também por cálculos.

Nossa geometria utilizada é explicada pelo fato que conforme tem-se a variação da energia do feixe de entrada, e analisando o ponto em que o *Stopping Power* fique abaixo dos 10% do valor inicial, conforme mostrado na tabela 2, o máximo valor que obtivemos foi de 7,74 cm para A-150, um dos materiais dentro do cilindro, e considerando também, que para um feixe de 100 MeV, na composição de A-150 e B-100, a deposição máxima de energia (pico de Bragg) fica em torno de 6,5 cm.

Seria de extrema importância analisar dados experimentais, mas no Brasil ainda não há instalações que tenham aceleradores de prótons com energia na faixa de interesse radiológico, ficando portanto, apenas com dados de simulação. Essa análise permitiria verificar experimentalmente, comparando também com os dados teóricos, como seriam as reconstruções geradas.

7 Perspectivas e Trabalhos Futuros

Vários estudos estão sendo realizados na área, há muito ainda o que desvendar dessa técnica. Há um grande esforço para determinar um algoritmo de reconstrução de imagens para tomógrafo com feixes de prótons.

Dos principais temas discutidos e estudados, que serão propostas de trabalhos futuros, podemos destacar:

1. A influência de partículas secundárias na geração das imagens, e qual a relação entre elas e a qualidade da imagem, como contraste, borramento, brilho etc.
2. A trajetória dos prótons ao longo do caminho, relacionando a posição inicial e a posição final, e o quanto esse deslocamento lateral pode influenciar na geração da imagem do objeto.
3. O estudo da relação entre a distribuição de dose e a qualidade da imagem, partindo da energia de entrada dos feixes de prótons e limitando para o intervalo utilizado em radiologia.

Referências

- BRIESMEITER, J. F. A general monte carlo n-particle transport code, version 4c, la-13709-m. Los Alamos National Laboratory, 2000.
- COMMERCE, U. D. of. *National Institute of Standards and Technology*. 2010. Acessado em: nov 2011. Disponível em: <<http://www.nist.gov>>.
- EDERLYI, B. A comprehensive study of the most likely path formalism for proton-computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, IOPscience, v. 54, n. 20, p. 6095–6122, 2009.
- HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. (Ed.). *Computed Tomography*. Minnesota, USA: WILEY-LISS, 2002. 512 p.
- HOBBIE, R. K.; ROTH, B. J. (Ed.). *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. Philadelphia, Pennsylvania, USA: W. A. SIDEMAN, W. A. SODEMAN, 2006. 616 p.
- MUSTAFA, A. A.; JACKSON, D. F. The relation between x-ray ct numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*, IOPscience, v. 28, n. 2, p. 169–176, 1983.
- SADROZINSKI, H. F. W. et al. Issues in proton computed tomography.
- SCHNEIDER, U.; PEDRONI, E. Multiple coulomb scattering and spatial resolution in proton radiography. *Medical Physics*, American Association of Physicist in Medicine, v. 21, n. 11, p. 1657–1663, 1994.
- SCHULTE, R. W. et al. Conceptual design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, IEEE Xplore, v. 51, n. 3, p. 866–872, 2004.
- SCHULTE, R. W. et al. A maximum probability proton path formalism for application in proton computed tomography. *Medical Physics*, American Association of Physicist in Medicine, v. 35, n. 11, p. 4849–4856, 2008.
- SELTZER, S. M. An assessment of the role of charged secondaries from nonelastic nuclear interactions by therapy proton beam in water. *NIST Report*, Gaithersburg, p. 1–81, 1993.
- SETTI, J. A. P. *Tomografia Computadorizada por feixe de prótons de baixa energia*. Tese (Doutorado) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, fev 2006.
- SMITH, A. R. Proton therapy. *Physics in Medicine and Biology*, IOPscience, v. 51, n. 13, p. R491–R504, 2006.

WANG, D.; MACKIE, T. R.; TOMÉ., W. A. On the use of a proton path probability map for proton computed tomography reconstruction. *Medical Physics*, IEEE Xplore, v. 37, n. 8, p. 4138–4145, 2010.

ZIEGLER, J. F. Stopping of energetic light ions in elemental matter. *Journal of Applied Physics*, IEEE Xplore, v. 85, n. 3, p. 1249–1272, 1999.

ZYGMANSKI, P. et al. The measurement of proton stopping power using proton-conebeam computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, IOPscience, v. 42, n. 2, p. 511–528, 2000.