



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

**Análise da Viabilidade de Simulações com
Feixes de Prótons de 100, 150, 200 e
250 MeV em Alvos Heterogêneos**

Tiago Cardoso Tardelli

Botucatu - SP

2010

Tiago Cardoso Tardelli

**Análise da Viabilidade de Simulações com Feixes
de Prótons de 100,150, 200 e 250 MeV em Alvos
Heterogêneos**

Monografia apresentada ao Instituto de
Biociências, 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

**Bacharelado em Física Médica
Departamento de Física e Biofísica
Instituto de Biociências
Universidade Estadual "Julio de Mesquita Filho"
Campus de Botucatu**

Botucatu - SP

2010

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

Tardelli, Tiago Cardoso.

Análise da viabilidade de simulações com feixes de prótons de 100, 150, 200 e 250 MeV em alvos heterogêneos / Tiago Cardoso Tardelli. – Botucatu, 2010

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2010

Orientador: Joel Mesa Hormaza

Assunto CAPES: 20900007

1. Prótons. 2. Radioterapia. 3. Feixes de prótons.

Palavras-chave: pCT; Prótons; Simulações; SRIM.

À Hélien e a minha família.

Agradecimentos

Em primeiro lugar agradeço ao Prof. Dr. Joel pela oportunidade, pela orientação neste trabalho, pela paciência e confiança na minha pessoa que tornaram possível a realização do projeto.

Agradeço à minha família que por todo e qualquer problema que surgia, sempre, de um modo ou de outro, me apoiaram durante toda minha vida.

À Hélen, que foi fundamental nesta fase final do curso, por todo o apoio, amor, carinho, e consolo nas horas difíceis que enfrentei e enfrentamos. Todo tempo que as pessoas não acreditavam e não incentivavam, ela estava ao meu lado incentivando a nunca desistir. A você todo meu agradecimento, respeito, e amor.

À minha mãe, Daise, ao meu pai, Geraldo, ao meu irmão, Caio que sempre me apoiou não importava o que acontecia, à minha irmã, beatriz, e à minha avó, Elza, e também a minha bisavó, Irene, por todos os conselhos que me deram, e pelos ensinamentos que me tornaram quem sou hoje.

As pessoas do LBBC, Leticia, Luis Augusto, Danilo, Guilherme, Márcio, Ney, e outras pessoas que não fazem parte do laboratório mas que indiretamente ajudaram na realização deste trabalho.

Aos amigos que se formaram ao longo desses anos, não somente o tempo na faculdade, e sim todos que me ajudaram durante minha vida, por todos os dias em que estudamos e nos divertimos.

Resumo

Nos últimos anos, a utilização de feixes de prótons em radioterapia tem atingido um notável progresso (SMITH, 2006). Até agora, a tomografia computadorizada (CT) é um requisito para o planejamento de tratamento neste tipo de terapia, pois fornece a distribuição de densidade eletrônica necessária para cálculos de dose e intervalo dessas doses. No entanto, o uso de imagens de tomografia para o planejamento do tratamento com prótons ignora diferenças fundamentais nos processos de interações físicas entre fótons e prótons e é, portanto, potencialmente imprecisa (SADROZINSKI, 2004). Próton CT (pCT) pode, em princípio, medir diretamente a distribuição da densidade necessária em um paciente para a distribuição da dose (SCHULTE, et al, 2004). Um problema importante que deve ser resolvido é a implementação de algoritmos de reconstrução da imagem. Nesse sentido, é necessário saber como a presença de materiais com diferentes densidades e composição interfere na deposição de energia por ionização e excitação coulombiana, durante sua trajetória. O trabalho foi realizado em duas etapas, em ambas foi utilizado o programa SRIM (*The Stopping and Range of Ions in Matter*) para realizar simulações da interação de feixes de prótons com a forma pencil beam. Na primeira etapa foi utilizada as energias na faixa de 100-250 MeV (ZIEGLER, 1999). Os alvos foram definidos com 50 mm de comprimento para o feixe de 100 MeV, devido à sua interação com o mesmo e curto alcance, e de 70 mm para 150, 200 e 250 MeV. O alvo foi composto de água líquida e uma camada de 6 mm de osso cortical (ICRP). Foram feitas 9 simulações variando a posição da heterogeneidade de 5 mm. Na segunda etapa a energia de 250 MeV foi tirada das simulações, devido a sua maior energia e menor interação. Os alvos foram diminuídos para 50 mm de espessura para padronizarmos as simulações. A camada de osso foi dividida em duas partes iguais postas nos extremos do alvo, e foram aproximadas dando no total 8 simulações variando as posições das heterogeneidades de 3 mm. Os dados obtidos incluem energia, posição (X, Y e Z) para cada um dos eixos que foi utilizado para obter as médias, histogramas e gaussianas para cada posição de heterogeneidade. A partir destes dados, foi realizada uma análise sobre a influência da posição

da heterogeneidade influencia a energia e da viabilidade de código de computador para simulações mais realistas.

Palavras chave: pCT; prótons; simulações; SRIM.

Abstract

In the recent years, the use of proton beams in radiotherapy has been an outstanding progress (SMITH, 2006). Up to now, computed tomography (CT) is a prerequisite for treatment planning in this kind of therapy because it provides the electron density distribution required for calculation of dose and the interval of doses. However, the use of CT images for proton treatment planning ignores fundamental differences in physical interaction processes between photons and protons and is, therefore, potentially inaccurate (SADROZINSKI, 2004). Proton CT (pCT) can in principle directly measure the density distribution needed in a patient for the dose distribution (SCHULTE, et al, 2004). One important problem that should be solved is the implementation of image reconstruction algorithms. In this sense, it is necessary to know how the presence of materials with different density and composition interfere in the energy deposition by ionization and coulomb excitation, during its trajectory. The study was conducted in two stages, was used in both the program SRIM (*The Stopping and Range of Ions in Matter*) to perform simulations of the interaction of proton beams with pencil beam type. In the first step we used the energies in the range of 100-250 MeV (ZIEGLER, 1999). The targets were set to 50 mm in length for the beam of 100 MeV, due to its interaction with the target, and short-range, and 70 mm for 150, 200 and 250 MeV. The target was composed of liquid water and a layer of 6 mm cortical bone (ICRP). It were made 9 simulations varying the position of the heterogeneity of 5 mm. In the second step the energy of 250 MeV was taken out from the simulations, due to its greater energy and less interaction. The targets were diminished to 50 mm thick to standardize the simulations. The layer of bone was divided into two equal parts and both were put in the ends of the target, and were being approximated giving a total of 8 simulations varying the positions of the heterogeneity of 3 mm. The obtained data includes energy, position (X, Y and Z) for each axis that was used to obtain the averages, histograms and Gaussian such data for each position of heterogeneity. From these data, we performed an analysis on the influence of the position of the heterogeneity influences the energy and the feasibility of computer code for simulations more realistic.

Key-words: pCT; protons; simulations; SRIM.

Sumário

1. Introdução	10
1.1 Motivação.....	10
1.2 Histórico	11
1.3 Protonterapia.....	13
1.4 Tomografia por feixe de prótons	15
2. Objetivos.....	17
3. Fundamentação Teórica.....	18
3.1 Princípios Físicos	18
3.1.1 Interação de Prótons com a matéria	18
3.1.3 <i>Stopping Power</i> de Partículas Carregadas	20
3.2 Programa e método computacional	21
3.2.1 SRIM.....	21
3.2.2 Método de Monte Carlo	23
4. Métodos.....	24
5. Resultados e Discussão.....	28
5.1 Influência da posição da heterogeneidade na energia do feixe na saída	28
5.2 Influência da heterogeneidade na sensibilidade do programa	35
6. Conclusão	43
7. Referências Bibliográficas.....	44

1. Introdução

1.1 Motivação

O processo de planejamento de tratamento por radioterapia envolve a escolha e organização dos feixes de radiação em torno de um paciente, a fim de fornecer uma dose elevada no local do tumor e a dose tão baixa quanto possível em qualquer outro lugar (JOHNS, 1983).

A radioterapia é mais comumente utilizada para o tratamento do câncer devido aos inúmeros avanços ao longo dos anos. Neste tipo de tratamento os feixes de radiação ionizante são divididos em campos para que a maior dose depositada no paciente seja no tumor.

A protonterapia é um tratamento que pode diminuir a dose depositada nos tecidos adjacentes, melhorando a qualidade do tratamento.

Devido a características inerentes a interação dos prótons com a matéria, pode-se irradiar a região cancerígena com muito mais precisão, e com muito menos deposição de doses em tecido adjacentes.

O fato do próton depositar sua energia máxima perto do final do seu trajeto e depositar muito menos energia em tecidos adjacentes ao tumor, diminui os efeitos colaterais no paciente.

O próton tem características radiobiológicas similares aos fótons de raios-X, por esses fatores pode-se aumentar a intensidade da radiação em protonterapia, causando um maior controle tumoral, sem deixar que as células tumorais se regenerem, e diminuindo o número de seções.

Porém a protonterapia só pode ser utilizada para tumores que não sejam sistêmicos, ou seja, pacientes com leucemia, e que os tumores tenham sofrido metástase e se espalhado pelo corpo, não terão resultados realmente positivos caso sejam tratados com prótons.

Todo e qualquer estudo, e/ou tratamento por protonterapia, ou radioterapia convencional, tem que passar por um planejamento. Para que isto seja possível, existe a tomografia computadorizada, que pode nos mostrar precisamente onde o tumor se localiza.

