



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

**Bruno Beraldo Oliveira**

**Estudo Teórico da Contribuição à Dose de  
Partículas Secundárias Geradas por Prótons de  
Energias entre 100 e 200 MeV num *Phantom* de  
Osso Cortical.**

**Botucatu**

**2008**

# **Bruno Beraldo Oliveira**

**Estudo Teórico da Contribuição à Dose de  
Partículas Secundárias Geradas por Prótons de  
Energias entre 100 e 200 MeV num *Phantom* de  
Osso Cortical.**

**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**

**Botucatu  
2008**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO  
DA INFORMAÇÃO

DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Oliveira, Bruno Beraldo.

Estudo teórico da contribuição à dose de partículas secundárias geradas por Prótons de energias entre 100 e 200 MeV num Phantom de osso cortical / Bruno Beraldo Oliveira. - Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientador: Joel Mesa Hormaza

1. Física médica 2. Energia nuclear

Palavras-chave: Método de Monte Carlo; Partículas secundárias; Protonte-rapia

## **Agradecimentos**

Primeiramente a Deus, por me proporcionar todos os momentos especiais que tive em minha vida e por me guiar em minhas decisões.

Aos meus pais, José Roberto e Maisa, pelo apoio nas horas difíceis de indecisão, pela educação que me deram e pelo carinho.

Aos amigos de República, Alexandre (7-Vidas), Arthur (Yakuza), Dany Bruno (Rogéria), Eduardo (Rasgado), Iberê (Eto), João (Tokinha), Péricles (Testa) e Rafael (Xeroso), pelo companheirismo durante todos esses anos, pela família formada em Botucatu e por me ajudar a enfrentar todos os momentos difíceis que passei.

A toda a segunda turma de Física Médica, especialmente, Amanda (Mixi), Ernesto (Montito), Henrique (Xupisco), Henrique (Kelvin), Murillo (Mira) e Rodrigo (Pango) por serem amigos verdadeiros que sempre lembrarei.

As pessoas do laboratório (LBBC), Letícia (Skalar), Luiz Augusto (Chokito) e ao professor Ney pela ajuda e paciência que tiveram durante meu estágio.

Ao professor Joel Mesa, pela atenção, paciência e confiança durante a realização desse projeto.

## Resumo

Em protonterapia, a deposição de energia de partículas secundárias originadas nos processos nucleares inelásticos ( $n$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^3\text{He}$  e  $\alpha$ ) tem uma contribuição na dose total que merece ser discutida. Nos cálculos das rotinas de plano de tratamento, é considerado que o próton perde energia apenas por ionização e/ou excitação coulombiana. A contribuição de processos inelásticos associados com reações nucleares não é considerada. Existem somente estimativas para materiais puros ou de simples composição como a água, devido à dificuldade de processar alvos compostos por diferentes materiais. Neste projeto, utilizamos o método de Monte Carlo empregando o código MCNPX v2.50 (Monte Carlo N-Particle eXtended) para obter resultados de simulações da contribuição a dose total dessas partículas secundárias. Neste estudo, foi utilizado um *phantom* cilíndrico composto por osso cortical, para feixes de prótons variando entre 100 e 200 MeV. Com os resultados obtidos, foi possível obter gráficos a fim de analisar: a relação de deposição de dose com e sem interação nuclear, multiplicidade e porcentagem de dose depositada por cada partícula secundária e uma dispersão radial de nêutrons no material.

**Palavras-chave:** protonterapia, partículas secundárias, método de Monte Carlo.

## Abstract

In proton therapy, the deposition of secondary particles energy originated by nuclear inelastic process (n,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^3\text{He}$  and  $\alpha$ ) has a contribution in the total dose that deserves to be discussed. In calculations of plans implemented for routine treatment, the paid dose is calculated whereas the proton loses energy by ionization and or coulomb excitement. The contribution of inelastic processes associated with nuclear reactions is not considered. There are only estimates for pure materials or simple composition (water, for example), because of the difficulty of processing targets consisting of different materials. For this project, we use the Monte Carlo method employing the code MCNPX v2.50 (Monte Carlo N-Particle eXtended) to present results of the contribution to the total dose of secondary particles. In this work, it was implemented a cylindrical phantom composed by cortical bone, for proton beams between 100 and 200 MeV. With the results obtained, it was possible to generate graphics to analyze: the dose deposition relation with and without nuclear interaction, the multiplicity and percentage of deposited dose for each secondary particle and a radial dispersion of neutrons in the material.

**Key-words:** proton therapy, secondary particles, Monte Carlo method.

# Sumário

Resumo

Abstract

|                                                         |    |
|---------------------------------------------------------|----|
| 1. Introdução.....                                      | 07 |
| 1.1 Motivação.....                                      | 07 |
| 1.2 Histórico.....                                      | 12 |
| 2. Objetivos.....                                       | 15 |
| 2.1 Objetivos Gerais.....                               | 15 |
| 2.2 Objetivos Específicos.....                          | 15 |
| 3. Fundamentação Teórica.....                           | 16 |
| 3.1 Código Baseado no Método de Monte Carlo, MCNPX..... | 16 |
| 3.2 Estrutura do Arquivo de Entrada “INPUT”.....        | 17 |
| 3.3 Princípios Físicos.....                             | 20 |
| 4. Metodologia.....                                     | 27 |
| 5. Resultados e Discussão.....                          | 29 |
| 5.1 Dose Depositada em Função da Profundidade.....      | 29 |
| 5.2 Porcentagem de Dose Real Depositada.....            | 30 |
| 5.3 Dispersão de Nêutrons no Material.....              | 31 |
| 5.4 Multiplicidade de Partículas Secundárias.....       | 33 |
| 5.5 Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias.....  | 34 |
| 6. Conclusões.....                                      | 39 |
| 7. Perspectivas de Estudos Futuros.....                 | 41 |
| 8. Referências Bibliográficas.....                      | 42 |

Apêndice

# 1. Introdução

## 1.1 Motivação

Existem atualmente diversas técnicas para o tratamento de câncer no mundo. Em dosimetria pode-se calcular a dose em estruturas anatômicas conhecidas, visando à minimização durante o tratamento (TOLEDO, 2005). O tratamento por prótons é uma forma precisa de tratamento utilizando-se radiação. Todas as formas de radiação ionizante provocam mudanças nas moléculas de células não sadias, ocasionando a morte das mesmas. A utilização da protonterapia é recomendada quando possível, pois oferece um excelente meio não invasivo de tratamento a pacientes com tumores (câncer) localizados, oferecendo mínimos efeitos colaterais. Os objetivos de qualquer tratamento com radiação, o de curar a doença e minimizar os efeitos colaterais, são atingidos e ressaltados, com tratamento por prótons. Hoje em dia, os prótons são superiores para tratamentos clínicos devido a três principais motivos:

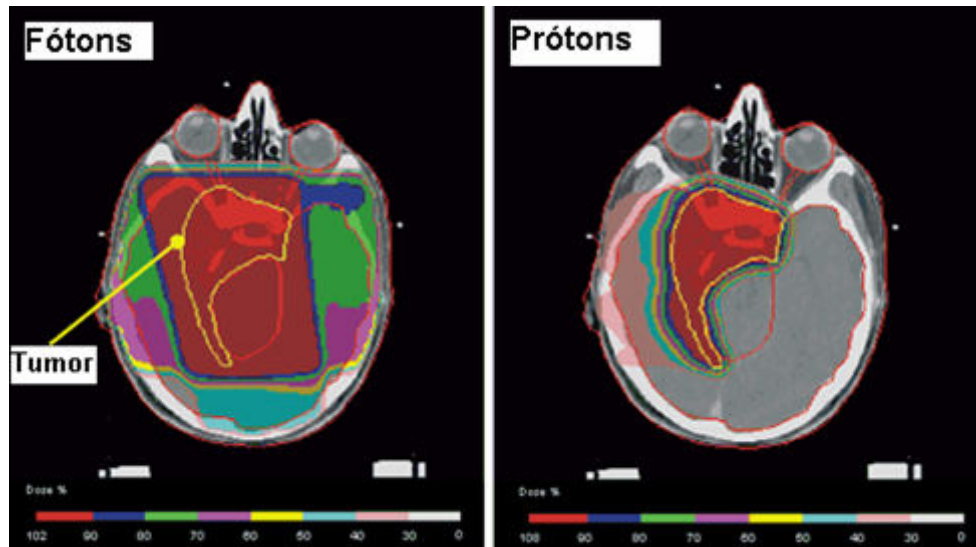
i) Eles têm características de absorção de dose física favorável em tecidos, as quais permitem uma deposição exata de energia, afetando minimamente tecidos e órgãos saudáveis.

ii) Uma vez que afetam minimamente tecidos próximos, doses de radiação elevadas podem ser usadas para irradiar tumores.

iii) Suas características radiobiológicas são similares aos fótons de raios-X e são medicamente bem conhecidos.

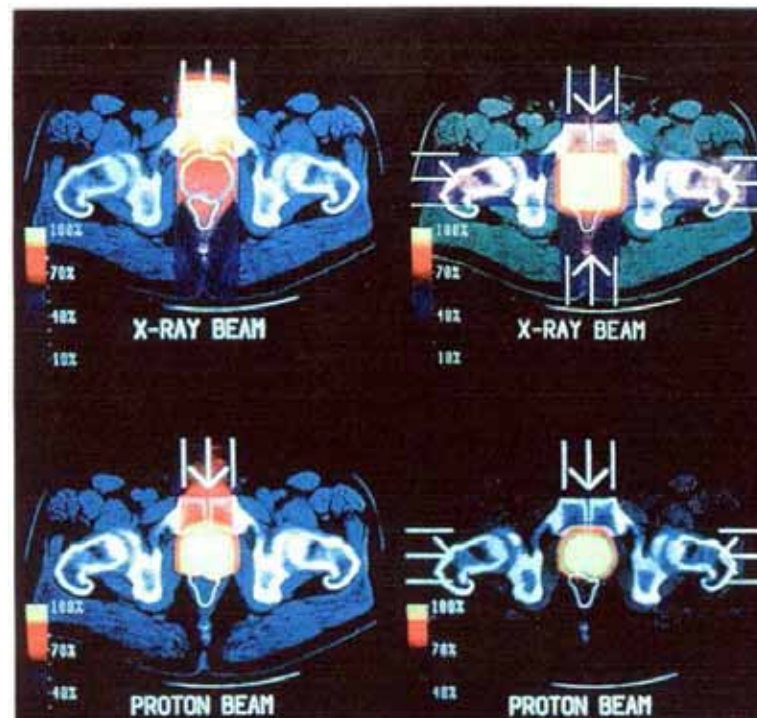
A maior vantagem do tratamento com prótons quando comparada com raios-X e fontes gama, é que a distribuição característica de energia pode ser depositada em volumes de tecido escolhidos pelo médico, num padrão tri-dimensional. Esta propriedade capacita maior controle e precisão, e conseqüentemente, uma manutenção superior de tratamento. A Figura 01 ilustra uma distribuição de doses (isodoses) sobre um tumor cerebral com fótons e depois com prótons. Nota-se a melhor distribuição das curvas, sobre a mesma região de interesse, com feixe de prótons.





