



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

**Arthur Yutaka Nakayama**

**Estudo teórico da contribuição a dose de partículas secundárias geradas por prótons de energias entre 100-200 MeV num *phantom* de músculo estriado**

**Botucatu**

**2008**

# **Arthur Yutaka Nakayama**

**Estudo teórico da contribuição a dose de partículas secundárias geradas por prótons de energias entre 100-200 MeV num *phantom* de músculo estriado**

**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

Nakayama, Arthur Yutaka.

Estudo teórico da contribuição a dose de partículas secundárias geradas por prótons de energias entre 100-200 MeV num phantom de músculo estriado / Arthur Yutaka Nakayama. - Botucatu [s.n], 2008.

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

Orientadora: Joel Mesa Hormaza

1. Energia nuclear 2. Física médica 3. Músculos - Tumores – Tratamento

Palavras-chave: Método de Monte Carlo; Partículas secundárias; Prótonterapia; Prótons; Simulações

**A Deus e aos meus pais  
Hugo e Elvira**

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus, por tudo em minha vida.

Aos meus pais por me ensinarem da melhor maneira os caminhos a serem trilhados, por encararem todas as batalhas e momentos difíceis com muita garra, como verdadeiros heróis. Por me ensinarem o valor do caráter e das virtudes.

Aos meus irmãos Seiki, Mariana e Felipe por me aturarem, e me ajudarem sempre que precisei.

Aos meus avós Fumio, Yurico, Tetsuya e Akiko por toda a grande ajuda e alegria que deram a mim e a minha família.

A toda minha família que sempre compartilharam bons momentos comigo.

A minha namorada Amanda, que também atura as minhas maluquices e por todo amor, atenção, compreensão e muito carinho.

Ao Marco e a Carla por sempre me tratarem tão bem, com muita atenção e carinho.

Aos grandes amigos e irmãos da república “Radiotrepária”, Alexandre (7-Vidas), Bruno (Kremogema), Dany Bruno (Rogéria), Eduardo (Rasgado), Iberê (Etonabosta), João (Tokinha), Pércles (Testa), Rafael (Xeroso). Pela grande amizade, consideração, companheirismo, união, festas, farras, conversas e momentos inesquecíveis.

Ao grande amigo e irmão Henrique (Kelvin) por toda consideração e por tudo que fez por mim.

Aos amigos e companheiros da II turma da Física Médica, Ernesto (Montito), Henrique (Xupisco), Mariana (Losinha), Murillo (Miracú) por todos os momentos bons e ruins que passamos, horas de estudos, conversas, e a todos os amigos, que me ajudaram de alguma forma nesse tempo.

A todos os amigos de Botucatu e de São Paulo que me proporcionaram grandes e inesquecíveis momentos da minha vida.

Aos companheiros de laboratório (LBBC), Letícia (Skalar), Luiz Augusto (Chokito) por toda ajuda e boas conversas.

Ao professor Joel Mesa pela confiança, paciência, amizade, risadas e todo o conhecimento passado para que esse trabalho pudesse ser realizado.

## Resumo

Nos planos de tratamento em Protonterapia convencional somente são considerados processos elásticos de interação com elétrons e/ou núcleos, do tipo ionização e excitação Coulombiana. Como as energias necessárias para atingir tumores em profundidade podem ser da ordem de algumas centenas de MeV, certamente canais de processos nucleares inelásticos estão abertos. Somente alguns estudos prévios da contribuição destes processos na dose total já foram realizados para alvos compostos por água.

No presente trabalho serão apresentados os resultados da simulação dos processos de interação de feixes de prótons no intervalo de energia de 100-200 MeV com um *phantom* cilíndrico composto pelo material músculo estriado (ICRU), enfatizando na contribuição a dose total devido à deposição de energia pelas partículas secundárias (alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio3 ( $^3\text{He}$ )), estes últimos originados nos processos nucleares inelásticos.

As simulações foram efetuadas empregando o método de Monte Carlo, através do código computacional MCNPX v2.50 (Monte Carlo N-Particle eXtended).

Os resultados serão demonstrados através dos gráficos da deposição de dose com ou sem interação nuclear, porcentagem de dose depositada por partículas secundárias, dispersão de nêutrons radialmente no material, multiplicidade de partículas secundárias.

**Palavras-chave:** Método de Monte Carlo; Partículas secundárias; Prótons; Protonterapia; Simulações.

## Abstract

In the treatment plans in conventional Proton therapy are considered only the elastic interactions of protons with electrons and/or nuclei, it means, mainly ionization and coulomb excitation processes. As the energy needed to reach the deep tumors should be of several hundred of MeVs, certainly the nuclear inelastic channels are open. Only some previous studies of the contribution of these processes in the full dose have been made towards targets composed of water.

In this study will be presented the results of the simulation of the processes of interaction of beams of protons in the range of 100-200 MeV of energy with a cylindrical phantom composed by striated muscle (ICRU), emphasizing in the contribution to total dose due to the deposition of energy by secondary particles alpha ( $\alpha$ ), deuterium ( $^2\text{H}$ ), tritium ( $^3\text{H}$ ), neutron (n) and hélio3 ( $^3\text{He}$ ), originated by nuclear inelastic processes. The simulations were performed by using the method of Monte Carlo, via the computer code MCNPX v2.50 (**M**onte **C**arlo **N**-Particle **eX**tended).

The results will be shown demonstrated through the graphics of the deposited dose with or without nuclear interaction, the percentual of dose deposited by secondary particles, the radial dispersion of neutrons, as well as the multiplicity of secondary particles.