A tomografia computadorizada por prótons teria as mesmas vantagens que o tratamento, porém com outros propósitos, mas com a maior intenção de preservar tecidos adjacentes e melhorar a qualidade da imagem pela maior precisão inerente do próton, e ainda respeitando a ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

1.2 Histórico

Como é bem conhecido, os raios-X foram descobertos em 1895 por Röntgen, e o rádio foi descoberto por Marie e Pierre Curie em 1898. Rapidamente a radiação começou a ser utilizada para fins terapêuticos. Porém tão rapidamente quanto ela foi descoberta, logo se começou a ver os efeitos que ela também provocava (KRENGLI, et al., 2005).

“No final da década de 30 os irmãos Lawrence (Ernest e Jonh) iniciaram a terapia de câncer com nêutrons, utilizando um cíclotron desenvolvido pelo próprio Ernest. Mas eles não obtiveram nenhum resultado conclusivo (DE SIMONI, 2005).” A criação deste cíclotron trouxe depois muitas descobertas e pesquisas sobre a deposição de dose, mas os resultados na época foram inconclusivos. O cíclotron foi desenvolvido na Universidade da Califórnia no “Lawrence Berkeley Laboratory” (LBL) e rendeu a Ernest Lawrence o Prêmio Nobel em 1939.

A radioterapia desde então foi evoluindo de maneira a minimizar a dose em tecidos adjacentes, e maximizar a dose em tecidos tumorais. Porém a deposição de dose do fóton tem um aumento logo no início, esta região é chamada de build-up, e depois decai linearmente, no que vai exigir uma alta energia para atingir o tumor com a dose necessária.

Estudando outros íons a fim de conhecer seu comportamento, em 1946, Robert Wilson percebeu que os prótons têm características ótimas para um tratamento de câncer, ele analisou o pico de Bragg, o que causa uma menor deposição de dose nos tecidos adjacentes (WILSON, 1946). Abaixo uma parte do que ele publicou no artigo dele:

“...A ionização específica ou dose é muitas vezes menor onde o próton penetra no tecido de alta energia do que no último centímetro do

caminho onde o íon termina seu trajeto, ... essas propriedades tornam possível irradiar intensamente uma região estritamente localizada dentro do corpo, mas com dose pequena de pele, ... desde que o alcance do feixe é facilmente controlado, a exposição precisa de pequenos volumes bem definidos dentro do corpo em breve será possível.” (WILSON, 1946)

Em seu trabalho, Robert Wilson propôs que os prótons seriam bons para fins terapêuticos devido a sua curva de deposição de energia, que é constante durante a maior parte do trajeto da fonte ao alvo e que leva em consideração no final dela há o pico de Bragg (SMITH, 2006).

Desde 1946, até que a houvesse o primeiro tratamento por protonterapia não demorou muito tempo. Em 1954 Cornelius A. Tobias, e John H. Lawrence trataram um paciente que possuía um tumor na hipófise por protonterapia no ciclotron do LBL (TOBIAS, et al., 1958).

“Outras técnicas de terapia com radiação foram surgindo a partir de 1975, utilizando partículas α , núcleos pesados como o de carbono e de neônio, mas o neônio ou mais pesados que eles foram logo descartados, pois tendem a fragmentar, formando assim um "chuveiro" de partículas (DE SIMONI, 2005).”

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

Graças a esses experimentos dos anos 60, surgiram pesquisas para o desenvolvimento de tomógrafos utilizando feixes de prótons (pCT – proton computer tomography). Em meados da década de 70 foi realizado o primeiro experimento bem sucedido utilizando esta nova técnica. (CORMACK, KOEHLER, 1976).

Os primeiros testes realizados com humanos foram realizados na década de 80 no Los Alamos Neutron Science (LANSCE), onde foram feitos testes do coração e do cérebro. Eles foram comparados com os resultados de uma tomografia convencional. Foi provado que a deposição de dose é melhor controlada por pCT, mas que era necessário mais testes para que se tornasse

um exame para auxílio no planejamento na protonterapia (MILHORETTO, 2007).

Na década de 90 houve a criação do primeiro centro de terapia por prótons na Universidade de Loma Linda (Califórnia, USA), e com ela as pesquisas em pCT em protonterapia foram retomadas (KRENGLI, et al., 2005). Aproximadamente 40 mil pacientes já foram tratados com prótons (DW, 2005).

1.3 Protonterapia

A protonterapia é um tratamento que utiliza feixes de prótons para irradiar um paciente que possui um tumor e assim destruir com as células tumorais. Ela é similar a radioterapia convencional que utiliza fótons, porém elas possuem muitas diferenças, como a precisão e a quantidade de dose depositada no paciente, que na protonterapia se torna muito menor do que na radioterapia convencional.

Como dito anteriormente, a protonterapia ainda está em desenvolvimento, mas pode-se ver que para determinadas situações ela pode ser aplicada e vai apresentar mais vantagens do que a radioterapia convencional (MORENO et al., 2004).

Os fótons são ionizantes, e assim que atravessam um tecido sadio vão interagir com o mesmo, depositando dose ao longo de seu trajeto. Toda radiação ionizante que atravessa um tecido pode vir a lesionar o mesmo dependendo da dose depositada (JOHNS, 1983).

Na radioterapia convencional essas lesões são mais frequentes devido à alta energia dos feixes, embora no tratamento o tumor seja tratado com vários campos para minimizar a dose nos tecidos adjacentes ao tumor que são sadios (SCAFF, 1997).

Nas pesquisas de Robert Wilson foi visto que o próton pode irradiar o tumor de maneira muito mais precisa. Devido à deposição da maior parte de sua energia no final da sua trajetória (pico de Bragg), foi proposta a modulação da posição do pico de Bragg que atingiria o tumor de maneira exata, e diminuiria a deposição de dose nos tecidos adjacentes (WILSON, 1946).

Em comparação com a energia depositada logo no início da trajetória do próton com o fóton, vemos que o próton deposita aproximadamente 20% da energia máxima do fóton. A figura 1 mostra essa relação:

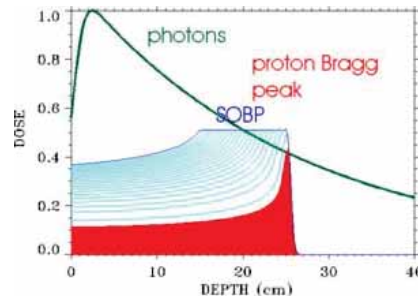


Figura 1 - Gráfico comparativo da deposição de dose dos fótons e dos prótons (PSI, 2010)

Nesta figura, mostra-se o gráfico da deposição de dose dos fótons e dos prótons. Como dito no parágrafo anterior, a energia de entrada do próton é muito inferior a do fóton, e que facilmente se observa na figura através da área em vermelho que representa a curva característica de deposição de dose do próton, e em verde a curva característica de deposição de dose do fóton. Os fótons têm logo no início um aumento na dose, essa região é chamada de build up, e é no pico dela que comparamos com a energia de entrada do próton, afinal a dose do próton se mantém constante durante quase todo trajeto.

Ainda analisando o gráfico, vemos que a parte em azul claro é a área da modulação dos picos de Bragg (*Spread out Bragg peak* - SOBP). Este é um exemplo do que Robert Wilson sugeriu, a modulação de vários picos faz com que a dose seja muito mais precisa no tumor, e com muito menos dose nos tecidos adjacentes.

O pico de Bragg acontece muito rapidamente, e sempre no final da trajetória, isso faz com que seja possível a modulação da energia depositada, como visto anteriormente. Como o pico é muito estreito, as modulações tornam possível que o volume tumoral seja totalmente coberto, sem que tecidos saudáveis sejam atingidos com dose excessiva.

A questão da dose em tecidos adjacentes ao tumor sempre foi muito pesquisada para que houvesse a menor dose possível nessas regiões e que não houvesse danos a esses tecidos e muito menos tumores secundários.

Na radioterapia convencional é comum vermos pacientes com reações ao tratamento, devido à alta energia incidida para matar as células tumorais. Não é tão comum pacientes retornarem com tumores secundários devido a radioterapia.

Como pudemos perceber a dose no paciente na protonterapia é muito inferior nos tecidos adjacentes do que na radioterapia convencional. O que implica que na protonterapia casos de pacientes com tumores secundários serão diminuídos, mas que pode ocorrer, é necessário que haja mais estudos a fim de ver os efeitos secundários do próton (WILSON, 1946).

1.4 Tomografia por feixe de prótons

Qualquer plano de radioterapia exige um planejamento muito preciso. Hoje em dia os planos de tratamentos são baseados em imagens de tomografia computadorizada (CT) e tomografia por emissão de pósitron (PET), que são analisadas por físicos médicos que fazem o planejamento do tratamento.

Quando o paciente chega para ser tratado ele é posicionado de tal forma que o feixe fique centralizado de acordo com a posição do tumor. Para que o posicionamento fique correto o técnico tem que fazer uma radiografia para localizar o tumor (CHAFFNER, PEDRONI, 1998).

Essa radiografia normalmente é feita com feixes de raios-X, no qual dá uma ótima imagem para o posicionamento. Porém acontece uma perda de precisão no posicionamento do paciente, tal erro pode chegar a um centímetro. Para que isto não aconteça sugeriu-se implantar um tomógrafo que utiliza feixes de prótons, assim ele conseguiria recriar a imagem com mais perfeição (SCHULTE, et al, 2004).

No entanto, a tomografia por feixes de prótons ainda não está disponível e não existem dados conclusivos que garantam que o custo, em termos de dose ao paciente e precisão da imagem, em relação a técnicas convencionais seja compensador (SETTI et al, 2006).