**Figura 01** - Curvas de isodose calculadas sobre um tumor cerebral:  
(a) com fótons; (b) com prótons (modificado de Lomax, 1999)

A Figura 02 também ilustra isodoses, porém sobre um tumor na próstata com fótons e depois com prótons, utilizando um ou mais campos. Além da melhor distribuição de curvas com feixes de prótons, nota-se a diferença na dose de radiação depositada no tumor e em regiões adjacentes nos dois tipos de tratamento.



**Figura 02** - Comparação entre o tratamento de câncer de próstata com feixes de raios-X e feixes de prótons (TELES, 2006)

Os feixes de prótons têm sido usados para o tratamento de doenças desde a metade dos anos 50, nos Estados Unidos e em outros países, mas na maior parte do tempo em laboratórios, em bases limitadas, usando máquinas para pesquisa, e não para tratamentos médicos.

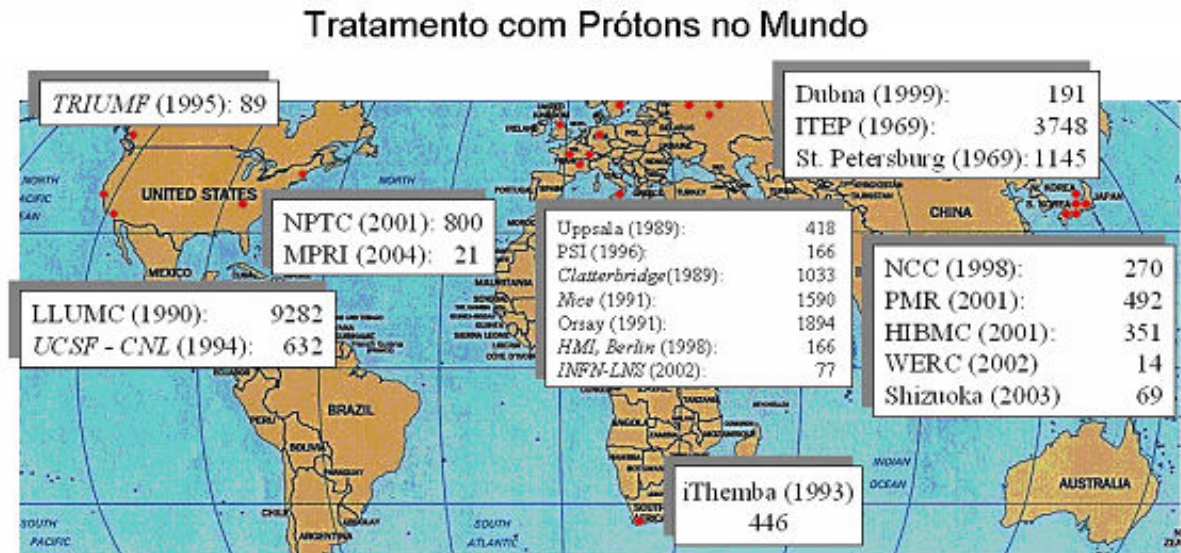
A abertura do primeiro centro para tratamento com prótons em Loma Linda (Estados Unidos) em 1990, mudou essa concepção. Os pacientes são tratados com feixe de prótons vindos de um acelerador especialmente desenhado para esse propósito. Não é apenas um método experimental, uma vez que se utilizam princípios físicos e radiobiológicos bem conhecidos, e também aprovados pelos principais órgãos de saúde dos Estados Unidos (*Medicare* e outras companhias de seguro-saúde). Segundo dados da Universidade de Loma Linda, muitos pacientes pós-tratamento, continuam com suas atividades normalmente hoje em dia e as taxas de controle das doenças são pelo menos iguais às outras formas de tratamento.

Tudo isso não significa que prótons podem ser usados para tratar todas as formas de câncer. O tratamento por radiação de prótons pode ser usado para doenças bem localizadas. Logo, pacientes com câncer sistêmico, como Leucemia, e aqueles em que a doença tenha se espalhado para outras partes do corpo, não podem ser tratados com prótons. Entretanto, existem estudos para controlar metástases, com prótons. Isto melhora a qualidade de vida dos pacientes com metástases. Prótons não são limitados ao tratamento de câncer. Eles são úteis também para alguns tumores benignos e algumas condições não neoplásicas. Por exemplo, para se tratar pacientes com má formação arteriovenosa do cérebro.

O paciente não sente nada durante o tratamento. Após o tratamento, pequenos efeitos, como náusea, vômitos e diarreia podem aparecer como resultado da elevada dose conformal nos tecidos doentes. O paciente tem uma melhor qualidade de vida durante e após o tratamento com prótons.

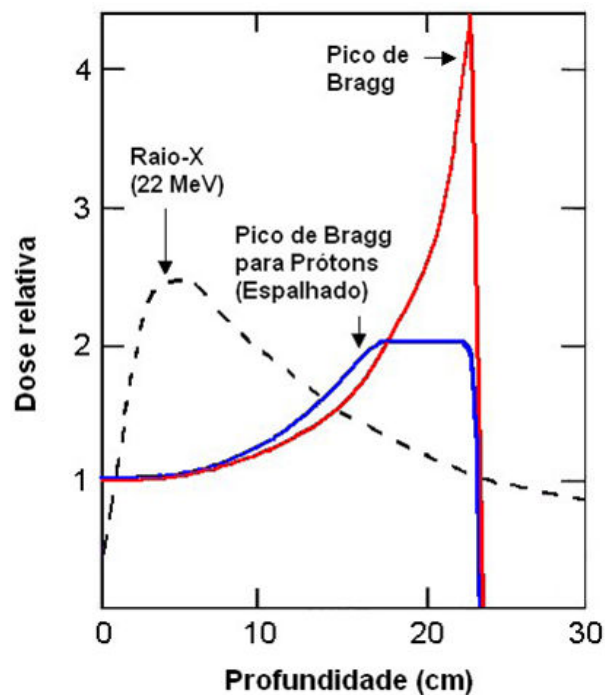
As aplicações médicas da radiação por prótons têm avançado muito desde a década passada. Hoje em dia, aproximadamente 30 instituições ao redor do mundo oferecem o tratamento de câncer e outras enfermidades através da radiação de prótons (Figura 03). Vários grandes centros de tratamento de câncer em operação no mundo estão planejando a implementação da terapia por prótons num futuro bem próximo. Com um crescente número de pacientes sendo tratados com radiação de prótons, existe a necessidade de estudos relativos às incertezas do

feixe energético, com o objetivo de melhorar a acurácia dos tratamentos com prótons guiados por imagem.



**Figura 03** - Centros de Tratamento com Prótons atualmente em operação: data de início e número de pacientes tratados até hoje (Modificado de HCL, 2004)

A terapia por radiação de prótons é uma das mais precisas formas de tratamento não-invasivo de câncer guiado por imagem. Além disso, poupam-se mais tecidos saudáveis do que na radioterapia convencional, permitindo altas doses sobre um tumor específico. Isto é possível graças à característica da curva de dose versus profundidade para prótons: uma dose de entrada relativamente baixa seguida por um pico de alta dose, o pico de Bragg (LEO,1994). Após o pico de Bragg a dose cai de 90% para 20% em poucos milímetros. A Figura 04 ilustra o pico de Bragg para prótons de 250 MeV comparado com um feixe de raios-X de 22 MeV.



**Figura 04** - Comparação entre a dose liberada por um feixe de raios-X de 22 MeV e por prótons com 250 MeV através do Pico de Bragg (Modificado de SCHULTE *et al*, 2004)

Entretanto o tratamento preciso com prótons requer um ótimo posicionamento da região a ser tratada. Para otimizar este processo é necessário obter-se a imagem com o mesmo tipo de partícula utilizada no tratamento, de modo a se ter as mesmas interações físicas na obtenção da imagem e do tratamento. Em busca deste melhor posicionamento está em desenvolvimento o procedimento da tomografia computadorizada com feixe de prótons (pCT).

A Tomografia Computadorizada com feixe de prótons (pCT) de alta energia é um dos métodos de imagiologia não destrutiva para obtenção da estrutura interna de objetos, da mesma forma que a Tomografia Computadorizada de raios-X e a Tomografia por emissão de pósitrons (PET). O grande interesse na pCT está baseado na propriedade específica de uma partícula carregada pesada perder a energia cinética principalmente no final do seu caminho. Este efeito é descrito pela curva de Bragg. A idéia central de pCT está baseado na sensibilidade muito alta da energia de saída de próton às densidades do objeto. Tal característica diferencia partículas carregadas pesadas dos raios-X e promete a redução significativa da dose no processo de tomografia.

A vantagem da reconstrução de imagem de próton aparece enquanto a energia escolhida é tão pequena quanto possível, mas suficiente para atravessar o

objeto. Porém há dois efeitos que trabalham de maneira oposta, causando o aumento da dose de irradiação necessária. Em primeiro lugar com uma pequena energia inicial do próton a perda de energia no objeto fica maior. Outro fator é que a diminuição da energia de próton resulta em um aumento do *straggling* (desvio da perda de energia), que por sua vez aumenta o número dos prótons necessários. Assim é importante considerar qual a melhor energia inicial do próton, que leva em conta as demandas médicas específicas, de modo a minimizar a dose.

## 1.2 Histórico

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). 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).

Em 1930, Ernest Lawrence desenvolveu um ciclotron na Universidade da Califórnia no laboratório “Lawrence Berkeley” (LBL), ganhando o Prêmio 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 parar o Pico de Bragg no alvo (Tobias, 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 (Larsson 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.

Em 1961, o Dr. Ray Kjellberg, um neurocirurgião do Hospital Geral de Massachusetts (MGH), começou a tratar pequenos alvos intracranianos com

técnicas radiocirúrgicas no ciclotron do laboratório de Harvard (HCL) em Cambridge, MA (Kjellberg 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 (KOEHLER, 1960).

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, Califórnia; UNM / LAMPF programa de terapia com pi-méson (píon) negativo, no Laboratório Los Alamos National no Novo México.