**Key-words:** Monte Carlo methods; proton therapy; protons; secondary particles; simulations.

# Sumário

1 – Introdução.....	7
1.1 – Motivação.....	7
1.2 – Histórico.....	8
1.3 – Protonterapia.....	10
2 – Objetivos.....	13
2.1 – Objetivos gerais.....	13
2.1 – Objetivos específicos.....	13
3 – Fundamentação Teórica.....	14
3.1 – Código de transporte de radiações, baseado no método de Monte Carlo. O código MCNPX.....	14
3.2 – Princípios Físicos.....	18
4 – Metodologia.....	23
5 – Resultados e Discussão.....	25
5.1 – Deposição de dose em profundidade.....	25
5.2 – Porcentagem de Dose Real Depositada.....	26
5.3 – Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias.....	27
5.4 – Deposição de dose radial.....	28
5.5 – Multiplicidade.....	29
6 – Conclusão.....	30
7 – Referências Bibliográficas.....	31
Apêndice.....	33



# 1.Introdução

## 1.1 Motivação

As técnicas padrões e mais comuns utilizadas no tratamento contra o câncer, como exemplo a radioterapia, são tratamentos considerados tão traumáticos ao corpo quanto às doenças que eles combatem, devido aos seus efeitos colaterais graves.

Desta forma nos perguntamos se haveria uma maneira mais eficaz de combater o câncer com mínimos efeitos colaterais possíveis.

Uma alternativa seria a terapia por radiação de prótons, que vem sendo utilizado em muitos países como Estados Unidos, Canadá, Japão, Alemanha, Rússia, África do Sul, Suíça e França, e que vem crescendo por todo o mundo. Na América Latina, o Brasil é o país que possui as expectativas mais apropriadas para sediar o tratamento num futuro próximo, devido a sua grande população e nível de desenvolvimento.

Na terapia por feixe de prótons é utilizado um acelerador desenhado para esse propósito, onde o paciente é deitado em uma maca, e irradiado pelo feixe de prótons que são acelerados até atingirem energias muito altas. Estes são focalizados precisamente no câncer e ficarão ligados de 60 segundos a dois minutos. A terapia é indolor e depois de suas seções o paciente já pode dar continuidade as suas atividades rotineiras.

A diferença neste tipo de tratamento e suas vantagens em relação a tratamentos convencionais de modalidades semelhantes são que:

- Os prótons podem ser irradiados no paciente na região volumétrica (cancerígena) necessária com grande precisão, devido as suas características de absorção de dose física favorável em tecidos.

- Devido a sua precisão, ocorrem poucos danos nos tecidos saudáveis ao redor do tumor em tratamento, resultado deste é o mínimo de efeitos colaterais no paciente.

- Como existe a redução do dano nos tecidos próximos ao tumor irradiado, as doses de radiação podem ser intensificadas, causando o aumento da taxa de controle tumoral e a redução dos números de seções.

- Suas características radiobiológicas são similares aos fótons de raios-X, que são medicamente bem conhecidas.

A desvantagem no tratamento com Protonterapia:

- Ele 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.

-A longo prazo, não se sabe realmente os seus possíveis efeitos colaterais. Para tal questão, ainda se deve fazer estudos aprofundados sobre a utilização desse tratamento nos tecidos humanos.

## 1.2 Histórico

O precursor da Protonterapia foi Robert Wilson, que em 1946 propôs a utilização dos prótons para fins terapêuticos. Sugeriu que os prótons poderiam ser de grande vantagem para tratamentos de câncer, devido a sua distribuição de dose, que é representado graficamente pelo pico de Bragg (Smith, 2006). Wilson também protagonizou conceitos inovadores nos estudos de feixes da Protonterapia e seu artigo é contemporâneo ao desenvolvimento do ciclotron por Ernest Lawrence na Universidade da Califórnia no “Lawrence Berkeley Laboratory” (LBL) em 1930, que em seu trabalho ganhou o Prêmio Nobel em 1939.

Em tratamento de pacientes humanos, a primeira utilização de feixes de próton foi realizada por C. A. Tobias, J. H. Lawrence, no ciclotron do LBL, em meados da década de 1950. Eles irradiaram a cabeça do paciente com os feixes de prótons, que passaram inteiramente através do cérebro até chegar na hipófise, com o objetivo de tratá-la. Eles também utilizaram técnicas do pico de Bragg que fizeram que o pico de Bragg parasse no alvo na hipófise (Tobias, et al 1958). O grupo do LBL começou a utilizar o ciclotron para acelerar íons de Hélio para terapia de câncer em 1957 e tratou pacientes nesse acelerador até 1992.

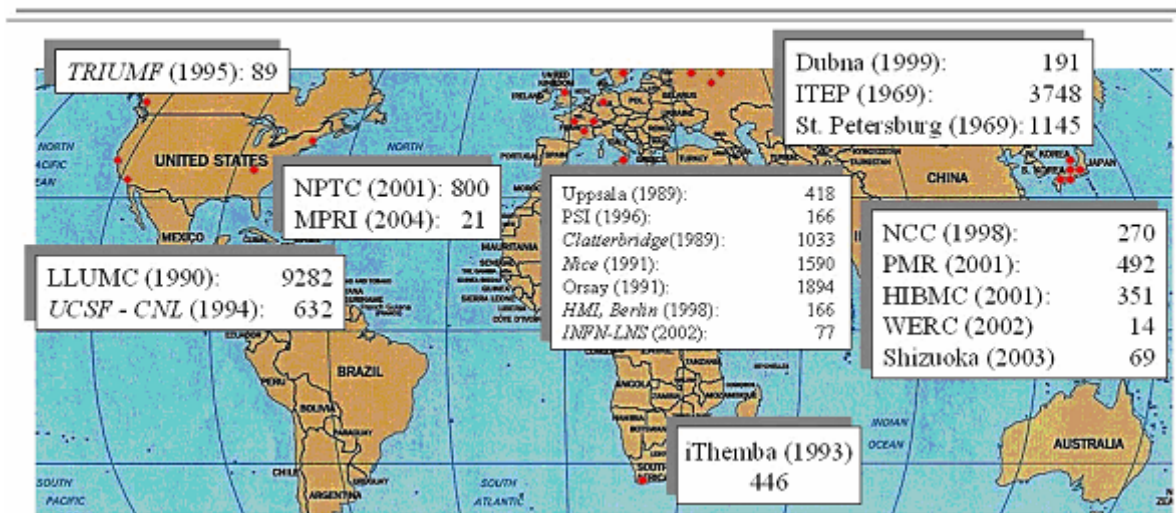
Os primeiros países a utilizarem os prótons em aplicações clínicas foram os Estados Unidos, Suécia e antiga União Soviética, em 1954. Porém, o primeiro hospital especializado em tratamento por terapia com prótons foi no Centro de Tratamento por Próton do Centro Médico da Universidade de Loma Linda (LLUMC), nos Estados Unidos, construído em 1990 (SCHULTE, 2002).