Há alguns fatores que ainda precisam ser melhor pesquisados para que a tomografia por feixe de prótons venha a se concretizar, como por exemplo a obtenção de um modelo matemático para a trajetória da partícula que considere as coordenadas de entrada e saída, assim como determinação da energia do próton otimizada para a aplicação médica, e ainda como o próton perde energia ao longo de sua trajetória (SETTI, et al., 2006).

2. Objetivos

O trabalho visa testar a viabilidade das simulações realizadas pelo programa SRIM, com feixes de prótons com 100, 150, 200 e 250 MeV, e alvos de 50 e 70 mm e com uma heterogeneidade inserida no meio de 6 mm, para vermos se há como a energia ser utilizada como um parâmetro de reconstrução de imagem em pCT.

Ele visa analisar a influência da posição da heterogeneidade na energia de saída, assim como a energia se comporta assim que dividimos a mesma heterogeneidade em duas partes, e as aproximamos uma da outra vindas dos extremos do alvo.

3. Fundamentação Teórica

3.1 Princípios Físicos

3.1.1 Interação de Prótons com a matéria

O próton é uma partícula que tem uma massa 1836 vezes superior a massa do elétron. Nas simulações que utilizam prótons é necessária a aceleração da partícula. Para que isso seja possível é utilizado Síncrotrons e Cíclotrons para acelerá-los em direção ao alvo.

Conforme o próton e outras partículas passam em um material, vão interagindo com o mesmo, depositando sua energia. Esta deposição de energia é chamada de LET (Linear Energy Transfer), e é definida como a razão entre a energia perdida ao longo de sua trajetória e a distância total percorrida pela partícula (HOBBIE, 1997).

A figura 2 representa as interações de uma partícula com um meio para achar o LET. As possíveis interações estão representadas por: U é a energia transferida em uma interação localizada, O representa a partícula sem perda alguma de energia, e q é a energia transferida em interações secundárias. A radiação com baixa energia vai ter uma maior interação com a matéria, depositando uma maior energia ao longo de seu trajeto fazendo com que o LET aumente também (L'ANNUNZIATA, 2003).

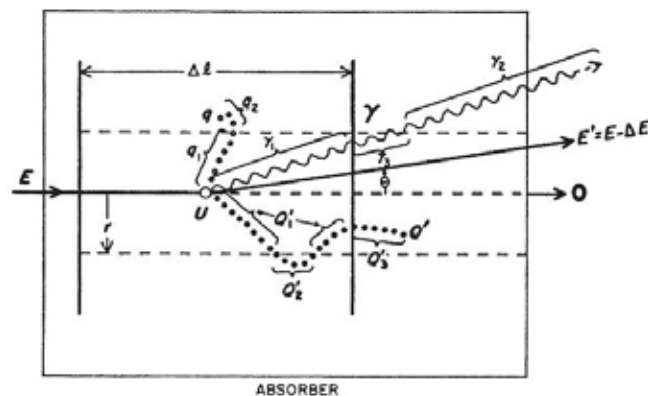


Figura 2 - Interações da partícula em um meio absorvedor (L'ANNUNZIATA, 2003)

Ao atravessar o material o próton pode interagir com o núcleo, com os elétrons, isso pode provocar uma excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

Quando um elétron de um átomo é atingido por uma partícula carregada, esse pode sofrer alterações no seu estado energético. Toda e qualquer mudança eletrônica no átomo vai fazer com que ele volte a um equilíbrio estável, pois essas mudanças deixam o átomo instável (HOBBIE, 1997). Alguns dos processos que tornam o átomo instável e outros que o deixam estável novamente estão descritos abaixo.

No caso do elétron atingido por uma partícula carregada, esse pode ter seu nível de energia aumentado passando para uma camada mais energética do átomo, porém não está num equilíbrio estável, por isso ele vai voltar a sua camada de origem, liberando nesse processo a energia absorvida (JOHNS, 1983). O processo está representado na figura 3.

Quando uma partícula altamente energética atinge um átomo, ela tem uma maior probabilidade de colidir com o núcleo do mesmo. Se as partículas possuírem energia maior do que a energia de ligação dos nucleons para que isso aconteça, reações nucleares ocorrerem de tal forma que formará um núcleo residual e emitirá radiação (HOBBIE, 1997). O processo está representado na figura 4.

No átomo, os elétrons e o núcleo se mantêm estáveis devido à energia de ligação que possuem entre si por conta das cargas opostas encontradas no átomo, que não deixa que o elétron saia da órbita do mesmo. Quando uma partícula carregada atinge um elétron, este absorve sua energia, podendo ser completamente absorvida, ou parcialmente absorvida. Caso a energia absorvida seja maior do que a energia de ligação dos elétrons com o núcleo, o elétron consegue sair da órbita quebrando a ligação, graças a ionização da partícula que o atingiu (HOBBIE, 1997). O processo está representado na figura 5.

A curva de Bragg representa a deposição de energia na matéria, pelos processos definidos anteriormente. A deposição de dose se mantém praticamente constante ao longo de todo o percurso do próton, tendo a maior parte de sua energia depositada no final (pico de Bragg). Ainda, o pico

de Bragg por ser muito pequeno, pode ser modulado de maneira a atingir de maneira muito mais exata o volume tumoral. A deposição de dose do próton é definido como a energia dE absorvida por unidade de comprimento dx da trajetória da partícula (HOBBIE, 1997).

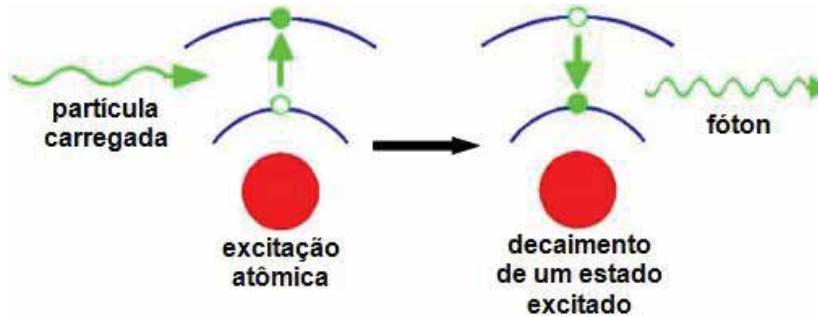


Figura 3 - Processo de excitação atômica ou molecular por interação de uma partícula carregada com a matéria (UFSC, 1998)

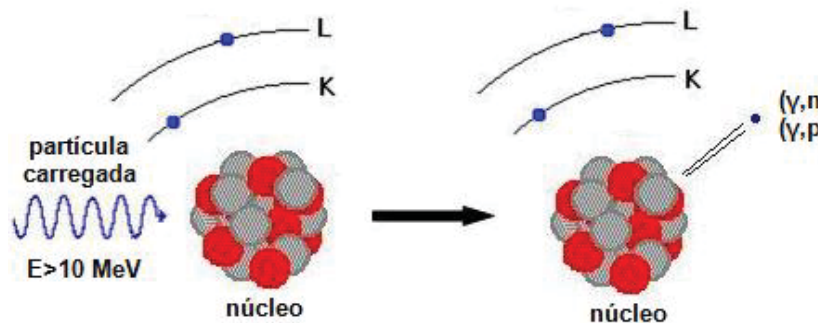


Figura 4 - Ativação do núcleo devido ao choque de uma partícula carregada com o núcleo (UFSC, 1998)

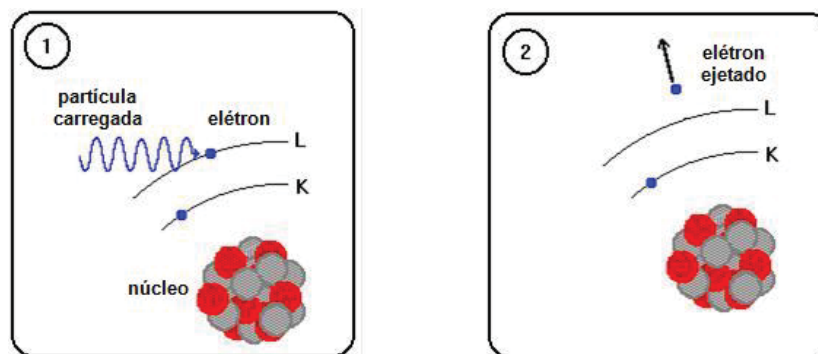


Figura 5 - Ionização do elétron devido a deposição de energia de uma partícula carregada (UFSC, 1998)

3.1.3 Stopping Power de Partículas Carregadas

"O comportamento de uma partícula com carga ze e massa M_1 passando pelo material é bem diferente do comportamento de um fóton.

Quando um fóton interage, costuma desaparecer, sendo ele completamente absorvido através do efeito fotoelétrico ou pela produção de pares ou sendo repostado por um fóton de diferente energia viajando numa direção diferente como no espalhamento Compton. A exceção para esta afirmação é o espalhamento coerente, onde um fóton de mesma energia viaja numa direção diferente. Uma partícula carregada tem uma interação na seção de choque muito maior que um fóton - tipicamente 10^4 - 10^5 vezes maior. Então a partícula carregada "não atenuada" cai para zero quase que imediatamente." (HOBBIE, 1997)

Stopping Power é definido pela Internacional Commission on Radiation Units and measurements ou ICRU como a energia média dissipada pela radiação ionizante em um meio por unidade de comprimento da trajetória da radiação no meio (L'ANNUNZIATA, 2003).