A possibilidade da pCT foi mostrada primeiramente no trabalho de Cormack e Koehler (CORMACK and KOEHLER, 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 e colegas obtiveram a primeira imagem tomográfica reconstruída utilizando-se feixe de prótons (HANSON et al., 1978). Também um procedimento experimental foi realizado para comparar as características de raios-X e prótons em *scanners* TC.

As tentativas posteriores de melhorias na situação da pCT foram realizadas no Japão. No trabalho (TAKADA et al., 1988) os autores tentaram superar os problemas com detectores utilizando um espectrômetro magnético para melhor resolução em energia com detectores de cintilação plásticos, na tentativa de obter um menor tempo morto. Eles conseguiram reduzir o tempo de tratamento para aproximadamente 8 minutos, o que é aceitável para propósitos clínicos.

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).

Em 2004, já existia várias instalações que tratavam câncer usando feixes de prótons (Tabela 01). Ao redor de 40 mil pacientes já foram tratados utilizando a protonterapia (Sisterson, 2004).

**Tabela 01** - Centros de protonterapia existentes no mundo (Sisterson, 2004)

| Centros de protonterapia | País            | Período de funcionamento | Total de pacientes tratados |
|--------------------------|-----------------|--------------------------|-----------------------------|
| Uppsala                  | Suécia          | 1975 - 1976              | 73                          |
| Louvain-La Neuve         | Bélgica         | 1991 - 1993              | 21                          |
| Dubna                    | Rússia          | 1967 - 1974              | 84                          |
| Berkeley 184             | CA, EE.UU.      | 1954 - 1957              | 30                          |
| Harvard                  | MA, EE.UU.      | 1961 - 2002              | 9116                        |
| PMRC (1)                 | Tsukuba, Japão  | 1983 - 2000              | 700                         |
| Upsala                   | Suécia          | 1989                     | 311                         |
| PSI (72 MeV)             | Suíça           | 1984                     | 3712                        |
| PSI (200 MeV)            | Suíça           | 1996                     | 166                         |
| Nice                     | França          | 1991                     | 1951                        |
| Orsay                    | França          | 1991                     | 2157                        |
| Clatterbridge            | Inglaterra      | 1989                     | 1201                        |
| INFN-LNS                 | Catania, Itália | 2002                     | 52                          |
| Berlin                   | Alemanha        | 1998                     | 317                         |
| Moscú                    | Rússia          | 1969                     | 3638                        |
| San Petersburgo          | Rússia          | 1975                     | 1029                        |
| Dubna                    | Rússia          | 1987                     | 198                         |
| Chiba                    | Japão           | 1979                     | 145                         |
| PMRC (2)                 | Tsukuba, Japão  | 2001                     | 237                         |
| NCC                      | Kashiwa, Japão  | 1998                     | 200                         |
| HIBM                     | Hyogo, Japão    | 2001                     | 105                         |
| Loma Linda               | CA, EE.UU.      | 1990                     | 8203                        |
| MPRI                     | IN, EE.UU.      | 1993                     | 34                          |
| NPTC, MGH                | MA, EE.UU.      | 2001                     | 425                         |
| UCSF-CNL                 | CA, EE.UU.      | 1994                     | 448                         |
| TRIUNF                   | Canadá          | 1995                     | 77                          |
| iThemba LABS             | Sul da África   | 1993                     | 442                         |
| <b>TOTAL</b>             |                 |                          | <b>35072</b>                |

## 2. Objetivos

### 2.1 Objetivos gerais

(a) Sistematização dos conhecimentos adquiridos nas matérias: Física das Radiações, Radiobiologia Dosimetria e Radioproteção e Física Radiológica com aplicações práticas no cálculo de magnitudes físicas;

(b) Desenvolver habilidades no emprego de programas de transporte de radiação baseados no método de simulação de Monte Carlo;

(c) Familiarização com a filosofia de cálculo utilizada nestes programas.

(d) Iniciar o emprego do código MCNPX para o cálculo de grandezas relacionadas com radiodiagnóstico e radioterapia.

### 2.2 Objetivos específicos

Empregando o código MCNPX:

(a) Estudar a deposição de dose em profundidade para feixes de prótons com formato *pencil beam* no intervalo de energia entre 100 e 200 MeV, num *phantom* cilíndrico composto do material Osso Cortical (ICRP);

(b) Determinar a contribuição à dose das partículas secundárias carregadas;

(c) Determinar a contribuição à dose de nêutrons em profundidade e radialmente.



### 3. Fundamentação Teórica

#### 3.1 Código Baseado no Método de Monte Carlo, MCNPX

Ao longo dos últimos anos, a solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente (Lima, 2004). Este fenômeno pode ser notado pela crescente quantidade de publicações científicas nas áreas médicas e biológicas nas últimas décadas, e está relacionado ao rápido desenvolvimento de computadores cada vez mais velozes e acessíveis aos investigadores nestas áreas de pesquisas.

O método de Monte Carlo pode ser usado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados sequencialmente.

As distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostradas estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios (Loureiro, 2002). No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula desde a fonte, onde ocorre o seu nascimento, ao longo de sua vida até a sua morte (escape, absorção etc.).

O código de transporte de radiação MCNPX v2.50, de *Monte Carlo N-Particle eXtended* (X-5 Monte Carlo Team, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz, deste código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

### 3.2 Estrutura do Arquivo de Entrada “INPUT” (Waters, 2005; McKinney et. al., 2005)

O arquivo contendo dados de entrada (INP) para ser executado pelo código MCNPX deve possuir a seguinte estrutura geral:

Título do problema:

Bloco de células – “Cell Cards”

\*

\*

\*

Linha em branco

Bloco de superfícies – “Surface Cards”

\*

\*

\*

Linha em Branco

Bloco de Dados – “Data Cards”

\*

\*

\*

Linha em Branco

A descrição de cada item será apresentada em breve.

Antes de qualquer simulação de transporte de radiação, o código realiza diversas verificações na construção do arquivo de entrada, verificando os possíveis erros do usuário, e qualquer erro encontrado na estrutura dos dados de entrada é apresentado como um erro fatal, interrompendo a execução, sem que nenhum cálculo seja realizado.

#### 3.2.1 Título do Problema

Esta é a primeira linha que aparece nos dados de entrada do código MCNPX. Esta linha pode conter diversas informações; entretanto é recomendável

que se deva descrever sucintamente o problema que está sendo simulado, porque este título aparecerá em várias partes dos arquivos de saída do MCNPX.

### 3.2.2 Descrição das Células – *CELL Cards*

Nesta parte dos dados de entrada, é feita a construção da geometria do problema e para esta representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, como: planos, esferas, cilindros, dentre outras. As regiões são combinadas utilizando-se operadores tais como intersecções e uniões.

### 3.2.3 Descrição das Superfícies – *SURFACE Cards*

São selecionadas as formas geométricas a serem utilizadas na representação geométrica do problema; para isto, são usados caracteres indicando o tipo de superfície e em seguida os coeficientes da equação da superfície selecionada.

### 3.2.4 Descrição do Material

Nesta parte são representados os materiais que irão compor a geometria do problema. Os materiais são representados pela composição isotópica, através da estrutura ZA onde: Z (Número Atômico) e A (Número de massa).

### 3.2.5 Descrição dos dados físicos – *DATA Cards*

Parte dos dados de entrada onde é descrita a parte da física do problema; de uma forma geral, esta parte é composta dos seguintes itens:

#### i) Tipos de Radiação – *MODE Card*

Onde é feita seleção do tipo de radiação (ou radiações) que será simulada no problema, as possibilidades são:

- (a) Próton (h)
- (b) Nêutron (n)
- (c)  $^2\text{H}$ (d) - Deutério
- (d)  $^3\text{H}$  (t) - Trítio
- (e)  $^3\text{He}$  (s) – Hélio-3
- (f)  $\alpha$  (a) – partícula alfa
- (g) Fóton (p)

#### ii) A Função do comando IMP Card

Esta função representa a importância da partícula, que é utilizada no MCNPX para:

- (a) Finalizar a história de uma partícula coloca-se  $\text{IMP} = 0$ , e o transporte da partícula não será simulado.
- (b) Realizar a separação das regiões geométricas de maior importância para as de menor importância.

#### iii) Delimitações do problema (PHYS, CUTOFF e LCA)

Nesta opção são apresentados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, tais como, energia, número de interação (NPS), etc. O MCNPX utiliza este parâmetro como um limitador para cada uma das opções selecionadas. Como por exemplo, pode-se citar o número de interação que quando for atingido, interromperá a execução do programa. Outro parâmetro importante a ser discutido é em relação ao LCA, que demonstra qual o modelo de interação que será utilizado pelo programa, são eles: Bertini, Isabel, CEM2K ou INCL4.

#### iv) Especificações da fonte

Existem várias opções para descrever a fonte no MCNPX, porém algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia, tipo de partícula, dentre outros dados que caracterizam a fonte.

#### v) Tipos de grandezas a serem calculadas na simulação (TALLY Card)

O comando “TALLY” no MCNPX é utilizado para especificar o que o usuário quer que seja escrito nos dados de saída, ao final de uma execução.

Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso do seu código correspondente, que são apresentados abaixo.

Algumas grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX:

F1: Corrente integrada sobre uma superfície (MeV)

F2: Fluxo médio sobre uma superfície (MeV/cm<sup>2</sup>)

F4: Fluxo médio sobre uma célula (MeV/cm<sup>2</sup>)

F5: Fluxo em um ponto (MeV/cm<sup>2</sup>)

F6: Deposição média de energia em uma célula (MeV/g)

F7: Deposição de energia média de fissão de uma célula (MeV/g)

F8: Distribuição de pulsos de energia criados em um detector (MeV)

Quando se quer obter a mesma grandeza para objetivos diferentes, esta deve ser identificada com incrementos de 10 ao número da grandeza correspondente, ou seja, F14 é igual a F4, mas para partículas ou tipo de registros diferentes.

Deve-se lembrar que o MCNPX utiliza uma linha em branco, para realizar a separação dos blocos de dados entre *CELL*, *SURFACE*, e *DATA*.

Neste item, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na solução de um problema no MCNPX, e que podem ser encontradas de forma mais detalhada no manual do código. Porém procurou-se dar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada deste código, e que foram relevantes para nosso estudo.