**Figura 1** - Aparelho de Protonterapia utilizado na Universidade de Loma Linda, o primeiro Centro de tratamento especializado na terapia com prótons

Em 2004, havia um número superior a 25 instalações operacionais a nível mundial que realizavam o tratamento da Protonterapia. Estima-se que, até o final da década, esse número poderá crescer para mais de 30 instalações operantes em todo o mundo. Cerca de 50 mil pacientes já foram tratados por meio do emprego dessa modalidade. Na tabela 1 e na figura 2 estão representados os principais centros de Protonterapia existentes pelo mundo e o número de pacientes que já foram tratados em cada estabelecimento:

### Tratamento com Prótons no Mundo



**Figura 2** - Centros de tratamento com prótons atualmente em operação: data de início e número de pacientes tratados até hoje.

**Tabela 1** - Centros de protonterapia existentes no mundo, datado de 2004 (Moreno et al., 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	Japão	1979	145
PMRC (2) Tsukuba	Japão	2001	237
NCC Kashiwa	Japão	1998	200
HIBMC 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
		TOTAL	35072

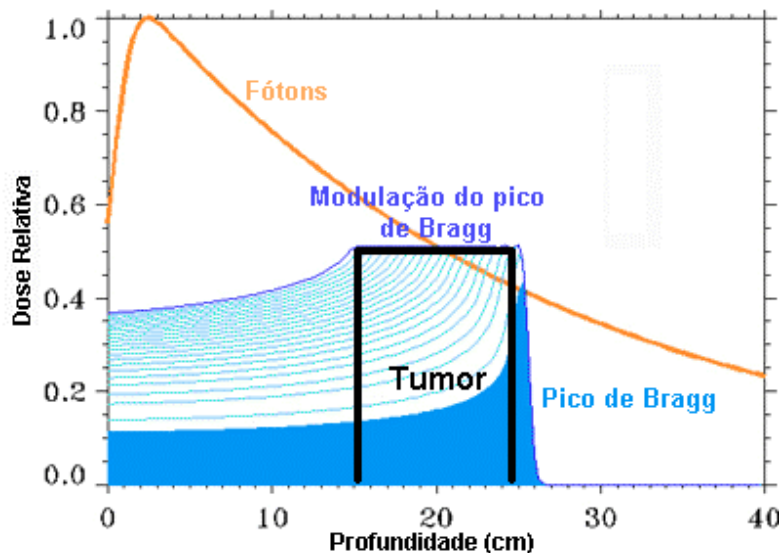
### 1.3 Protonterapia

A Protonterapia é um tratamento alternativo para o combate do câncer, a sua técnica constitui na destruição do tumor através da radiação por feixes de prótons. Sua técnica é similar a da radioterapia convencional, porém nesta é implementado feixes de raios-X. Entre esses dois tipos de tratamentos é possível notar grandes diferenças nos seus resultados mesmo estas sendo similares.

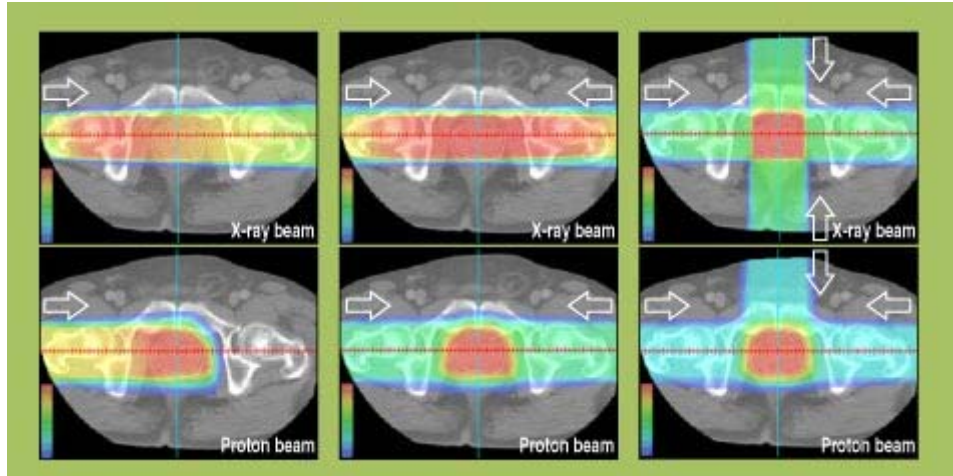
Observa-se na radioterapia por feixes de raios-X, que em função do mecanismo da interação do fóton com a matéria, tecidos posicionados próximos a linha da ação do feixe podem correr o grande risco de ser danificados. Devido a essa característica, a dose máxima irradiada no alvo/tumor é reduzida.

A maior vantagem do tratamento com prótons em relação a tratamentos com raios-X é a sua distribuição característica de energia, que pode ser depositada em volumes de tecido determinados pelo médico, num padrão tri-dimensional. Essa interação do próton com a matéria possibilita irradiar o alvo de maneira mais precisa, posicionando a maior parte da energia da radiação precisamente sobre o tumor, evitando assim afetar minimamente tecidos saudáveis. Essa característica é representada pela curva de dose versus profundidade para prótons, onde a dose de entrada é relativamente baixa e é seguido por um pico de alta dose, o pico de Bragg. Após o pico de Bragg a dose cai de 90% para 20% em poucos milímetros.