É impossível prever como uma partícula carregada vai interagir com qualquer átomo em um meio absorvedor. Quando consideramos que as forças Columbianas de partículas carregadas vão interagir simultaneamente com vários átomos conforme viaja através do meio absorvedor, podemos apenas prever a média efetiva da energia perdida por distância da viagem (L'ANNUNZIATA, 2003).

3.2 Programa e Método Computacional

3.2.1 SRIM

SRIM é um grupo de programas que calculam a parada (*Stopping Power*) e o alcance de íons (até 2 GeV / u) na matéria através de um tratamento mecânico quântico de colisões íon-átomo (assumindo um átomo em movimento como um "íon", e todos os átomos-alvo como "átomos"). Durante as colisões, os íons (que tem interações de longo alcance) e átomos têm uma colisão Coulombiana. Este cálculo é feito pelo uso de algoritmos estatísticos que permitem o íon dar saltos entre colisões e feito pela média dos resultados da colisão (Ziegler, 1999).

O módulo TRIM (*Transport of Ions in Matter*) permite simular a passagem de um íon em até oito camadas de materiais e espessuras

diferentes e obter com isso vários dados como perda de energia, espalhamento do íon, visualização do espalhamento dentro dessas camadas entre outros.

A janela do TRIM é dividida em três partes, Ion data, Target Data, e Special Parameters. A Ion Data define detalhes do íon que irá atingir o alvo, como energia, ângulo de incidência, em que eixo que irá realizar simulações. A Target Data vai definir o alvo, podendo ser ele contruido através de um banco de dados (coumpound dictionary), ou colocando os elementos um a um. No Special Parameters define-se o número de eventos que a simulação deve rodar, e quais os parâmetros que o programa deve calcular (figura 6).

O programa SRIM é de fácil entendimento para utilizá-lo, e relativamente rápido para rodar simulações, isto logicamente depende do número de eventos que foi selecionado e também do material que foi feito o alvo e de sua espessura.

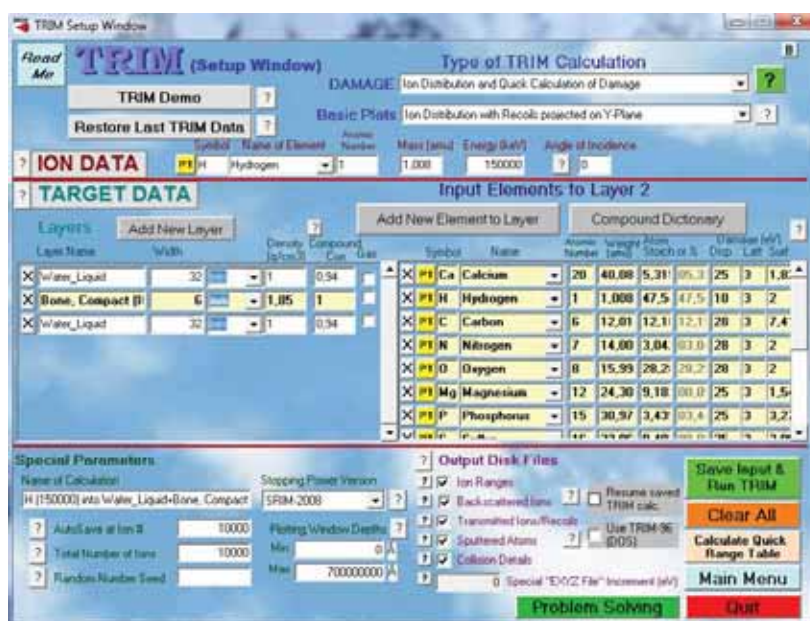


Figura 6 - Interface do programa SRIM

A figura acima foi tirada de uma das simulações realizadas durante a primeira parte do trabalho, onde podemos ver as características do programa SRIM descritas anteriormente.

3.2.2 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo é uma forma de resolver problemas utilizando números aleatórios. O método explora as propriedades estatísticas dos números aleatórios para assegurar que o resultado correto seja computado de uma maneira que não haja perdas de dados e sim um maior número de dados para serem analisados, tendo assim um erro menor na análise final (MINETTO, 2006).

Para resolver um problema através do método de Monte Carlo é utilizada uma série de tentativas aleatórias. A precisão do resultado final depende em geral do número de tentativas. Esse equilíbrio entre a precisão do resultado e o tempo de computação é uma característica extremamente útil do método de Monte Carlo. Como o método se baseia em geração de números aleatórios, o tempo de execução pode variar. Se queremos uma somente uma solução aproximada, então o método pode ser bastante rápido. (MINETTO, 2006).

4. Métodos

Durante todo o trabalho foi utilizado o programa SRIM para realizar as simulações. As energias utilizadas foram 100, 150, 200, 250 MeV, houve uma tentativa de realizar simulações com 50 MeV, mas devido a baixa energia e seu baixo alcance, o número de dados obtidos foi muito inferior aos obtidos com as outras energias, tornando as possíveis comparações inviáveis. As simulações foram feitas com 10000 eventos e utilizando um feixe de prótons do tipo *pencil beam*.

Como o objetivo é analisar se há possibilidade de empregar a energia como um parâmetro para reconstrução de imagem em pCT, criamos um alvo que simulasse o corpo humano, por isso resolvemos fazê-lo com água líquida a fim de simular o tecido mole e osso cortical (ICRP, 1995) de densidade 1,85 g/cm³ (tabela 1).

O alvo inicialmente foi feito com 70 mm de espessura, sendo que desses, 6 mm eram do osso cortical, devido ao alcance das energias 150, 200 e 250 MeV, porém o alcance da energia de 100 MeV fez com que diminuíssemos o tamanho do alvo para 50 mm, mas mantendo o tamanho da camada de osso cortical.

Tabela 1 - Composição do osso cortical (NIST, 2010)

Elementos	Fração de Peso
H	0.047234
C	0.144330
N	0.041990
O	0.446096
Mg	0.002200
P	0.104970
S	0.003150
Ca	0.210030

Como podemos analisar na figura 7, os alcances referentes a cada energia vão diminuindo conforme a energia também diminui, mostrando o porquê da mudança do tamanho do alvo.

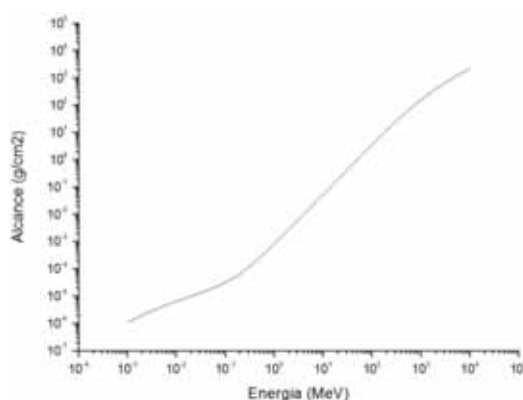


Figura 7 - Gráfico do alcance do próton na água (NIST, 2010)

O trabalho foi dividido em duas etapas para fins comparativos. Em ambas foram utilizados métodos parecidos, mas mantendo a configuração do alvo, ou seja, na segunda etapa o alvo também era constituído de camadas de água e osso cortical (ICRP, 1995) de densidade 1,85 g/cm³.

Na primeira etapa o alvo que foi constituído de água com 70 mm, sendo que desses, 6 mm são de osso cortical, como dito anteriormente. A posição da camada de osso foi modificada a cada simulação num passo de 5 mm em direção ao final do alvo. Na primeira simulação a posição da camada de osso era de 2 mm do início do alvo. Com o tamanho do alvo de 70 mm, foi gerado 13 simulações para cada energia.

As simulações com energia de 100 MeV foram feitas da mesma maneira que as outras simulações cujo o tamanho do alvo era de 70 mm. A posição inicial da camada de osso cortical era de 2 mm do início do alvo, e ela foi deslocada num passo de 5 mm em direção ao final do alvo. Como houve a necessidade da diminuição do tamanho do alvo, houve também a perda de 4 simulações, gerando um total de nove simulações.

Todas as simulações geraram dados que foram calculados e feitos gráficos das gaussianas, histogramas de cada posição do osso cortical para cada energia. Com esses dados foram feitos gráficos comparativos das energias de saída em cada posição para cada energia.

Com os resultados obtidos, foi necessário que realizássemos uma nova serie de simulações para que pudéssemos analisar como a camada de osso cortical estava interagindo com o alvo, e como que estava modificando a energia na saída do alvo.

Na segunda etapa o alvo que antes foi definido em 70 mm, foi diminuído para 50 mm, devido ao alcance da energia de 100 MeV e para que fosse padronizado o tamanho do alvo, e assim os resultados não tivessem diferenças.

Houve a retirada da energia de 250 MeV das simulações. Como esta energia é muito alta, e o alvo foi diminuído em 20 mm, o feixe de prótons não iria interagir de maneira significativa.

Nesta segunda etapa, a camada de osso foi dividida em duas partes iguais que foram postas nos extremos do alvo, e com um passo diferente da primeira etapa, as camadas de osso de 3 mm cada foram sendo aproximadas em 5 mm por simulação, dando no total 8 simulações na segunda etapa.

A partir dessas simulações, foram elaborados os gráficos comparativos das energias que foram obtidas na saída do alvo, e também gaussianas e histogramas de cada posição das camadas de osso para cada energia.

No final do trabalho houve a comparação dos resultados obtidos da primeira etapa com os da segunda etapa. Isso para que fosse interpretado como a posição da heterogeneidade influencia na energia de saída e como que a energia se comporta quando atravessa duas camadas de osso. A seguir se encontra as figuras 8 e 9 que esquematizam as duas etapas.