### 3.3 Princípios Físicos

#### 3.3.1 Interação da Radiação com a Matéria

Sob o ponto de vista físico, as radiações ao interagir com um material, podem nele provocar excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

##### i) Excitação atômica ou molecular

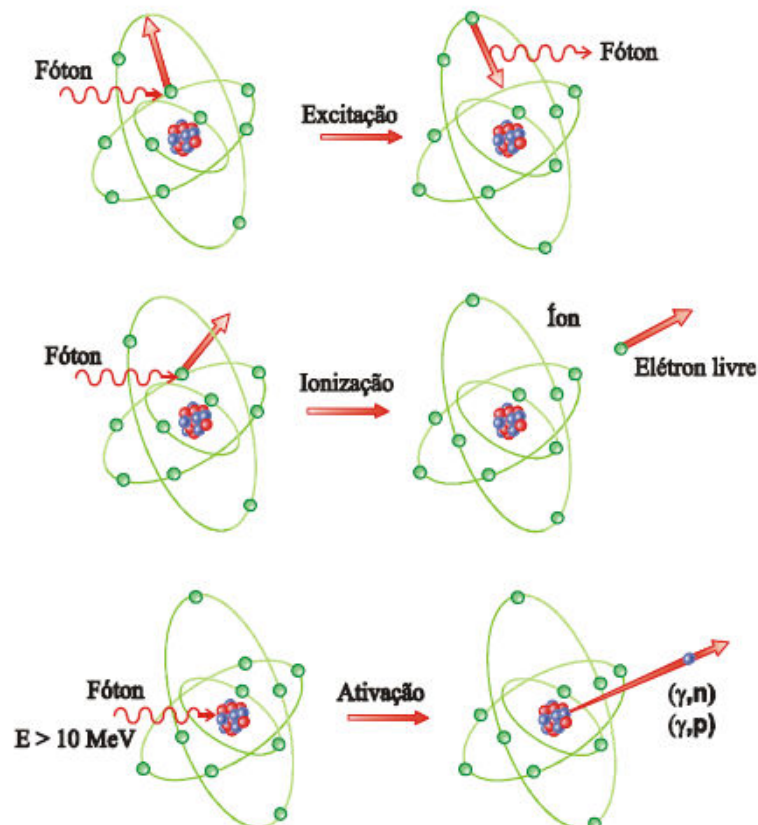
Interação onde elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio e, ao retornarem, emitem a energia excedente sob a forma de luz ou raios-X característicos.

## ii) Ionização

Interação onde elétrons são removidos dos orbitais pelas radiações, resultando elétrons livres de alta energia, íons positivos ou radicais livres quando ocorrem quebra de ligações químicas.

## iii) Ativação do núcleo

A interação de radiações com energia superior à energia de ligação dos nucleons com um material pode provocar reações nucleares, resultando num núcleo residual e emissão de radiação. A absorção de nêutrons de baixa energia, denominados de nêutrons térmicos, pode ocorrer com certa frequência dependendo da natureza do material irradiado e da probabilidade de captura do nêutron pelo núcleo (Figura 05), deixando-o também em um estado excitado.



**Figura 05** - Métodos de interação da radiação com a matéria (CNEN, 2003)

#### iv) Radiação de freamento

As radiações constituídas por partículas carregadas como alfa, beta e elétrons acelerados, ao interagirem com a matéria, podem converter uma parte de sua energia de movimento, cerca de 5%, em radiação eletromagnética. Esta radiação, denominada de raios-X de freamento, é o resultado da interação entre os campos elétricos da partícula incidente, do núcleo e dos elétrons atômicos. Ocorre com maior probabilidade na interação de elétrons com átomos de número atômico elevado. Devido ao mecanismo e ao ângulo aleatório de saída da partícula após a interação, a energia convertida em raios-X é imprevisível, com valor variando de zero até um valor máximo, igual à energia cinética da partícula incidente.

### 3.3.2 Interações de Prótons com a Matéria

Ao atravessar a matéria, os prótons perdem a maior parte de sua energia via colisões inelásticas com elétrons de camadas atômicas externas, principalmente através de ionizações e excitações. Além disso, eles serão desviados de sua trajetória original através de um espalhamento múltiplo a baixo ângulo, pelo núcleo dos átomos do material alvo (espalhamento múltiplo de Coulomb, EMC).

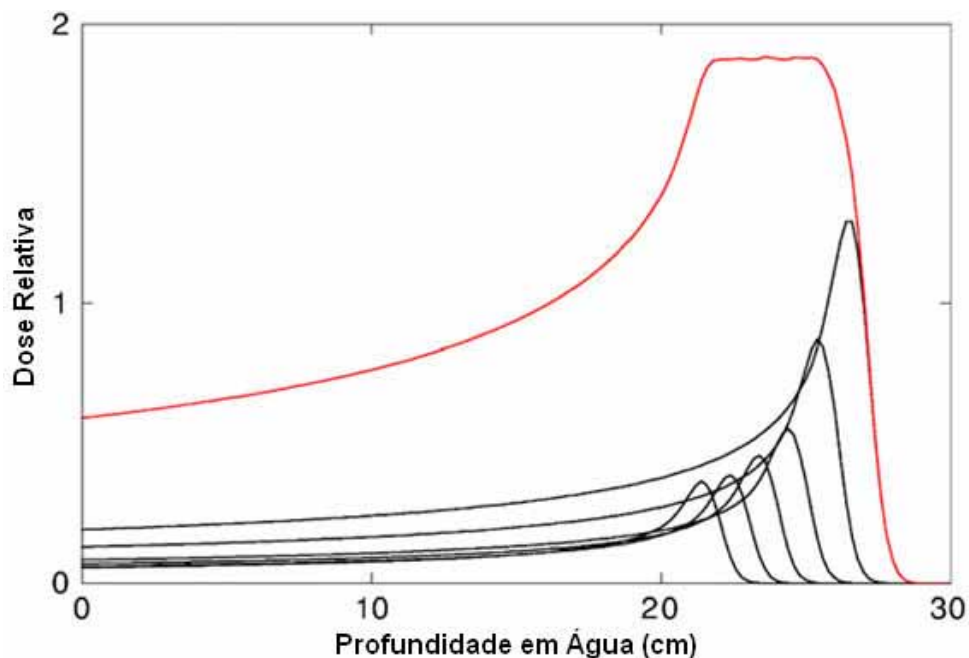
Quando se usam prótons, existe uma probabilidade pequena, (devido à seção de choque) de que os prótons irão interagir com partículas do núcleo dos átomos do material alvo. Isto pode acarretar uma enorme perda de energia e/ou grandes deflexões. A probabilidade de interações nucleares inelásticas de prótons na faixa de energia considerada para pCT torna-se significativa acima de 10MeV. Interações nucleares resultam numa redução da transmissão dos prótons com espessuras maiores em objetos por eles atravessados, resultando numa contribuição indesejada de dose.

Interações nucleares são de grande importância para a protonterapia por três razões. Primeiro, contribuem para o total de dose absorvida. Em segundo lugar, eles podem ter valor alto no LET (Linear Energy Transfer), causando um aumento na eficiência biológica relativa (RBE). Terceiro, eles produzem nêutrons secundários causando uma deposição de dose fora do volume alvo.

A utilização do próton tem duas grandes vantagens, primeiro estas partículas apresentam uma superior dosagem a distribuições profundas, e tem um

desvio lateral muito menor que qualquer outra radioterapia convencional, como fótons ou elétron. É uma característica do próton que a energia depositada no percurso aumenta com a profundidade, e tem um máximo logo antes da partícula parar (chamado *Pico de Bragg*). A curva de Bragg, é definida pela energia dE absorvida por unidade de comprimento dx da trajetória da partícula.

Como o pico de Bragg é de apenas alguns milímetros de largura, o que é inferior as dimensões dos volumes tumorais a ser irradiado, este pico deve ser alargado, através da modulação da energia com a sobreposição de picos e do uso de absorvedores (Figura 06).



**Figura 06** - Sobreposição de picos de Bragg (Smith,2006)

É geralmente aceito que os métodos analíticos comuns de cálculo da dose em protonterapia envolvam aproximações que podem refletir-se nas incertezas da dose absorvida.

Além da dose por interações eletromagnéticas, parte da dose total é devido a prótons secundários, deutério, trítios,  $^3\text{He}$  e partículas  $\alpha$ , liberados nas interações nucleares.



### 3.3.2 Interações Nucleares

Uma aplicação eficiente de códigos fundamentados no método de Monte Carlo para o planejamento de tratamento requer um conhecimento exaustivo de todas as interações nas quais os prótons rápidos poderiam estar envolvidos. A interação nuclear de prótons energéticos é constituída de muitos processos complexos com as partículas que compõem o núcleo.

Cada um destes processos tem que ser profundamente compreendidos a partir das interações elementares (interação próton-núcleon, produção, absorção e reabsorção de píons, excitação e decaimento de ressonâncias  $\Delta$ , etc).

Se considerarmos a composição padrão dos organismos vivos, nela certamente aparecem com maior abundância aqueles elementos que constituem o chamado CHONP (Carbono, Hidrogênio, Oxigênio, Nitrogênio e Fósforo) além de outros como o Cálcio.

É importante salientar que do ponto de vista de tratamento e para irradiar tumores em profundidade, as energias necessárias para o feixe de prótons estão no intervalo entre 70 e 250 MeV.

Na Tabela 02, aparecem representadas as energias limiares dos principais processos nucleares considerando alguns alvos integrantes do CHONP e feixes de prótons. É fácil de notar que, em todos os casos, ao menos do ponto de vista energético, todos estes processos são viáveis.