Como o pico de Bragg é de apenas alguns milímetros de largura, e geralmente possuindo dimensões inferiores a de volumes tumorais, este pico deve ser alargado, através da modulação da energia. Através desses processos, o pico de Bragg pode tomar a forma de modo a distribuir doses homogêneas de irradiação em volumes regulares tridimensionais. Na figura 3 é comparada a dose relativa em função da profundidade entre tratamentos com feixes de prótons e tratamentos com raios-X, e na figura 4 é comparado a terapia em um câncer de próstata, utilizando feixes de raios-X e feixes de prótons. Nota-se a diferença na dose de radiação depositada no tumor e em regiões adjacentes nos dois tipos de tratamento:



**Figura 3** - Comparação entre a dose liberada por um feixe de raios X de 15 MeV e por prótons. No feixe de prótons é observado o Pico de Bragg



**Figura 4** - Comparação entre o tratamento de câncer de próstata com feixes de raios-X (linha de cima) e feixes de próton. Nota-se a diferença na dose de radiação depositada no tumor e em regiões adjacentes nos dois tipos de tratamento

Geralmente os tratamentos com radioterapia convencional, devido a sua interação de seus feixes de raios-X com a matéria, acabam depositando maiores doses em órgãos distantes do tumor, aumentando assim a probabilidade de risco de câncer secundário (ou malignância secundária). No caso de irradiação com prótons esse problema é bem reduzido, porque eles são imediatamente freados depois do alvo. Porém, a maneira como essas partículas depositam energia está fortemente ligada à forma como elas interagem com a matéria, através de processos de ionização, excitação e interações nucleares (DOBLER & BENDL, 2001).

Nas interações nucleares existe uma contribuição ao risco de câncer secundário devido a nêutrons, prótons e outras partículas originadas nas reações dos choques entre os prótons irradiados com os núcleos da matéria incidida.

Apesar da intenção primária da Protonterapia de combater o câncer, e resultar na cura do paciente, deve-se atentar que tal modalidade também possui o risco de produzir cânceres secundários no indivíduo, mas tal efeito colateral pode surgir somente a “longo prazo”. Como a Protonterapia é empregada também em pacientes jovens e crianças deve ser estudado com detalhamento os riscos de cânceres secundários e em especial os riscos originados por doses de nêutrons.

## 2. Objetivos

### 2.1 Objetivos gerais

-Sistematização dos conhecimentos adquiridos nas matérias Física das Radiações, Radiobiologia Dosimetria e Radioproteção e Física Radiológica com aplicações práticas no cálculo de magnitudes físicas.

-Desenvolver habilidades no emprego de programas de transporte de radiação baseados no método de simulação de Monte Carlo.

-Familiarização com a filosofia de cálculo utilizada nestes programas.

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

### 2.2 Objetivos específicos

No emprego do código MCNPX:

-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 Músculo Estriado (ICRU).

-Determinar a contribuição à dose das partículas secundária carregadas.

-Determinar a contribuição à dose de nêutrons em profundidade e radialmente.

### 3. Fundamentação Teórica

#### 3.1 Código de transporte de radiações, baseado no método de Monte Carlo. O código MCNPX.

Ao longo dos anos, diferentes programas de simulação das interações de partículas e do transporte da radiação utilizando métodos de Monte Carlo, foram sendo gradualmente aperfeiçoados, nomeadamente ao nível das teorias e algoritmos, o que tornaram estes códigos numa importante e crucial ferramenta para compreensão de todos os fenômenos que envolvem a interação da radiação ionizante com a matéria (BELCHIOR, 2007).

A solução de problemas na área de ciências radiológicas utilizando-se as técnicas de Monte Carlo tem crescido significativamente. 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 (LIMA, 2004).

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.

Estes métodos diferem dos outros métodos de simulação por serem de caráter estocástico, normalmente utilizando números aleatórios e métodos de amostragem de variáveis aleatórias que recorrem a conceitos da Teoria das Probabilidades e da Estatística (BELCHIOR, 2007). Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados seqüencialmente, e as distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostradas, afim de descrever o fenômeno que está sendo simulado (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 v.2.50 (*Monte Carlo N-Particle eXtended*), baseado no método de Monte Carlo, 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, trítios, partículas alfa, etc. O programa é escrito em Fortran 90 tendo sido desenvolvido em Los Alamos Laboratory (EUA). 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 (LOS ALAMOS NATIONAL LABORATORY, 2003).

A exatidão deste método depende do tipo e dos intervalos de energia, das interações consideradas, da exatidão na descrição física e geométrica da fonte e do alvo, entre outros (BELCHIOR, 2007).

### **3.1.2 Estrutura do arquivo de entrada (INPUT) do MCNPX** (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 Opcional

A descrição de cada item aparece na continuação.

#### **3.1.2.1 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.

#### **3.1.2.2 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.

#### **3.1.2.3 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.

#### **3.1.2.4 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).

#### **3.1.2.5 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:

##### **a) 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)

**b) 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.

**c) 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.

**d) 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.

**e) 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.

## 3.2 Princípios Físicos

### 3.2.1 Interação de Prótons com a matéria

Os prótons são partículas de massa elevada (1836 vezes a massa do elétron) que possuem carga positiva. Na interação dos prótons com a matéria, tais partículas são aceleradas através de equipamentos (Síncrotrons e Cíclotrons) em direção ao alvo desejado. À medida que penetram no material, os prótons vão freando produzindo um depósito crescente de energia por unidade de distância, o que é chamado de LET, *Linear Energy Transfer*, (MORENO et al.,2004).