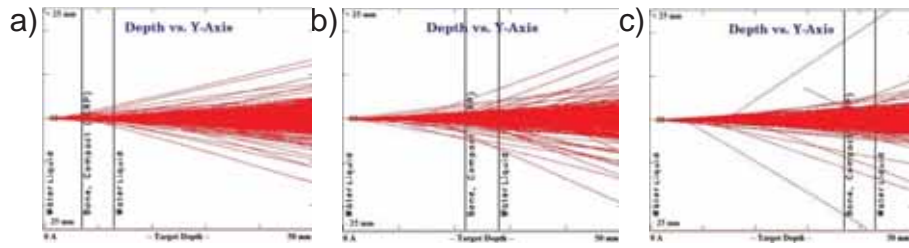


Figura 8 - Gráficos do alvo para simular o deslocamento da heterogeneidade nas posições: a) 7mm, b) 32mm, c) 57mm

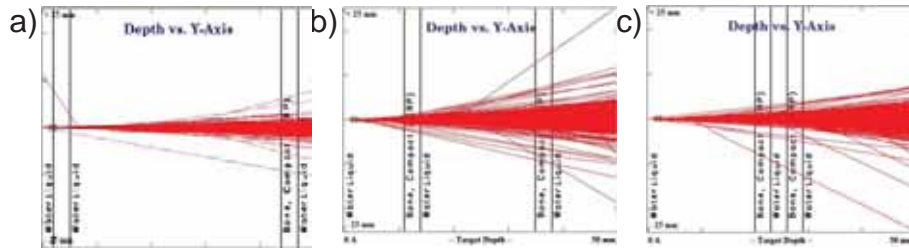


Figura 9 - Gráficos do alvo para simular a aproximação das heterogeneidades nas posições (em relação a primeira camada de osso): a) 2mm, b) 11mm, c) 20mm

5. Resultados e Discussão

5.1 Influência da posição da heterogeneidade na energia do feixe na saída

Os resultados obtidos durante todas as simulações serão apresentados aqui, em formato de tabelas e gráficos para que seja possível a compreensão da comparação feita e sua devida discussão.

As tabelas abaixo mostram a relação da energia de saída do alvo com a posição da camada de osso. Os valores mostrados nas tabelas são valores médios calculados pelo SRIM. As gaussianas demonstram como que a energia se comportou em cada simulação de cada ponto. O último gráfico é a comparação das energias de saída pela posição da camada de osso.

A tabela 2 mostra os valores obtidos com as simulações realizadas com energia de 100 MeV, e com o tamanho do alvo de 50 mm. Como podemos perceber, a variação da energia foi mínima, de tal forma que o resultado fosse praticamente igual em todos os pontos que a camada de osso se encontrava (figura 11). Se olharmos as gaussianas (figura 10) dessas simulações veremos como a distribuição dela se mantém semelhante em qualquer posição que a camada de osso esteja.

Tabela 2 - Energias de saída médias e desvios padrões de 100 MeV

Distância	Média	Desvio Padrão
Mm	MeV	MeV
2	49,92919	4,6769
7	49,94258	4,66488
12	49,95109	4,65225
17	49,97252	4,65333
22	49,96157	4,65562
27	49,96022	4,66045
32	49,96893	4,65211
37	49,98646	4,65962
42	49,97747	4,65912

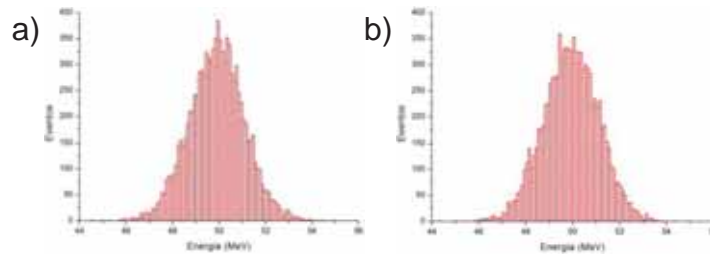


Figura 10 - Dispersão de energia de 100 MeV na saída do feixe para heterogeneidade 6 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas: a) 2 mm, b) 62mm

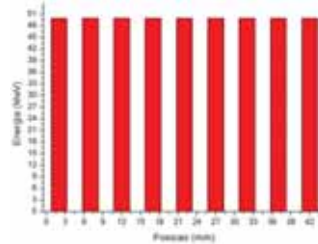


Figura 11 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição da heterogeneidade

Conforme aumentássemos a energia, deveria haver menos interação com o material. Embora este aumento tenha sido de 50 MeV, o alvo estava com um tamanho maior com relação as simulações com 100 MeV. Como nas simulações de 100 MeV, a energia manteve-se estável em todos os pontos em que a camada de osso estava (tabela 3 e figura 13). As gaussianas apresentadas na figura 12 também apresentaram uma distribuição semelhante em todos os pontos.

Tabela 3 - Energias de saída médias e desvios padrões de 150 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio Padrão MeV
2	103,94607	6,08154
7	103,95397	6,07669
12	103,94827	6,0831
17	103,95466	6,08019
22	103,94145	6,08229
27	103,93508	6,08513
32	103,96318	6,07945
37	103,94131	6,07834
42	103,96422	6,07957
47	103,94708	6,08172
52	103,94457	6,08128
57	103,97362	6,07598
62	103,95222	6,07959

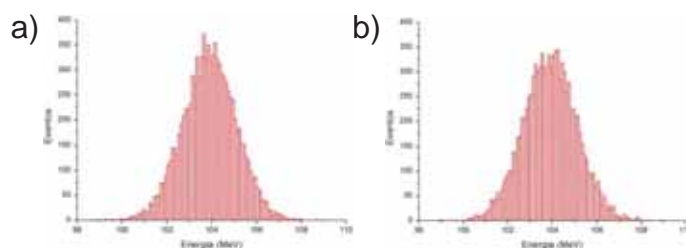


Figura 12 - Dispersão de energia de 150 MeV na saída do feixe para heterogeneidade 6 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas: a) 2 mm, b) 62mm

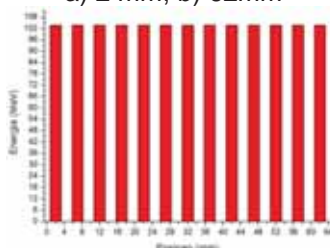


Figura 13 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição da heterogeneidade

Os resultados obtidos com as simulações de 200 MeV se portaram de maneira semelhante com as outras simulações. Tanto a tabela 4 com as energias pela posição da heterogeneidade, tanto as gaussianas (figura 14), a energia manteve-se a mesma em qualquer posição, e com a mesma distribuição para cada posição (figura 15).

Tabela 4 - Energias de saída médias e desvios padrões de 200 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio Padrão MeV
2	164,16526	5,47749
7	164,16426	5,48136
12	164,15874	5,47733
17	164,16512	5,47802
22	164,18086	5,47793
27	164,16308	5,47726
32	164,15236	5,47655
37	164,15432	5,47849
42	164,1639	5,47975
47	164,14707	5,47715
52	164,16158	5,47432
57	164,14352	5,47744
62	164,1544	5,47727

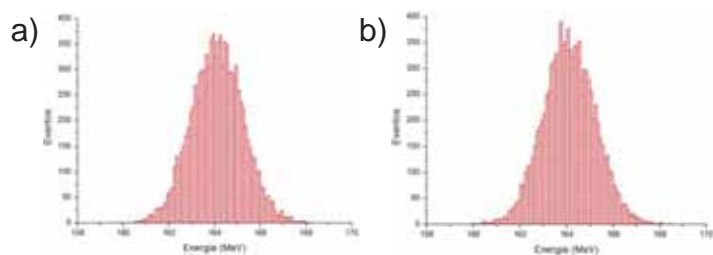


Figura 14 - Dispersão de energia de 200 MeV na saída do feixe para heterogeneidade 6 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas: a) 2 mm, b) 62mm

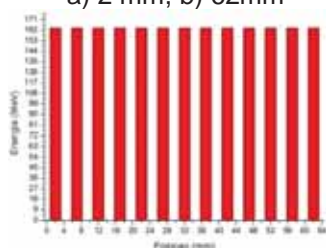


Figura 15 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição da heterogeneidade

As simulações com 250 MeV não mostraram quaisquer diferenças para as outras simulações. Assim como nas outras simulações, a tabela 5 com as energias pela posição da heterogeneidade, como os outros resultados mantiveram a energia igual em qualquer posição, e a distribuição a mesma para cada posição (figuras 16 e 17).