**Tabela 02** - Limiares de reações nucleares com prótons para núcleos que compõem materiais biológicos

| Reação                          | Q (MeV)        | Limiar (MeV)  | Reação                          | Q (MeV)     | Limiar (MeV) |
|---------------------------------|----------------|---------------|---------------------------------|-------------|--------------|
| $^{16}\text{O}(p, \gamma)$      | 0.6003 3       | 0.0           | $^{12}\text{C}(p, \gamma)$      | 1.9435 3    | 0.0          |
| $^{16}\text{O}(p, n)$           | -16.200 9      | 17.288 9      | $^{12}\text{C}(p, n)$           | -18.1204 10 | 19.7790 11   |
| $^{16}\text{O}(p, 2n)$          | -30.37 14      | 32.55 15      | $^{12}\text{C}(p, 2n)$          | -33.81 18   | 37.22 20     |
| $^{16}\text{O}(p, np)$          | -15.6637 5     | 16.7917 6     | $^{12}\text{C}(p, np)$          | -18.7219 10 | 20.6080 11   |
| $^{16}\text{O}(p, d)$           | -13.4391 5     | 14.4069 6     | $^{12}\text{C}(p, d)$           | -16.4973 10 | 18.1593 11   |
| $^{16}\text{O}(p, t)$           | -20.40428 7    | 21.98603 8    | $^{12}\text{C}(p, t)$           | -23.3594 4  | 25.9726 5    |
| $^{16}\text{O}(p, 2p)$          | -12.127411     | 13.000914     | $^{12}\text{C}(p, 2p)$          | -15.9570 5  | 17.5649 5    |
| $^{16}\text{O}(p, ^3\text{He})$ | -15.2426538 19 | 16.4247723 21 | $^{12}\text{C}(p, ^3\text{He})$ | -19.6930 4  | 21.8970 5    |
| $^{16}\text{O}(p, \alpha)$      | -5.2184 3      | 5.6567 3      | $^{12}\text{C}(p, \alpha)$      | -7.5516 10  | 8.5023 11    |

| Reação                           | Q (MeV)     | Limiar (MeV) | Reação                          | Q (MeV)       | Limiar (MeV) |
|----------------------------------|-------------|--------------|---------------------------------|---------------|--------------|
| $^{40}\text{Ca}(p, \gamma)$      | 1.08507 9   | 0.0          | $^{14}\text{N}(p, \gamma)$      | 7.2970 5      | 0.0          |
| $^{40}\text{Ca}(p, n)$           | -15.102 4   | 15.493 5     | $^{14}\text{N}(p, n)$           | -5.92539 8    | 6.38473 8    |
| $^{40}\text{Ca}(p, 2n)$          | -29.532 24  | 30.315 25    | $^{14}\text{N}(p, 2n)$          | -29.101 10    | 31.542 11    |
| $^{40}\text{Ca}(p, np)$          | -15.6412 18 | 16.0564 19   | $^{14}\text{N}(p, np)$          | -10.5534 3    | 11.4398 3    |
| $^{40}\text{Ca}(p, d)$           | -13.4166 18 | 13.7728 19   | $^{14}\text{N}(p, d)$           | -8.3288 3     | 9.0284 3     |
| $^{40}\text{Ca}(p, t)$           | -20.448 5   | 21.005 5     | $^{14}\text{N}(p, t)$           | -22.1355 10   | 24.1616 11   |
| $^{40}\text{Ca}(p, 2p)$          | -8.32824 9  | 8.54938 10   | $^{14}\text{N}(p, 2p)$          | -7.550560     | 8.184933     |
| $^{40}\text{Ca}(p, ^3\text{He})$ | -13.6867 8  | 14.0598 8    | $^{14}\text{N}(p, ^3\text{He})$ | -4.7788129 19 | 5.2169609 21 |
| $^{40}\text{Ca}(p, \alpha)$      | -5.1828 4   | 5.3280 5     | $^{14}\text{N}(p, \alpha)$      | -2.9231 10    | 3.2175 11    |

| Reação                          | Q (MeV)     | Limiar (MeV) |
|---------------------------------|-------------|--------------|
| $^{30}\text{P}(p, \gamma)$      | 6.1333 16   | 0.0          |
| $^{30}\text{P}(p, n)$           | Sem cálculo | Sem cálculo  |
| $^{30}\text{P}(p, 2n)$          | -25.90 5    | 26.83 6      |
| $^{30}\text{P}(p, np)$          | -11.3200 9  | 11.7278 9    |
| $^{30}\text{P}(p, d)$           | -9.0954 9   | 9.4231 9     |
| $^{30}\text{P}(p, t)$           | -20.700 4   | 21.473 4     |
| $^{30}\text{P}(p, 2p)$          | -5.5945 4   | 5.7961 5     |
| $^{30}\text{P}(p, ^3\text{He})$ | -6.3500 4   | 6.5873 5     |
| $^{30}\text{P}(p, \alpha)$      | -2.9521 5   | 3.0666 5     |

Na elaboração do plano de tratamento por irradiação com prótons, no centro Médico da Universidade de Loma Linda, na atualidade, as interações de tipo nuclear não são consideradas. Para os núcleos do CHONP, não existe uma base de dados experimentais completa de seção de choque, distribuições angulares e multiplicidade de partículas secundárias em todo o intervalo de energias de 0 a 250 MeV.

Em alguns intervalos de energias os dados são obtidos através de cálculos teóricos (os chamados dados compilados) fundamentados em métodos estatísticos. Recentemente foi publicado um reporte da International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) onde se encontram compiladas multiplicidades e espectros de emissão por energia e ângulo para um conjunto de elementos integrantes do CHONP (ICRU, 2000). Este reporte, apesar de ser resultado da combinação de modelos teóricos sofisticados com a informação experimental existente, não consegue reproduzir de forma satisfatória alguns resultados experimentais (Asano et. al., 1988; Seltzer, 1993; Paganetti, 2002).

## 4. Metodologia

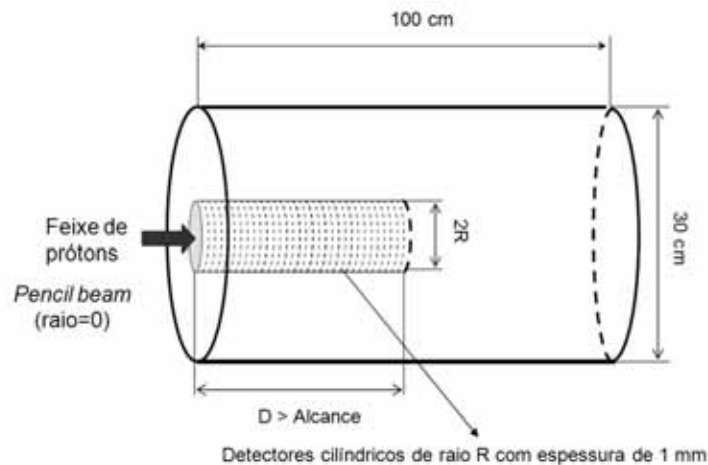
A simulação foi implementada utilizando o código MCNPX para energias dentro de um intervalo de interesse em protonterapia (100 MeV a 200 MeV). O trabalho foi elaborado para um *phantom* composto por osso cortical (densidade 1,85 g/cm<sup>3</sup>) com geometria cilíndrica de raio igual a 15 cm e comprimento de 100 cm. A composição deste material aparece detalhada na Tabela 03.

**Tabela 03** - Composição do osso cortical (ICRP)

| Elemento   | Z  | Fração de Massa |
|------------|----|-----------------|
| Hidrogênio | 1  | 0,05025         |
| Carbono    | 6  | 0,14070         |
| Nitrogênio | 7  | 0,04020         |
| Oxigênio   | 8  | 0,45226         |
| Magnésio   | 12 | 0,00201         |
| Fósforo    | 15 | 0,10050         |
| Enxofre    | 16 | 0,00301         |
| Cálcio     | 20 | 0,21105         |

Além dos elementos já descritos como integrantes do CHONP, este material também possui magnésio, enxofre e cálcio.

Foi utilizada uma forma colimada dos feixes de prótons (*pencil beam*) que eram detectados a medida com que atravessavam o *phantom*. Os detectores possuíam uma forma cilíndrica de 1 mm de espessura e um raio (R) dependente do problema estabelecido. Tais detectores localizavam-se ao centro do cilindro maior (Figura 07) e eram os responsáveis em fazer a contagem dos prótons incidentes, assim como as partículas secundárias geradas por interação nuclear, são elas: partícula alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron (n) e hélio3 ( $^3\text{He}$ ).



**Figura 07** - Geometria utilizada no trabalho

Com todos os parâmetros definidos, criava-se um arquivo de entrada (*Input*) que era interpretado pelo programa MCNPX, gerando um arquivo de saída (*Output*) contendo várias informações relevantes para nosso estudo. Um exemplo do file de entrada utilizado no trabalho aparece no apêndice, onde está especificada a determinação de prótons para uma energia de 100 MeV.

Através dos dados obtidos, foi possível construir gráficos de deposição de dose com e sem interação nuclear, porcentagem de dose secundária depositada em função da profundidade, dispersão radial de nêutrons formados no material e multiplicidade de partículas secundárias.

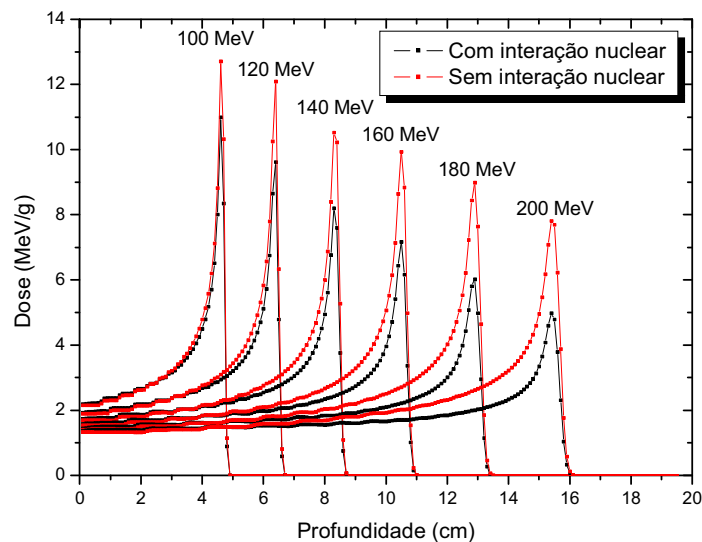
Para cada partícula, foram usadas energias que variavam de 100 a 200 MeV, num passo de 10 MeV e 1cm de raio (R) do detector. Somente no caso do estudo da dispersão de nêutrons, o raio do detector foi alterado.

Foram utilizadas 10 milhões de interações no cálculo a fim de obter erros suficientemente baixos que nos auxiliariam a ter uma análise bem real do problema. O tempo médio de cálculo do programa, para cada estudo, foi de 24 horas.

## 5. Resultados e Discussão

### 5.1 Dose Depositada em Função da Profundidade

A Figura 08 apresenta uma relação de disposição de doses (energia depositada por unidade de massa – MeV/g) com e sem interação nuclear em função da profundidade (cm) do material osso cortical. As doses foram calculadas utilizando energias que variavam entre 100 e 200 MeV, num passo de 20 MeV.