Ao atravessarem a matéria interagem com o núcleo e com os elétrons, podendo provocar nela excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

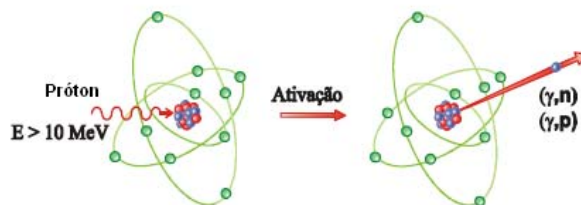
A excitação atômica ou molecular ocorre quando um átomo tem sua configuração eletrônica alterada afim de acomodar a nova energia recebida por ele, devido ao choque com do próton com a sua eletrosfera. Neste caso a energia absorvida pelo átomo não se distribui necessariamente a todos os elétrons. Em geral, o excesso de energia se reflete na alteração da configuração eletrônica de

apenas um dos elétrons em um átomo isolado, tendo assim seu nível de energia aumentado, e na volta ao seu estado fundamental, este retorna à sua configuração de energia original, emitindo a energia absorvida durante o processo. A figura 5 esquematiza a interação decorrente:



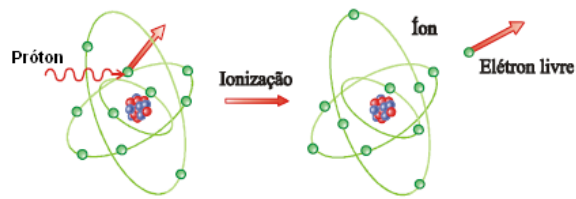
**Figura 5** - Excitação atômica ou molecular devido à interação do próton com a matéria

Ativação do núcleo se dá através de interações entre radiações, que possuem energia superior à energia de ligação dos nucleons, com um material, provocando 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, deixando-o também em um estado excitado. Na figura 6 abaixo demonstra os passos da ativação do núcleo:



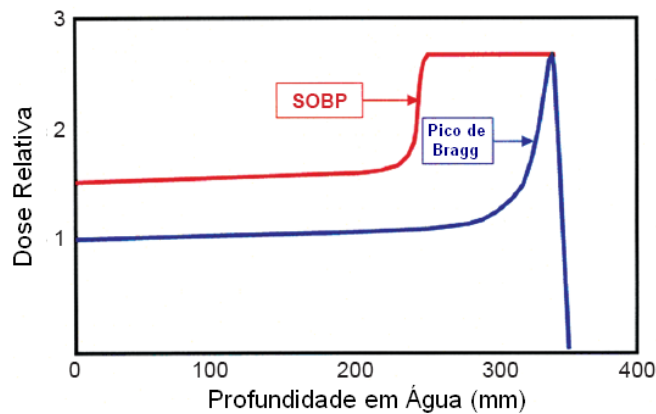
**Figura 6** - Interação por ativação do núcleo em decorrência do choque do próton com o núcleo da matéria

Já na ionização, a atração coulombiana existente entre as cargas opostas de um átomo, cria uma energia de ligação entre os elétrons e o núcleo do mesmo. Assim um elétron pode absorver uma quantidade grande de energia cedida pelo próton incidente, de modo que sua energia individual supere a energia eletrostática de ligação que havia entre ele e o núcleo atômico, onde um elétron é projetado para fora do átomo. A este processo podemos associar a curva de Bragg, que define a quantidade de ionizações dentro da matéria. A interação por ionização é ilustrada na figura 7:



**Figura 7** - Processo da interação de ionização devida ao choque do próton com a matéria

É uma característica do próton que a energia depositada no percurso aumenta com a profundidade, e tem um máximo logo antes da partícula parar, o 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 (SOBP, Figura 8) e do uso de absorvedores.



**Figura 8** - Sobreposição de picos de Bragg (Modificado de Patyal, 2007)

### 3.2.2 Interações nucleares

Geralmente é aceito que métodos analíticos comuns de cálculo de dose em protonterapia envolvam aproximações que podem refletir na qualidade do resultado. Além da contribuição das interações eletromagnéticas (ionização e excitação), parte da dose total depositada pelo feixe de prótons é gerada por partículas secundárias ( $\alpha$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $n$  e  $^3\text{He}$ ) que são liberadas por processos inelásticos de interações nucleares (PAGANETTI, 2002).

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, causando um aumento na eficiência biológica

relativa (RBE). Terceiro, eles produzem nêutrons secundários causando uma deposição de dose fora do volume alvo.

A probabilidade de interações nucleares inelásticas de prótons na faixa de energia utilizada é significativa, o que acarreta na redução da transmissão de prótons em espessuras maiores, resultando numa contribuição indesejada de dose. Prótons nessas condições, na sua maioria, depositam sua energia localmente e conseqüentemente contribuem para o aumento da dose local.

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 2, aparecem representadas as energias limiaries 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.

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).

**Tabela 2** - 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	3.666 5



## 4. Metodologia

Nos planos de tratamento em Protonterapia convencional somente são considerados processos elásticos de interação com elétrons e/ou núcleos, do tipo ionização e excitação Coulombiana. Porém os cálculos da dose devido a interações nucleares são desconsiderados, devido à complexidade de se obter o seu respectivo resultado.

Tais dificuldades podem ser contornadas utilizando o código MCNPX. Com ele é possível construir sistemas práticos, como geometrias simples, e se obter os resultados de magnitudes de interesse, como multiplicidades, espectros diferenciais de energia, fluências de partículas secundárias emitidas, permite simular o transporte de fótons, elétrons, nêutrons, prótons, íons, partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energias (Bozkurt, 2000).

No trabalho eram criados arquivos de entrada (*Input*), com os parâmetros e dados de interesse, que eram processados pelo programa MCNPX. Este gerava os arquivos de saída (*Output*) contendo várias informações relativas à interação do próton com o material escolhido. Os dados obtidos utilizados foram sobre a dose depositada e as multiplicidades de partículas.