Tabela 5 - Energias de saída médias e desvios padrões de 250 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio Padrão MeV
2	219,67613	4,93221
7	219,67802	4,92713
12	219,68082	4,93241
17	219,67091	4,93452
22	219,68813	4,93069
27	219,68869	4,929
32	219,69845	4,93077
37	219,68007	4,9302
42	219,68945	4,93136
47	219,67578	4,93117
52	219,6746	4,9316
57	219,69018	4,93454
62	219,6819	4,92833

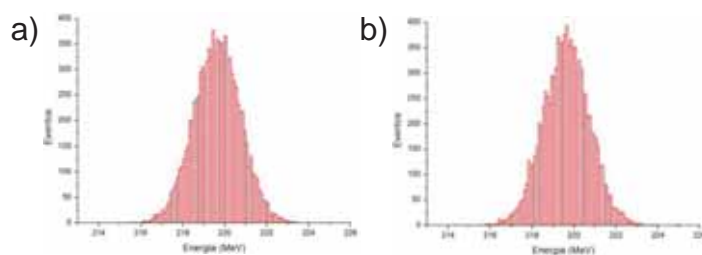


Figura 16 - Dispersão de energia de 250 MeV na saída do feixe para heterogeneidade 6 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas: a) 2 mm, b) 62mm

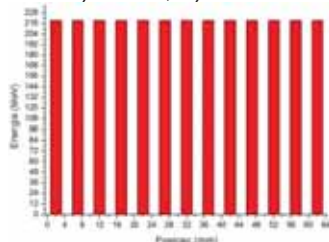


Figura 17 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição da heterogeneidade

Como pudemos perceber todos os resultados tiveram o mesmo comportamento, isso teoricamente não poderia ocorrer devido à ionização que sofre o feixe de próton. Conforme o feixe atravessa um alvo homogêneo ele não sofre qualquer tipo de diferença na ionização, porém quando inserimos um objeto no meio do alvo, o feixe não continuaria com a mesma curva de ionização (HOBBIE, 1997).

Nesta etapa foi feito as curvas de ionização das energias utilizadas nas simulações a fim de averiguar o porquê das simulações manterem os mesmo resultados para as energias. Abaixo estão as curvas de ionização que foram adquiridas com novas simulações, mantendo os mesmos padrões anteriores.

Os gráficos apresentados a seguir mostram a curva de ionização referente a cada energia que foi utilizada nas simulações. Isso foi feito para vermos o quanto que a heterogeneidade interfere na ionização.

O primeiro gráfico apresentado aqui mostra a curva de ionização com energia de 100 MeV, porém sem nenhuma heterogeneidade (figura 18 - a). Ao contrário do que se esperava a presença da heterogeneidade não modificou em nada a curva de ionização, se tirássemos nas figuras a parte da

ionização da heterogeneidade perceberíamos que é muito semelhante a curva de ionização que foi realizada sem a heterogeneidade (figura 18 - b, c, d).

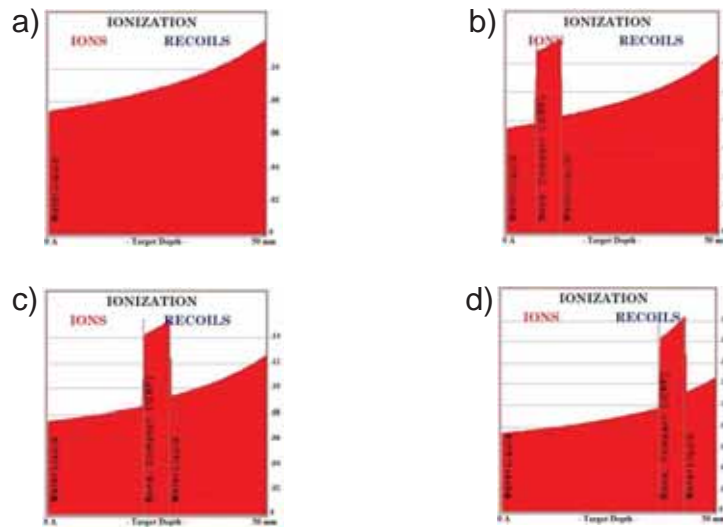


Figura 18 - Curvas de ionização do próton com energia de 100 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com heterogeneidade nas posições: b) 7mm, c) 32mm, d) 57mm

Aqui podemos ver que os resultados para as simulações da energia de 150 MeV tiveram as mesmas características que as simulações de 100 MeV. A curva de ionização não mostrou qualquer diferença com a presença da heterogeneidade (a não ser onde a heterogeneidade se encontrava). A curva de ionização da água foi feita com o alvo de 70 mm. Podemos ver que o resultado foi idêntico as outras curvas de ionização apresentadas na figura 19.

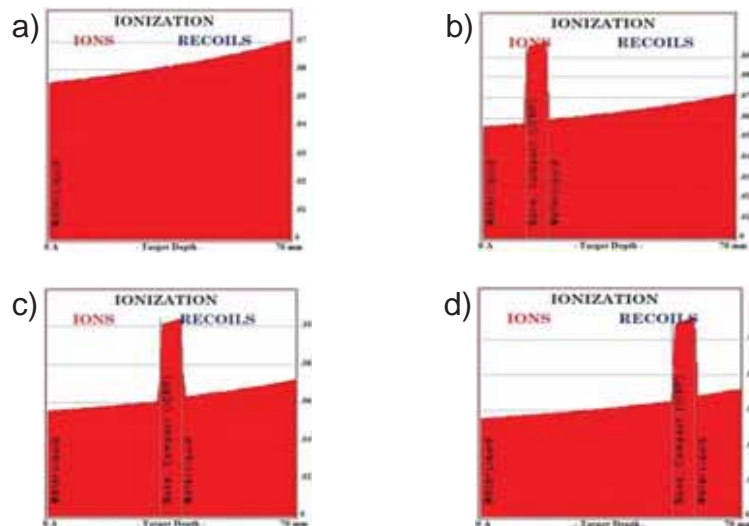


Figura 19 - Curvas de ionização do próton com energia de 150 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com heterogeneidade nas posições: b) 7mm, c) 32mm, d) 57mm

Como nas outras simulações os resultados das curvas de ionização de 200 MeV mantiveram o mesmo valor final com ou sem a heterogeneidade, indicando que provavelmente as simulações de 250 MeV iriam seguir o mesmo padrão (figura 20).

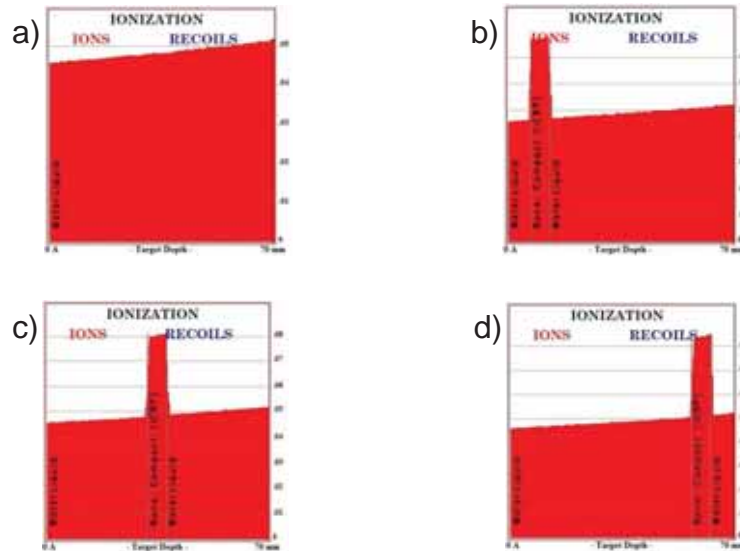


Figura 20 - Curvas de ionização do próton com energia de 200 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com heterogeneidade nas posições: b) 7mm, c) 32mm, d) 57mm

A energia de 250 MeV é a mais alta das simulações realizadas, e também é a energia que tem menos interação com a matéria devido ao seu maior poder de penetração (maior alcance). Com esta informação seria mais provável que houvesse menos informações para serem analisadas, ou seja, a curva de ionização deveria ser menos influenciada pela heterogeneidade, mas como ocorreu em todas as outras simulações, a heterogeneidade não influenciou em nada o resultado (figura 21).

Agora com as curvas de ionização e os gráficos das energias podemos ver que os resultados não condizem com os resultados esperados. Teoricamente nas simulações realizadas a energia de saída deveria sair diferente devido à posição da heterogeneidade, isso devido aos cálculos serem feitos na coordenada y, seguindo alguma função.

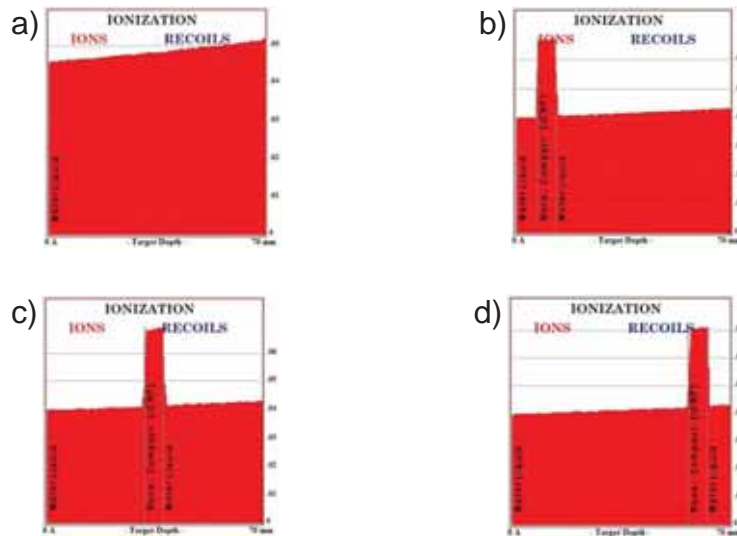


Figura 21 - Curvas de ionização do próton com energia de 250 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com heterogeneidade nas posições: b) 7mm, c) 32mm, d) 57mm

Devido à repetição de resultados conforme modificávamos a posição da camada de osso cortical, e as curvas de ionização não dependerem da heterogeneidade, surgiu às hipóteses de que o motivo principaldeste resultado esteja no fato de que o programa utilizado (SRIM) não considera interações nucleares inelásticas. Este tipo de interação se considerada, iria modificar a energia de saída podendo provar que a energia é um bom parâmetro para reconstrução de imagem em pCT; e que a metodologia utilizada pode estar errada de modo que não seja possível analisarmos a variação da energia pois o alvo está curto demais para que pegássemos o início do pico de Bragg, que é onde começa a variação da energia.