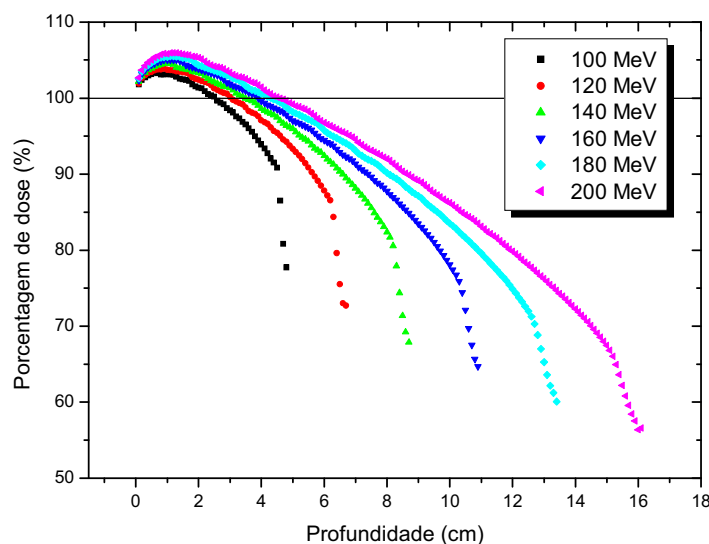


**Figura 08** - Relação de deposição de dose para diferentes energias com e sem interação nuclear

Observa-se que, para uma mesma energia, a profundidade onde é depositada a dose máxima (Pico de Bragg) é independente das interações nucleares. Porém, ao desconsiderar tais interações, a dose total é sobreestimada. Já em profundidades muito baixas, ou seja, perto do ponto de entrada do feixe de prótons, as doses calculadas são subestimadas. Com o aumento da energia do feixe, aumenta a penetração no material. O mesmo não acontece com o valor máximo da dose, que decresce com o aumento de energia.

## 5.2 Porcentagem de Dose Real Depositada

A Figura 09 apresenta a porcentagem de dose (%) depositada por prótons considerando interações nucleares em relação à mesma dose depositada por prótons gerada apenas por interações atômicas (excitação e ionização), desconsiderando as interações nucleares. Este cálculo também foi feito utilizando energias num intervalo entre 100 e 200 MeV, com passo de 20 MeV.



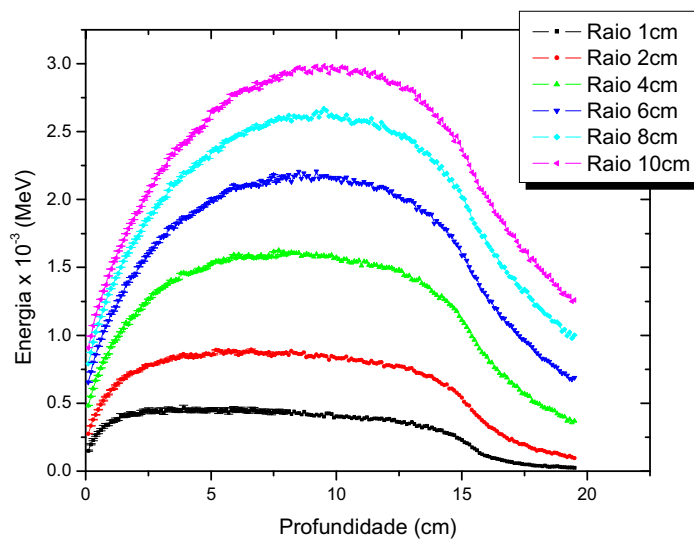
**Figura 09** - Porcentagem de dose depositada por prótons considerando as interações nucleares em relação à dose depositada por prótons sem interações nucleares para diferentes energias

A dose calculada para prótons que interagem somente por excitação e ionização foi assumida como 100%. Dessa forma, levando também em consideração as reações nucleares, para obtermos um cálculo mais próximo possível do real, observa-se que a dose depositada por prótons secundários é grosseiramente sobreestimada na região do Pico de Bragg e subestimada perto do ponto de entrada do feixe, como já foi visto na Figura 08.

Podemos afirmar que a contribuição dos prótons secundários a dose tem maior importância perto do ponto de entrada do feixe, diminuindo gradativamente até a região perto do Pico de Bragg, onde ocorre uma brusca diminuição. Este efeito se torna mais visível a medida com que a energia do feixe é aumentada. Por exemplo, o valor da contribuição dos prótons secundários na região do Pico de Bragg para 100 MeV é ao redor de 75%, enquanto para 200 MeV é aproximadamente 55%.

### 5.3 Dispersão de Nêutrons no Material

A Figura 10 apresenta a deposição de energia de nêutrons gerados por interação nuclear do próton para diferentes raios do detector (1, 2, 4, 6, 8, 10 cm). O cálculo foi feito utilizando um feixe de prótons de 200 MeV incidindo no material osso cortical.



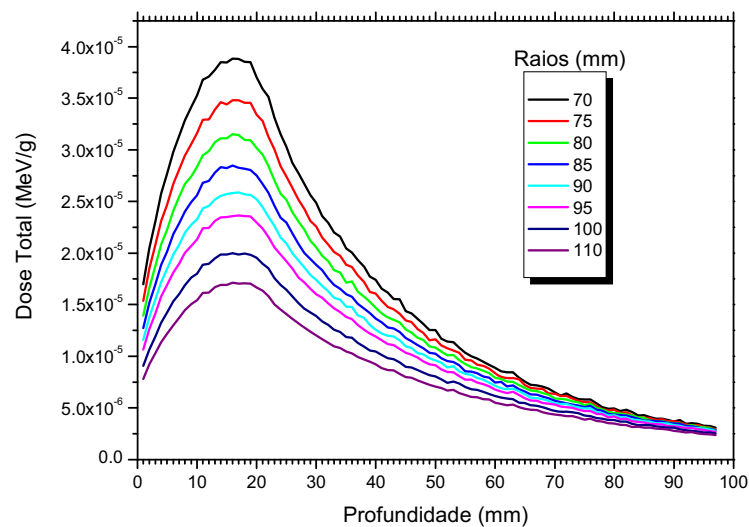
**Figura 10** - Energia depositada por nêutrons gerados devido à interação nuclear do próton incidente com energia de 200 MeV em osso cortical

Observa-se que, com o aumento do raio do detector, mais nêutrons são detectados e que o valor de máxima energia tende a ser cada vez mais profundo. Há uma gradativa aproximação das curvas, demonstrando uma tendência a saturação. Tal fato é devido aos nêutrons não possuírem carga, tendo assim uma maior



dispersão no material. É também importante ressaltar que grande parte da energia dos nêutrons não é depositada localmente.

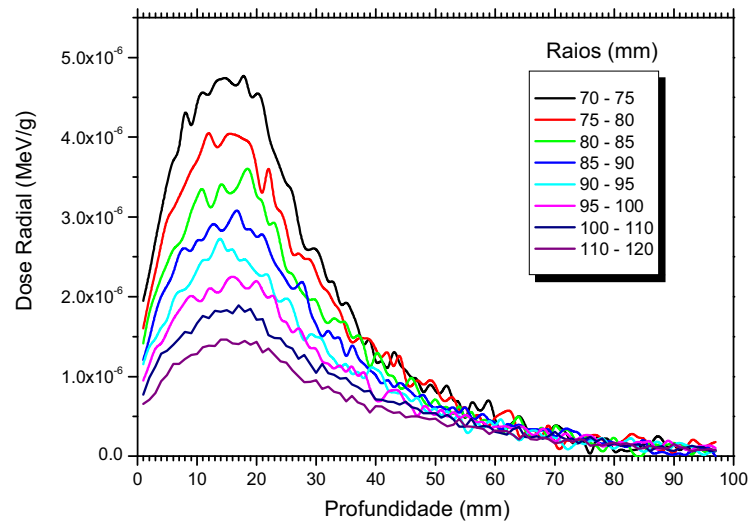
A Figura 11 apresenta a deposição da dose total de nêutrons gerados por interação nuclear do próton para raios que variavam entre 7 e 11 cm. O cálculo foi feito utilizando um feixe de prótons de 100 MeV.



**Figura 11** – Dose total depositada por nêutrons gerados devido à interação nuclear do próton incidente com energia de 100 MeV em osso cortical

A fim de obtermos gráficos referentes à dose total (MeV/g) depositada pelos nêutrons, basta dividir os gráficos de energia (MeV) pela massa (g) das células detectoras. Observa-se que, com o aumento do raio do detector, a dose total depositada pelos nêutrons diminui. Tal fato é devido à energia (MeV) aumentar em uma proporção menor comparada ao aumento da massa (g) das células detectoras.

A Figura 12 apresenta a deposição da dose radial de nêutrons utilizando um feixe de prótons de 100 MeV. O cálculo foi feito considerando a dose depositada em regiões entre dois diferentes raios.

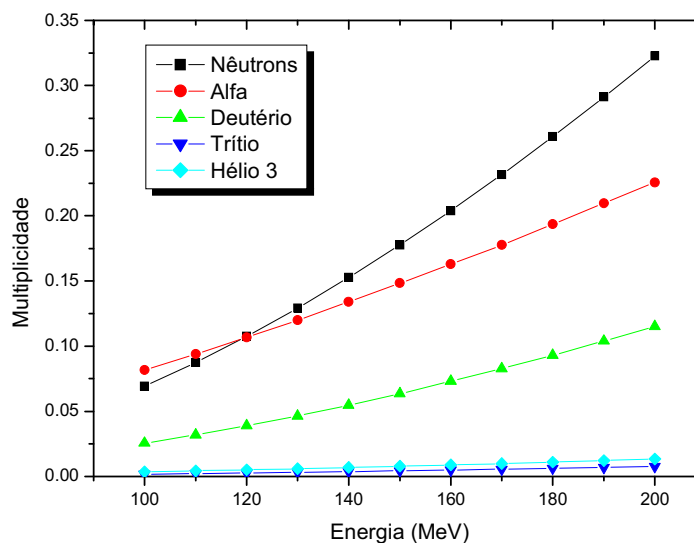


**Figura 12** – Dose radial depositada por nêutrons gerados devido à interação nuclear do próton incidente com energia de 100 MeV em osso cortical

Já que os nêutrons depositam grande parte de sua energia em pontos distantes do local onde foram formados, foi importante fazer um novo gráfico a fim de obtermos um valor de dose depositada mais exato. Dessa forma, foi feito um gráfico de dose radial que nos revela a dose depositada nas regiões (coroas circulares) entre dois valores de raios distintos. Quanto menor a diferença entre estes raios mais precisa será a dose depositada pelos nêutrons naquela região.

#### 5.4 Multiplicidade de Partículas Secundárias

A Figura 13 apresenta a multiplicidade das partículas alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio3 ( $^3\text{He}$ ) geradas por interação nuclear para diferentes valores de energias.