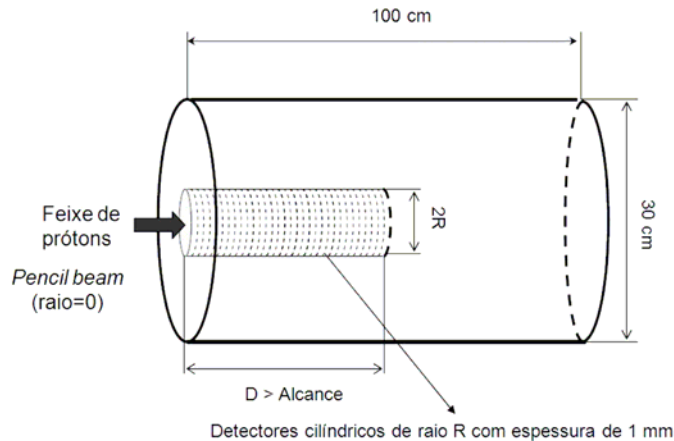
Nos arquivos de entrada os parâmetros estabelecidos foram de um *phantom* cilíndrico, composto pelo material músculo estriado, que possui densidade de 1,04 g/cm<sup>3</sup>. A composição do material estabelecida pela ICRU aparece descrita na tabela:

**Tabela 3** - Composição do músculo estriado (ICRU 44, 1989)

Elemento	Z	Fração de Massa
Hidrogênio	1	0,09921
Carbono	6	0,10912
Nitrogênio	7	0,02976
Oxigênio	8	0,75397
Sódio	11	0,00099
Fósforo	15	0,00198
Enxofre	16	0,00198
Potássio	19	0,00297

No interior do *phantom*, bem ao centro, foi elaborado outro cilindro, sendo este, detectores responsáveis pela contagem das partículas de prótons incidentes, e das partículas geradas por interação nuclear.

A dimensão do raio da base do cilindro foi de 15 cm, e o seu comprimento de 100 cm e o raio do cilindro detector foi “R”, e seu comprimento 20 cm, segmentado a cada 1 mm. Os feixes de prótons foram incididos pelo centro da base do cilindro no intervalo de energias de interesse em protonterapia (100 MeV - 200 MeV). E o formato do feixe simulado foi o *pencil beam*. O esquema é ilustrado na figura 9:



**Figura 9** - Geometria utilizada no trabalho

Estabelecido os parâmetros geométricos do material, foi efetuado o cálculo para as energias de 100-200 MeV num passo de 10 MeV.

Foram estudadas as partículas secundárias formadas através da interação nuclear do próton com o material (músculo estriado), que são as partículas alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio3 ( $^3\text{He}$ ), bem como a dispersão de nêutron formado dentro de um volume pré-determinado. Depois o raio dos detectores foi alterado a partir de 2 cm até 10 cm com passo de 2 cm, para o cálculo das energias depositadas por nêutrons.

Um exemplo do file de entrada utilizado no trabalho aparece no apêndice, onde está especificada a determinação de próton para uma energia de 100 MeV.

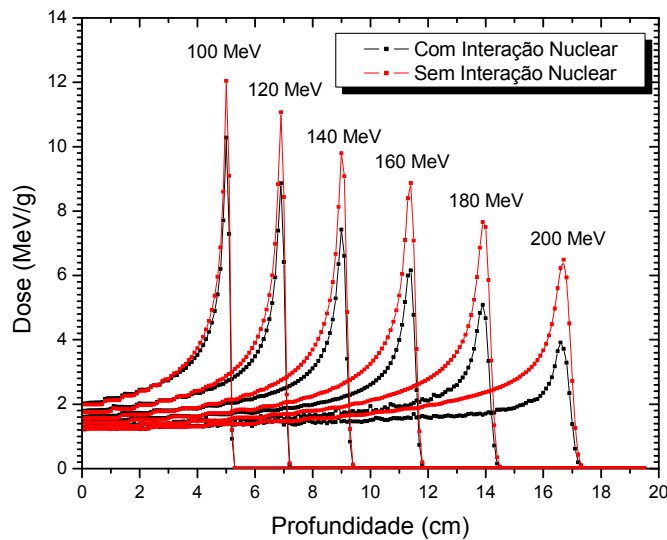
O número de interações utilizadas entre o próton e o material especificado foi de 10 milhões. O intuito da grandiosidade desse número era de se obter dados com erros suficientemente baixos, para gerar uma análise realística do problema.

Com os resultados gerados foi possível construir gráficos de relação de deposição de dose com ou sem interação nuclear, porcentagem de dose secundária depositada em função da profundidade, dispersão de nêutrons radialmente no material e multiplicidade de partículas secundárias.

## 5. Resultados e Discussão

### 5.1 Deposição de dose em profundidade

A Figura 10 representa a dose (MeV/g) em função da profundidade do material músculo estriado para as energias entre 100 e 200 MeV com passo de 20 MeV.



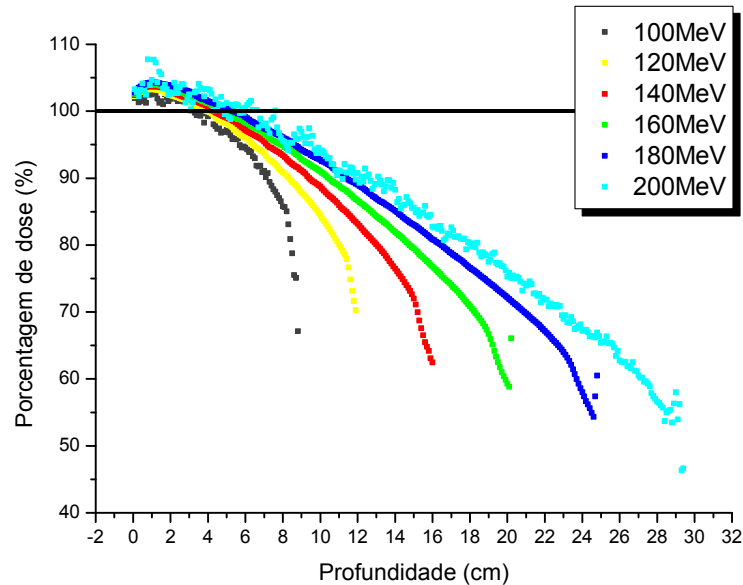
**Figura 10** - Doses depositadas em função da profundidade para feixes de prótons de 100, 120, 140, 160, 180 e 200 MeV em músculo estriado

Comparando no gráfico, as curvas que descrevem a deposição de energias para prótons com e sem interações nucleares, para uma mesma energia incidente, são qualitativamente semelhantes. Pode se notar, que para uma energia fixa, as deposições das máximas energias são indiferentes ao se considerar ou não as interações nucleares: ou seja, a posição do pico de Bragg não altera a sua profundidade ao se incluir ou não estes processos no cálculo, para uma mesma energia.