5.2 Influência da heterogeneidade na sensibilidade do programa

Para averiguar as hipóteses formuladas na primeira etapa, foi realizada uma nova serie de simulações. Assim como na primeira etapa, todos os resultados obtidos durante as simulações foram colocados em formato de tabelas, e gráficos que consigam demonstrar o que foi feito, e que a partir disso pudéssemos compreender e comparar os dados. Todas as simulações foram realizadas pelo programa SRIM, sendo assim, todos os dados foram calculados a partir dele.

Nesta etapa foi necessário realizar algumas modificações para que a comparação final não tivesse diferenças entre o número de dados a serem comparados. O tamanho do alvo que antes foi definido em 70 mm (com exceção da energia de 100 MeV) agora foi definido em 50 mm, para que todas as simulações ficassem equivalentes. Embora no final da primeira etapa tenhamos discutido sobre as possíveis causas do resultado e que uma das hipóteses tenha sido o tamanho do alvo, decidimos colocar o alvo nesse tamanho para manter a metodologia do trabalho e não prejudicar os resultados.

Fora a diminuição do alvo, foi excluída das simulações a energia de 250 MeV. Isto foi feito devido a sua alta energia, que diminui a interação do feixe com a matéria do alvo. Os resultados obtidos com essa energia foram idênticos com os resultados de 200 MeV, o que significou mesma importância em relação aos resultados de 200 MeV, porém ao mesmo tempo com os dados parecidos, não era necessário uma duplicata dos resultados. Com esses fatores decidiu-se excluir a energia de 250 MeV, ficando apenas com as energias de 100, 150 e 200 MeV.

Com o tamanho do alvo estabelecido em 50 mm, e com as energias estabelecidas, a última modificação realizada foi que a camada de osso cortical, ao invés de mantermos ela, dividiu-se ela em duas partes iguais, 3 mm cada. Cada parte foi posta nos extremos do alvo e num passo de três milímetros foram sendo aproximadas até se juntarem de novo dando no total 8 simulações. Isso foi feito para que pudesse ser analisado como que o feixe se comporta ao atravessar duas camadas de osso, mas mantendo o tamanho total da camada, e como que a energia se comporta ao aproximarmos as camadas de osso.

Os primeiros resultados obtidos nesta segunda etapa já mostraram o mesmo comportamento da primeira etapa que era a energia manter-se constante na resposta final do alvo (tabela 6, figuras 22 e 23).

Tabela 6 - Energias de saída médias e desvios padrões de 100 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio padrão MeV
2	50,95351	4,64223
5	50,9707	4,63517
8	50,9472	4,64526
11	50,93416	4,66552
14	50,93629	4,63886
17	50,96227	4,64604
20	50,95213	4,64576
23	50,97581	4,63843

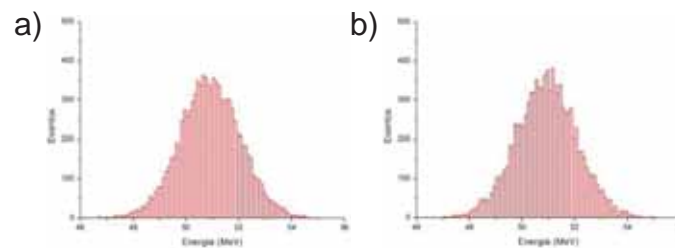


Figura 22 - Dispersão de energia de 100 MeV na saída do feixe para as heterogeneidades de 3 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas:

a) 2 mm, b) 20mm

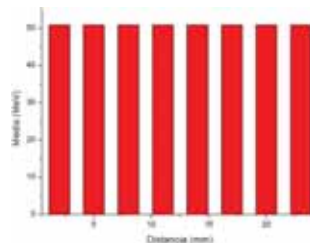


Figura 23 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição das heterogeneidades

Assim que olhamos os resultados das simulações de 150 MeV logo percebemos que não houve nenhuma mudança no comportamento da resposta da energia (tabela 7, figuras 24 e 25).

Tabela 7 - Energias de saída médias e desvios padrões de 150 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio padrão MeV
2	118,10104	3,93802
5	118,11848	3,93615
8	118,12443	3,93177
11	118,10697	3,93865
14	118,1154	3,93297
17	118,12227	3,93698
20	118,09761	3,93852
23	118,10098	3,93343

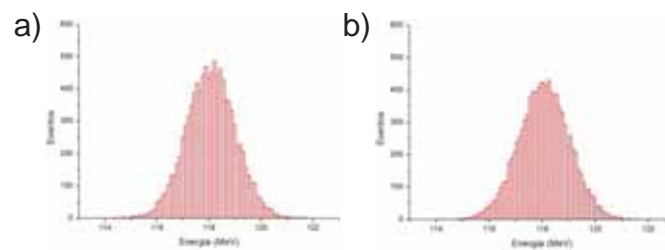


Figura 24 - Dispersão de energia de 150 MeV na saída do feixe para as heterogeneidades de 3 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas:

a) 2 mm, b) 20mm

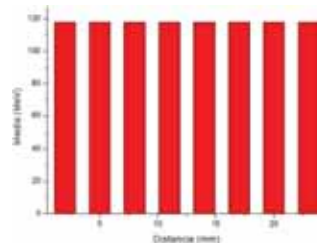


Figura 25 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição das heterogeneidades

Por fim, as simulações de 200 MeV não demonstraram nenhuma mudança na energia de saída conforme foi aproximado cada camada de osso (tabela 8, figura 26 e 27). Como já dito anteriormente, conforme aumentássemos a energia, a interação do feixe de prótons iria diminuir, o que poderia explicar o comportamento apresentado pelas altas energias.

Tabela 8 - Energias de saída médias e desvios padrões de 200 MeV

Distância mm	Média MeV	Desvio padrão MeV
2	174,6575	3,38683
5	174,65099	3,38804
8	174,64621	3,38478
11	174,66507	3,38312
14	174,65449	3,38394
17	174,65179	3,38506
20	174,64782	3,38423
23	174,6594	3,38648

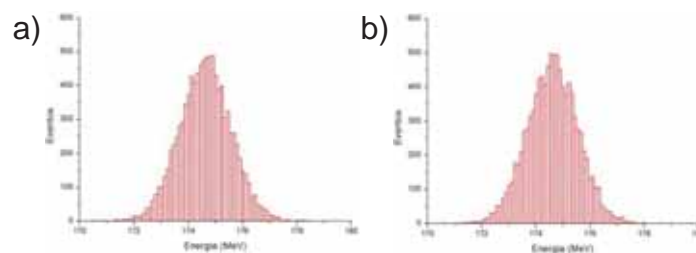


Figura 26 - Dispersão de energia de 200 MeV na saída do feixe para as heterogeneidades de 3 mm de osso cortical em diferentes posições de um alvo de água. Posições representadas:

a) 2 mm, b) 20mm

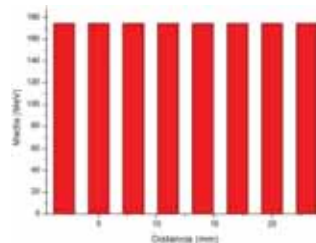


Figura 27 - Gráfico comparativo das médias das energias por posição das heterogeneidades

Assim como na primeira etapa foi realizado uma nova serie de simulações a fim de ver o comportamento das curvas de ionização. Os possíveis resultados dessa etapa iriam se comporta de maneira semelhante aos encontrados na etapa anterior.

As curvas de ionização de 100 MeV mostraram resultados parecidos com os apresentados na primeira etapa mantendo o valor final como se as heterogeneidades não estivesse presente nas simulações (figura 28).

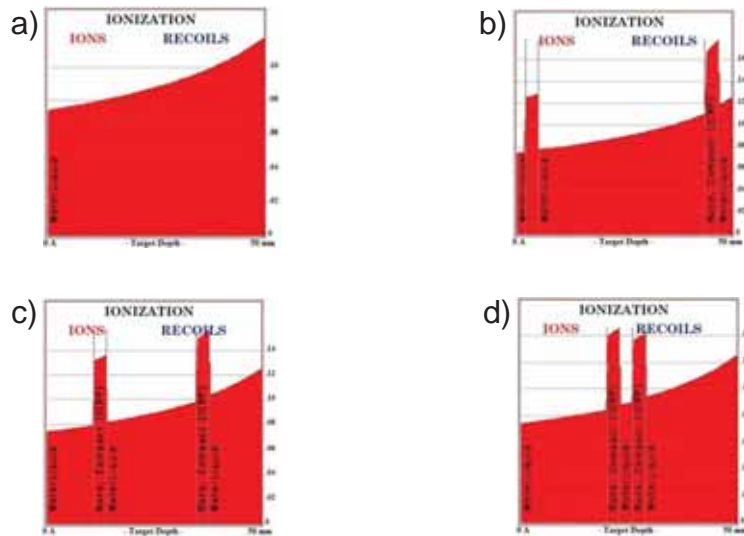


Figura 28 - Curvas de ionização do próton com energia de 100 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com a primeira heterogeneidade nas posições:
 b) 2mm, c) 11mm, d) 20mm

Não se comportando de maneira diferente, os resultados para as simulações de 150 MeV apresentaram o mesmo padrão que foi encontrado durante todo o trabalho (figura 29).