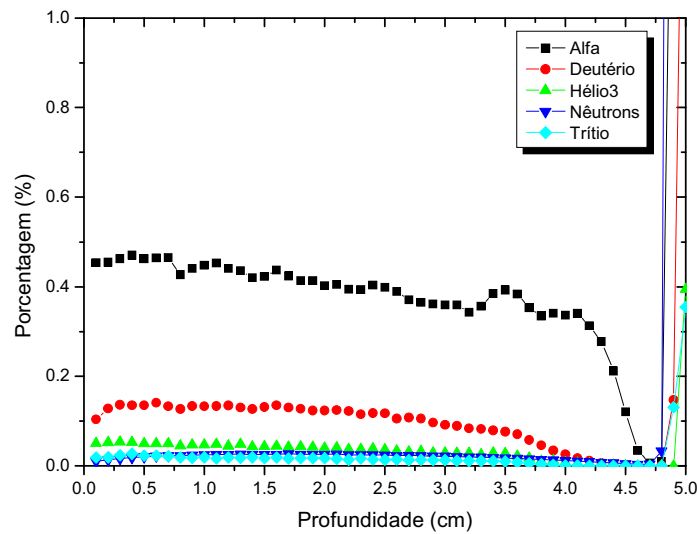


**Figura 13** - Multiplicidade das partículas secundárias para diferentes energias

Observa-se que, a contribuição dos processos nucleares se torna cada vez mais importante com o aumento da energia do feixe. Para baixas energias, a contribuição da partícula alfa ( $\alpha$ ) é ligeiramente maior do que a dos nêutrons ( $n$ ). Tal fato é invertido a partir de 120 MeV, aonde os nêutrons vão se tornando, gradativamente com o aumento da energia, a partícula secundária de maior contribuição. Partículas como trítio ( $^3\text{H}$ ) e hélio3 ( $^3\text{He}$ ) não têm uma grande contribuição, porém não podemos afirmar que não possuam relevância nos cálculos.

### 5.5 Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias

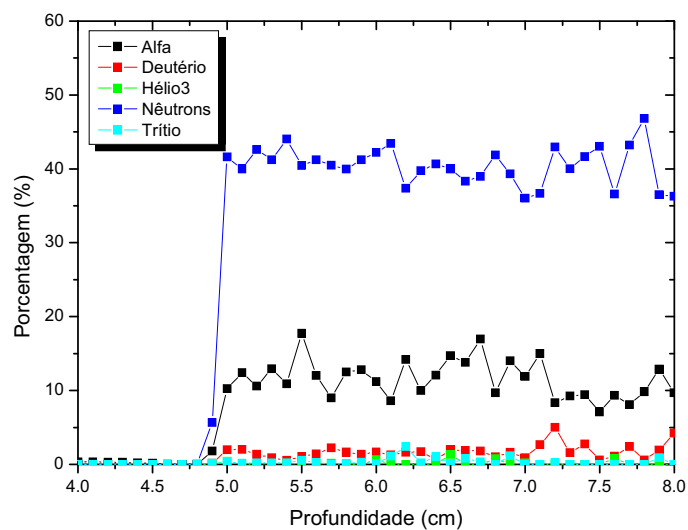
A Figura 14 apresenta a contribuição das partículas secundárias na dose utilizando um feixe de prótons de 100 MeV. São comparadas as frações de dose total pela dose depositada por cada partícula até 5 cm. Esta é a profundidade máxima do alcance de prótons (Pico de Bragg) em osso cortical para 100 MeV.



**Figura 14** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias em relação à dose total até o alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV

Observa-se que, a contribuição das partículas secundárias antes do Pico de Bragg é bem baixa. Destaca-se a partícula alfa ( $\alpha$ ) que é a partícula secundária que mais contribui: no máximo 0,5% da dose total.

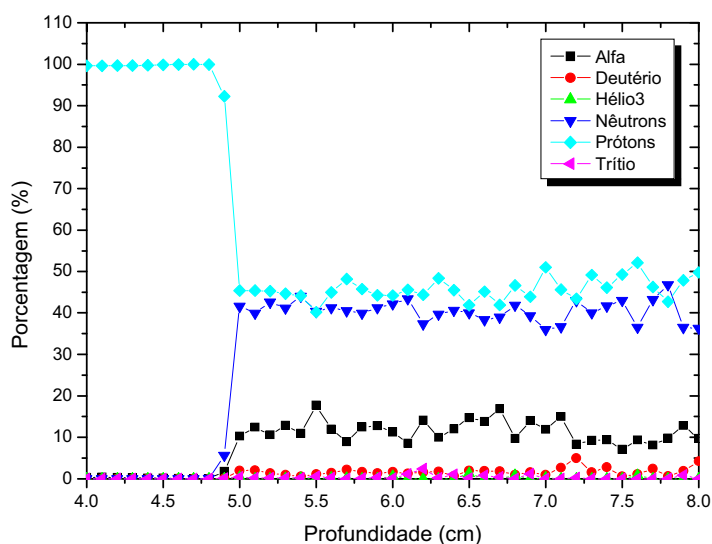
A Figura 15 apresenta a contribuição das partículas secundárias na dose utilizando um feixe de prótons de 100 MeV. São comparadas as frações de dose total pela dose depositada por cada partícula além de 4 cm.



**Figura 15** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias em relação à dose total além do alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV

Observa-se que, a contribuição das partículas secundárias após o Pico de Bragg é bem relevante. Os nêutrons são agora as partículas secundárias que mais contribuem para a dose relativa total depositada.

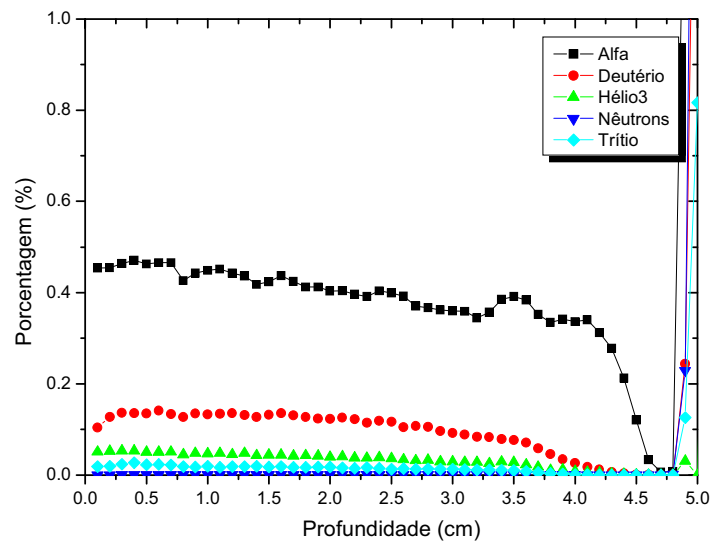
A Figura 16 apresenta a contribuição das partículas secundárias (incluindo prótons) na dose utilizando um feixe de prótons de 100 MeV. São comparadas as frações de dose total pela dose depositada por cada partícula além de 4 cm.



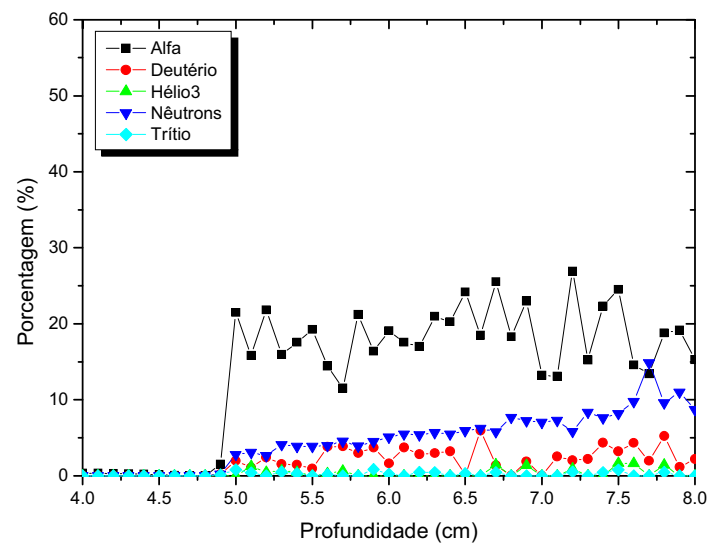
**Figura 16** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias (incluindo prótons) em relação à dose total além do alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV

Observa-se que, antes da região do Pico de Bragg a contribuição dos prótons na dose total chega bem perto dos 100%. Após esta profundidade a contribuição deles se reduz ao redor de 50% da dose total depositada. Os nêutrons também merecem destaque, pois sua contribuição está em torno de 40% após o Pico de Bragg.

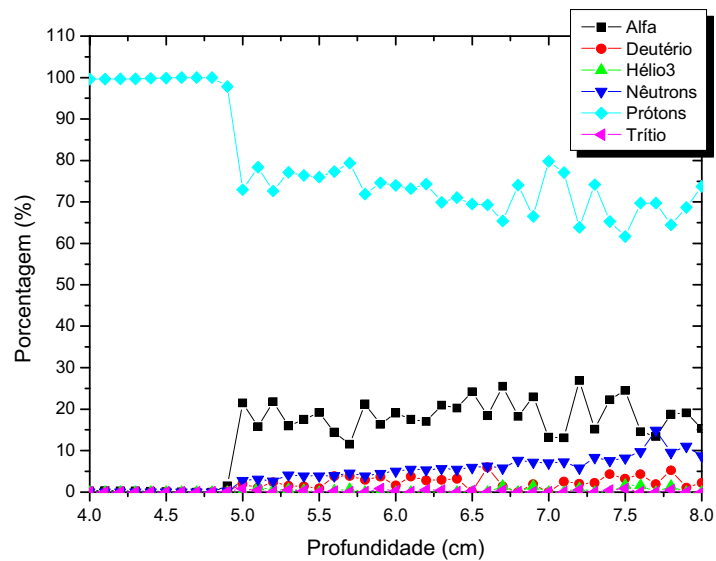
As Figuras 17, 18 e 19 também apresentam a contribuição das partículas secundárias na dose relativa utilizando um feixe de prótons de 100 MeV, assim como as Figuras 14, 15 e 16. Porém a energia de corte utilizada nos próximos três gráficos foi modificada de 0,1 MeV para 0,01 MeV.



**Figura 17** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias em relação à dose total até o alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV



**Figura 18** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias em relação à dose total além do alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV



**Figura 19** - Porcentagem de dose relativa das partículas secundárias (incluindo prótons) em relação à dose total além do alcance do feixe de prótons (5 cm) no material para 100 MeV

Observa-se que com a modificação da energia de corte, a contribuição dos nêutrons na dose relativa total depositada cai drasticamente. Tal fato é devido à dose das outras partículas secundárias aumentarem enquanto a dose relativa de nêutrons permanece inalterada. Com a diminuição da energia de corte, maior será o número de partículas secundárias detectadas. Porém o número de nêutrons detectados permanece o mesmo, devido este não depositar sua energia localmente. Assim, ao observar um gráfico de porcentagem de dose das partículas secundárias, a contribuição a dose total de nêutrons diminui, pois está sendo dividida por um número total de partículas maior. Após a profundidade do Pico de Bragg, os prótons que contribuíam perto dos 100% na dose relativa total passam a contribuir em torno de 75%. Este aumento da contribuição à dose, de 50% (Figura 16) para 75%, é justamente devido à alteração da energia de corte.