Mas é relevante observar, que ao não se considerar as interações nucleares, a dose depositada na profundidade máxima (curva de Bragg) é sistematicamente sobreestimada, já que são desconsideradas as energias que são gastas no processo inelástico nuclear para a liberação de partículas secundárias. Entretanto, as doses calculadas perto do ponto de entrada do feixe são sempre subestimadas.

## 5.2 Porcentagem de Dose Real Depositada

A Figura 11 faz a comparação em porcentagem entre a dose real de próton e a dose por interações atômicas (ionização e excitação). Ou seja, ela mostra em quantos porcos a dose considerando as interações nucleares é sobreestimada e subestimada em relação à dose sem interações nucleares.



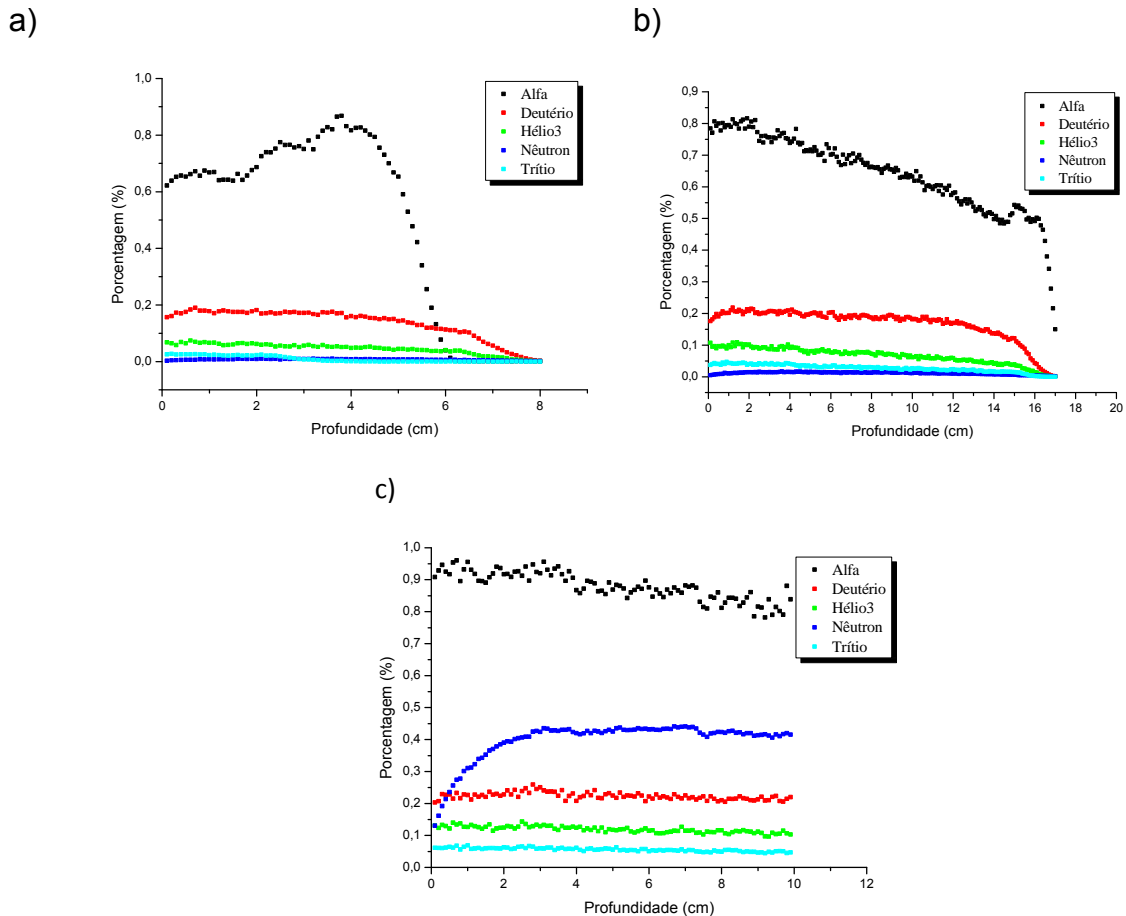
**Figura 11** - Porcentagem de dose depositada por prótons considerando as interações nucleares em relação à dose depositada por prótons sem considerar as interações nucleares pela profundidade atingida no material para diferentes energias

É fixado o valor hipotético de 100 % para a dose calculada para prótons que interagem somente pelos processos de ionização e excitação. Tomado este valor como referência, é comparada levando em conta o percentual de dose relativo aos processos nucleares (o que representaria um cálculo mais próximo da realidade).

Analisando o gráfico, é perceptível que a contribuição de prótons secundários na dose deve ser focada na região do ponto de entrada do feixe, devido ao aumento da dose que antes não era considerada. Já na região do pico de Bragg a contribuição de prótons secundários diminui significativamente. Este efeito demonstra que a dose nessa região é menor que a esperada, e ela vai se tornando mais relevante com o aumento da energia do feixe.

### 5.3 Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias

Na Figura 12 são especificadas as contribuições de dose de cada partícula secundária. São comparadas as frações de dose de cada tipo de partícula secundária considerada no cálculo em função da profundidade do material.