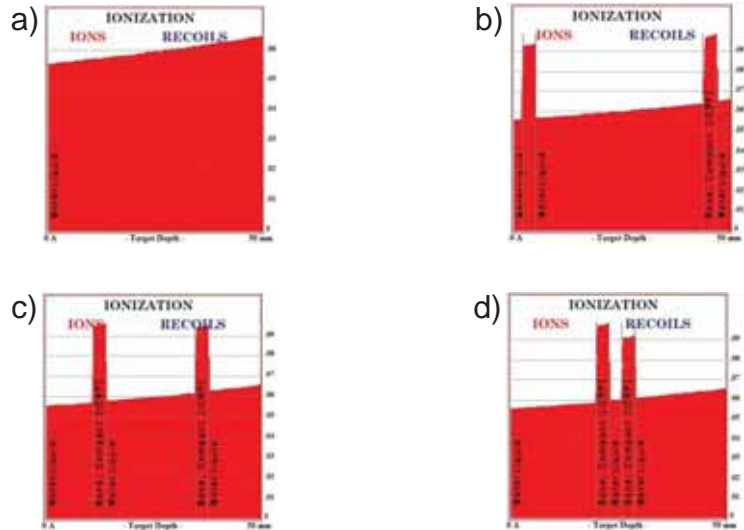


Figura 29 - Curvas de ionização do próton com energia de 150 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com a primeira heterogeneidade nas posições:
 b) 2mm, c) 11mm, d) 20mm

E finalmente terminando todas as simulações, os resultados obtidos para a energia de 200 MeV tiveram a energia se mantendo constante

independentemente se as heterogeneidades estavam lá, e se as mesmas se encontravam mais afastadas ou próximas uma da outra (figura 30).

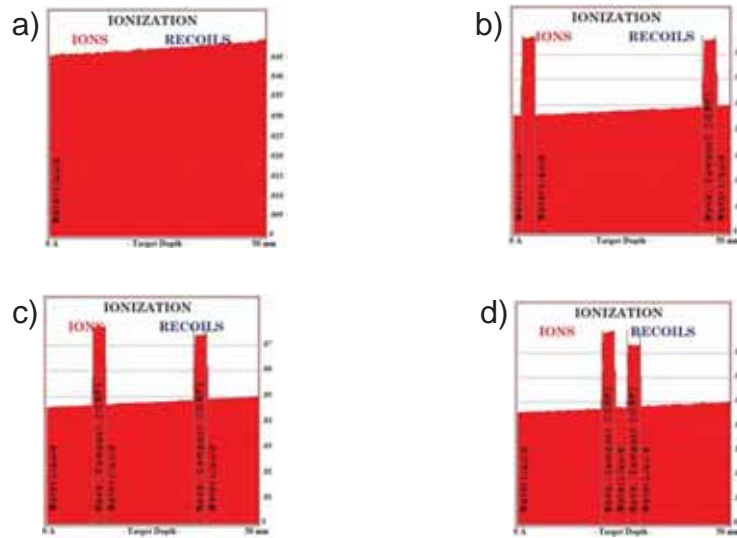


Figura 30 - Curvas de ionização do próton com energia de 200 MeV no alvo de água. a) alvo somente com água. Alvo com a primeira heterogeneidade nas posições:
b) 2mm, c) 11mm, d) 20mm

Na primeira etapa do trabalho foram sugeridas algumas hipóteses sobre as possíveis causas da energia de saída se manter constante, mesmo modificando a posição da heterogeneidade, e o porquê quando fazíamos as curvas de ionização não terem diferença se a heterogeneidade estava presente ou não.

Foi a partir dessas hipóteses que esta segunda etapa foi feita, e como pudemos perceber pelos resultados mostrados anteriormente nesta etapa, houve um mesmo padrão que na primeira etapa, reforçando as hipóteses apresentadas.

Uma das hipóteses apresentada foi de que a metodologia utilizada durante o trabalho poderia estar errada. Se olharmos a tabela 1 apresentada nos métodos vemos que realmente o alcance das energias mais altas é superior ao tamanho do alvo que foi utilizado durante o trabalho, e que se olharmos a curva de deposição do próton, vemos que na região analisada a energia é praticamente constante. Porém, conforme diminuimos a energia, o alcance também diminui atingindo assim a parte do pico de Bragg na curva de

deposição de dose do próton, o que sugere uma diferenciação na energia de saída.

A outra hipótese apresentada foi a de que o programa utilizado (SRIM) não considerava interações nucleares inelásticas importantes para o cálculo final da energia. Através da igualdade nos resultados e com a variação da posição da heterogeneidade, e ainda, a variação das heterogeneidades, vemos que possivelmente o programa não deve considerar esses processos.

Nesta segunda etapa a energia conforme aproximávamos as duas camadas de osso cortical deveria variar, e principalmente sua curva de ionização. Através dos gráficos obtidos das curvas de ionização do feixe de prótons, vemos que o programa não apresenta diferenças de resposta quando inserimos a heterogeneidade.

6. Conclusão

De acordo com os resultados obtidos e com as hipóteses levantadas anteriormente, temos que os objetivos colocados para o trabalho não foram satisfatoriamente alcançados.

Sabemos que a energia se manteve constante nas respostas, o que indicou um possível erro na metodologia. O alvo que utilizamos foi muito pequeno para que fosse viável pegarmos o pico de Bragg, que é de extrema importância para a diferenciação das energias, e dessa maneira a reconstrução da imagem em pCT não pode ser realizadas nessa faixa de tamanho.

Como utilizamos varias energias durante as simulações, sendo que a mais alta teria uma resposta menor, devido a seu maior alcance, e que a menor teria uma resposta maior devido ao seu menor alcance e a sua maior interação com a matéria, as respostas tiveram um mesmo padrão, o que também indicou algum problema com as análises do programa.

Para averiguarmos a ionização do feixe de prótons, durante as simulações pegamos as curvas de ionização de cada posição da heterogeneidade e para cada energia. Em todas as simulações a resposta foi a mesma, não importava se a heterogeneidade estava ou não inserida no meio, a resposta final era sempre a mesma para cada energia.

Logo, a outra hipótese antes levantada de que o fato do programa utilizado (SRIM) não considere interações nucleares, torna necessário realizar as mesmas simulações utilizando outros programas para que seja possível fazermos uma comparação.

7. Referências Bibliográficas

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

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

DE SIMONI, F. S. Radioterapia com prótons e íons pesados, IF-UFRJ, 2005. Disponível em: <http://www.omnis.if.ufrj.br/~barreto/fernando.doc>, acessado em 13 de maio de 2010

DW, Deutsche Welle. **Protonterapia moderniza a Alemanha contra o câncer**, 2005. Disponível em: www.dw-world.de/dw/article/0,,1588154,00.html, acessado em 15 de maio de 2010

HOBBIE, R.K. **Intermediate physics fir medicine and biology**. 3.ed. Minneapolis: Springer Science, 1997. 575p.

JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The physics of radiology**, 4 ed. USA, Thomas Books, 1983

KRENGLI, M.; ORECCHIA, R. Medical Aspects of the National Centre for Oncological Hadrontherapy, **Radiotherapy and Oncology**, vol. 73, p. 21-23, 2005

L'ANNUNZIATA, M. F. **Handbook of Radioactivity Analysis**, 2 ed. USA, Elsevier Science, 2003

MILHORETTO, E. **Determinação da influência de fatores físicos no espectro de energia de um protótipo de tomógrafo por feixe de prótons por simulação de Monte Carlos**. Dissertação de mestrado, UTFPR, 2007

MINETTO, E. **Monte Carlo Distribuído**, 2006. Disponível em: <http://www.eltonminetto.net/docs/monteCarloDistribuido.pdf>, acessado em 27 de maio de 2010

MORENO, A. J. C., et al, **La protonterapia**: indicaciones y perspectivas. Paris: Centre de Protontherapie d`Orsay, 2004.

NIST, National Institute of Standards and technology, 2010. <http://www.nist.gov/>, acessado em 07 de maio de 2010

PSI, Paul Scherrer Institut. **Protons and their special advantages for radiation therapy**, 2010. Disponível em: p-therapie.web.psi.ch/e/wirkung1.html, acessado em 21 de maio de 2010

SADROZINSKI, H. F. W., et al, Toward Proton Computed Tomography, IEE **Transactions on Nuclear Science**, 2004, pp. 3-9.

SCAFF, L. A. M. **Física da Radioterapia**. Sarvier Editora de Livros Médicos Ltda. São Paulo. 1997

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

SCHULTE R, et al., **Conceptual Design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy**, IEEE Transactions in Nuclear Science, 2004;51:866-72.

SETTI, J A P ; MILHORETTO, E. Aplicação do Método de Monte Carlo, GEANT 4 e SRIM 2003 no projeto de um tomógrafo por feixe prótons de baixa energia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, X, 2006, Florianópolis. **Anais...**Florianópolis:Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, 2006. v. 1. p. 758-768.

SMITH, A. R. Proton therapy, **Physics in Medicine and Biology**, v.51, p.491, 2006.

TOBIAS, C. A. et al. Pituitary irradiation with high energy proton beams: a preliminary report. **Cancer Research**. v.18, p.121, 1958.

UFSC, Universidade Federal de Santa Catarina. **Física das Radiações**, 1998.
Disponível em: <http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/>, acessado em 28 de maio de 2010

WILSON RR. Radiological use of fast protons, **Radiology**, 1946, 47, 487-491

ZIEGLER J. F., " Stopping of energetic light ions in elemental matter" **J. Appl. Phys.**, 85, 1249-1272 (1999).