## 6. Conclusões

No trabalho, foram analisados os diversos comportamentos de partículas e prótons secundários utilizando o código MCNPX, programa baseado no Método de Monte Carlo. Para isso, foi utilizado feixes de prótons com formato *pencil beam*, com energias variando entre 100 e 200 MeV e incidindo em um *phantom* cilíndrico composto por Osso Cortical (ICRP).

A deposição de dose no material é independente dos processos nucleares. Porém ao não considerarmos os processos nucleares, a dose é subestimada perto do ponto de incidência do feixe de prótons e sobreestimada grosseiramente na região do Pico de Bragg. A contribuição dos prótons secundários é maior perto do ponto de incidência do feixe, diminuindo gradativamente até o Pico de Bragg, onde há um grande decréscimo.

O raio da célula detectora e a energia dos nêutrons depositados estão diretamente relacionados. Quanto maior o raio da célula detectora, maior será a quantidade de nêutrons detectados. Os nêutrons não possuem carga e por isso depositam grande parte de sua energia em pontos distantes do local onde foram formados.

A partícula alfa ( $\alpha$ ) para baixas energias (100 até 120 MeV) é a partícula secundária que possui a maior contribuição a dose. Porém, a partir de 120 MeV, os nêutrons passam a ser os que mais contribuem. Com o aumento da energia do feixe, a porcentagem das partículas secundárias também aumenta. Isto acontece devido à maior desestabilização do núcleo alvo, o que faz com que ele libere mais partículas no meio. Outras partículas secundárias, como deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), e hélio3 ( $^3\text{He}$ ) também foram estudadas, porém estas duas últimas não tiveram uma grande contribuição à dose total.

A contribuição à dose relativa total das partículas secundárias (desconsiderando prótons) antes do Pico de Bragg é bem baixa com destaque para a partícula alfa ( $\alpha$ ) que é a partícula secundária que mais contribui. Após o Pico de Bragg, a contribuição dessas partículas é bem relevante, destacando-se agora os nêutrons.



Antes da região do Pico de Bragg a contribuição dos prótons na dose relativa total chega bem perto dos 100%. Após esta profundidade a contribuição deles se reduz ao redor de 50% da dose total depositada.

Com a modificação da energia de corte (de 0,1 para 0,01 MeV), a contribuição dos nêutrons na dose relativa total depositada cai drasticamente, pois a dose das outras partículas secundárias aumentam enquanto a dose relativa de nêutrons permanece inalterada. Maior será o número de partículas secundárias detectadas com a diminuição da energia de corte. Já o número de nêutrons detectados permanece o mesmo, devido este não depositar sua energia localmente. A contribuição a dose total de nêutrons, dessa forma, diminui, pois está sendo dividida por um número total de partículas maior.

Através de todos os dados obtidos, é notório perceber a importância da contribuição dos processos nucleares no cálculo da dose de partículas secundárias geradas por um feixe de prótons. Dessa forma, é possível obter uma melhora significativa nos cálculos das doses utilizadas em planejamentos de protonterapia.

## 7. Perspectivas de Estudos Futuros

A fim de obter um maior desenvolvimento de novas maneiras de planejamento e confecção de *phantoms* em protonterapia, é importante realizar a construção de simuladores antropomórficos, a partir de imagens tomográficas e ressonância magnética, utilizando programas que façam a conversão dessas imagens para um arquivo de entrada (*Input*) para o MCNPX, para que este possa simular o transporte da radiação em todo o corpo humano de forma realística. Tal alternativa é bastante promissora, pois:

(a) Proporciona maior facilidade para a execução do processo de segmentação dos diferentes órgãos e tecidos que se resume à tarefa de colorir as imagens.

(b) Permite o armazenamento e manipulação das informações necessárias e forma mais eficiente, aumentando o desempenho na simulação do transporte de radiação.

(c) Pode modelar geometrias complexas desde que a estrutura a ser desenhada seja menor que a aresta do voxel (3,6 mm).

## 8. Referências Bibliográficas

BELGYA, T.; BERSILLON, O.; CAPOTE, R.; FUKAHORI, T.; ZHIGANG, G.; GORIELY, S.; HERMAN, M.; IGNATYUK, A. V.; KAILAS, S.; KONING, A.; OBLOZINSKY, P.; PLUJKO, V.; YONG, P. *Handbook for Calculations of Nuclear Reaction Data, RIPL-2*. Viena: IAEA, 2006. IAEA-TECDOC-1506. Disponível em: <<http://www-nds.iaea.org/RIPL-2/>>. Acesso em: 27 ago. 2008.

ICRP. *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: The Skeleton*. ICRP Publication 70. Oxford: International Commission on Radiological Protection, 1995.

KLOCK, M. C.L. *Desenvolvimento de um Detector de Energia para Tomografia Computadorizada com Feixe de Prótons de Alta Energia*. Dissertação (Doutorado), Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2006.

LOS ALAMOS NATIONAL LABORATORY. *X-5 Monte Carlo Team, MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code*. Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987. v.5, Califórnia, 2003.

NAKAYAMA, A. Y.; OLIVEIRA, B. B.; TIEZZI, H. O.; ARTIMONTE, H. J.; HORMAZA, J. M. *Estudo Teórico da Contribuição a Dose de Nêutrons Secundários Gerados por Prótons de Energias entre 100-200 MeV em Materiais de Interesse Radiológico*. Apresentado no XXXI Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada na forma de pôster.

PAGANETTI, H. *Nuclear Interactions in Proton Therapy: Dose and Relative Biological Effect Distributions Originating from Primary and Secondary Particles*. *Physics in Medicine Biology*. v. 47, p. 747, 2002.

PASSOS, J.R. *Cálculos dos Coeficientes de Conversão para Dose Efetiva em Termos do Kerma no Ar para Fótons Utilizando Simulador Antropomórfico de Voxels e o Código MCNPX*. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

PATYAL, B. *Dosimetry Aspects of Proton Therapy*. Technology in Cancer Research and Treatment. v.6, n.4, 2007.

PETTI, P. L. *Evaluation of a Pencil-Beam Dose Calculation Technique for Charged Particle Radiotherapy*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., v. 35, p. 1049, 1996.

ROCHA, R. L. *Determinação da Energia Inicial em Tomografia Computadorizada com Feixe de Prótons*. Dissertação (Mestrado), Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2007.

SCHULTE, R.W. *Próton Computed Tomography for Clinical Applications: A Research Proposal to Loma Linda University Medical School Research Committee*. Loma Linda, 2002.

SELTZER, S. M., *An Assessment of the Role of Charged Secondaries from Nonelastic Nuclear Interactions by Therapy Proton Beams in Water*. Gaithersburg: NIST Report 5221, 1, 1993.

SETTI, J. A. P. *Tomografia Computadorizada com Feixe de Prótons de Baixa Energia*. Dissertação (Doutorado), Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2006.

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

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R.; PRINZIO, A. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*. 5. rev. Rio de Janeiro: CNEN, 2003.

TELES, P.R. *Abordagem Semiclássica da Perda de Energia, Efeitos de Fragmentação Nuclear e Taxa de Reação*. 2006. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

WATERS, L.S. *MCNPX User's Manual*. v.2.5.0, Califórnia: Los Alamos National Laboratory, 2005.

## Apêndice

### File de entrada

Exemplo de um file de entrada usado no trabalho:

c Ep=100MeV usa Bertini/ISABEL No NE\_Nuclear Reactions

```

1  0      (-5:4:2) -1      $ Esfera rodeando o cilindro.
2  0      1              $ Espaço exterior.
3  1 -1.85 (101:495)-2 3 -4  $ Entre o cil. grande e cil. detector
300 1 -1.85 3  -300 -101
301 1 -1.85 300 -301 -101    $ Cilindro de osso cortical 30 cm diâmetro
302 1 -1.85 301 -302 -101    $ com detectores cilíndricos 2 cm de
.                             $ diâmetro em 195 células (301-495).
.
.
493 1 -1.85 492 -493 -101
494 1 -1.85 493 -494 -101
495 1 -1.85 494 -495 -101
5  0      5  -3  -2      $ Célula para FLAGGEAR prótons primários

1  sz  50.0 200.0      $ Esfera rodeando o cilindro
2  cz  15.0          $ Cilindro grande de osso cortical de diâmetro 30 cm
3  pz  0.0          $ Plano esquerdo do cilindro
4  pz 100.0          $ Plano direito do cilindro de 100 cm de largura
5  pz -0.1          $ Plano donde vai pa fuente para el FLAGG
101 cz  1.0          $ Cilindro de 2 cm de diâmetro com detectores
300 pz  0.0001
301 pz  0.1
302 pz  0.2
.
.
.
493 pz 19.3
494 pz 19.4
495 pz 19.5

```

c Material osso cortical

m1 001001 -0.050251256

006012 -0.140703518

007014 -0.040201005

008016 -0.452261307

012024 -0.002010050

015031 -0.100502513

016032 -0.003015075

020040 -0.211055276

mode h n d t s a p \$ prot,neut,deut,trit,3He,alfas,fotons

imp:h,n,d,t,s,a,p 0 0 1 1 1 194R 1

phys:n 100. 3j 20. \$ Emax=100,3j, Etabl=0 MeV

phys:h 100. j 0. \$ Emax=100, j, Etabl=0 MeV

phys:d 100. 3j 0. \$ Emax=100,3j, Etabl=0 MeV

phys:t 100. 3j 0. \$ Emax=100,3j, Etabl=0 MeV

phys:s 100. 3j 0. \$ Emax=100,3j, Etabl=0 MeV

phys:a 100. 3j 0. \$ Emax=100,3j, Etabl=0 MeV

lca j j j j j j j j \$ No PE modelo e turnoff nonelastic

cut:h j 0.1 \$ Cutoff de prótons para 100 keV

cut:a j 0.1 \$ Cutoff de alfas para 100 keV

cut:d j 0.1 \$ Cutoff de deut para 100 keV

cut:t j 0.1 \$ Cutoff de trítio para 100 keV

cut:s j 0.1 \$ Cutoff de hélio3 para 100 keV

nps 10000000

c prdmp j -30 j 1

c

c --Source definition--

c Feixe de prótons 100 MeV, 10 cm diâmetro.A variável rad segue uma lei de força

c  $p(x)=cx^a$  com  $a=1$  para garantir amostragem uniforme no plano circular.

c

SDEF sur=3 erg=100 dir=1 vec=0 0 1 pos=0 0 0 par=h

F4:h 300 301 305 306 307 308 309 310 311 312 314 316 318 320 322 324 326 328

e4 0 199i 100

F14:h 301 193i 495

F6:h 301 193i 495