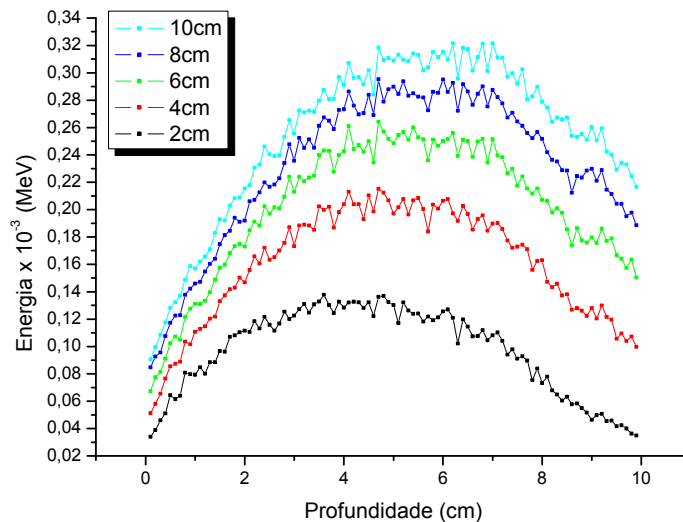
**Figura 12** - Porcentagem de dose das partículas secundárias em relação à dose total em função do alcance no material: a) Energia = 100 MeV; b) Energia = 150 MeV; c) Energia = 200MeV

Como pode ser notada, a partícula  $\alpha$  é a que apresenta maior contribuição a dose no material que estamos estudando (músculo estriado), sendo sistematicamente maior que a soma das restantes contribuições. Este cálculo também foi efetuado para todas as energias, porém como nenhuma variação relevante foi observada somente apresentamos as energias limites (100 MeV e 200 MeV) e uma intermediária (150 MeV).

Pode-se analisar que com o aumento da energia é obtido maior quantidade de partículas formadas, conseqüentemente a porcentagem da dose das partículas secundárias aumenta.

#### 5.4 Deposição de dose radial

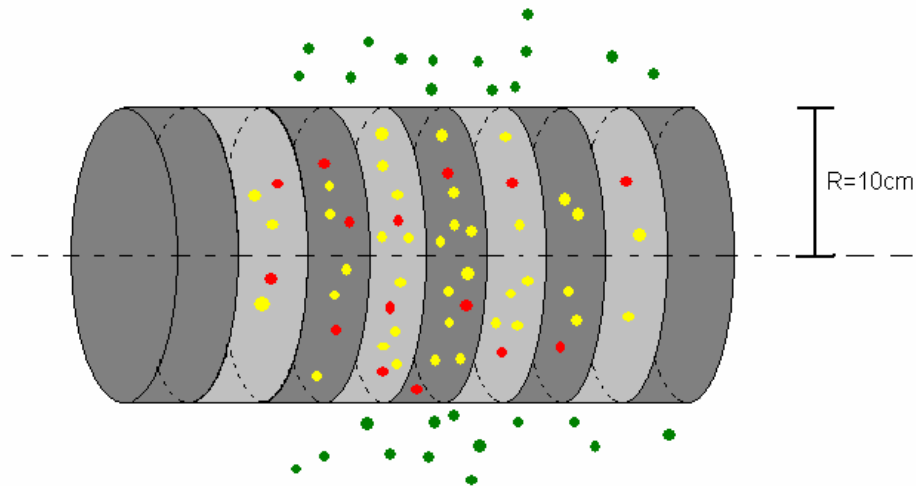
Foi calculada a deposição de energia de nêutrons secundários, geradas pela interação nuclear do próton, para diferentes raios do detector (2, 4, 6, 8, 10 cm). Na Figura 13, às energias depositadas em relação à profundidade para cada raio foi utilizada prótons com energia de 200 MeV.



**Figura 13** - Energia depositada para diferentes raios em função da profundidade alcançada no material

É notado que com o aumento do raio do detector consegue-se aumentar a “contagem” de nêutrons. Essa relação entre o raio da célula detectora e a energia depositada pelos nêutrons se deve ao fato de o nêutron não ter carga, e conseqüentemente a energia dele pode não ser depositada localmente.

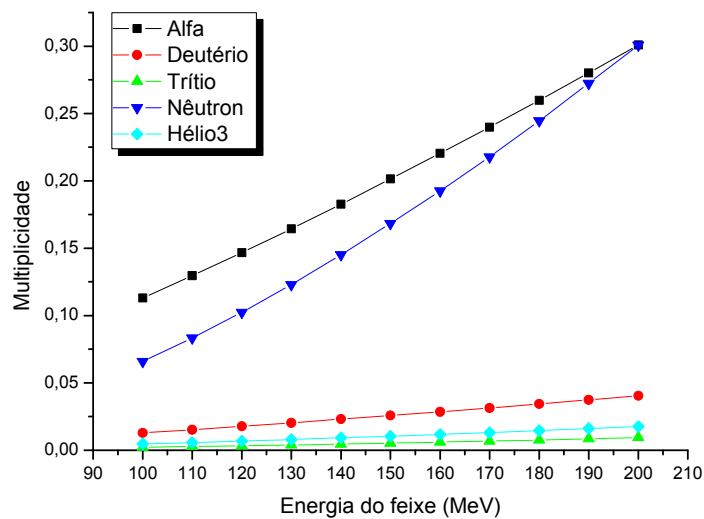
Na figura 14 é representada a dispersão dos nêutrons no material, onde os pontos vermelhos são os nêutrons formados e depositados localmente, os pontos amarelos os nêutrons formados em células anteriores e os pontos verdes os nêutrons que saíram do material e não contribuem com o depósito de energia.



**Figura 14** - Representação da dispersão e depósito de nêutron

## 5.5 Multiplicidade

A Figura 15 demonstra a multiplicidade das partículas alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio-3 ( $^3\text{He}$ ) produzidas na interação nuclear em função da energia do feixe de próton incidente. A multiplicidade pode ser entendida como o número de partículas secundárias de um mesmo tipo produzidas para cada próton incidente no material (Santos, 2007).



**Figura 15** - Multiplicidade das partículas secundárias para diferentes energias

Podemos observar que no início da curva a multiplicidade de nêutrons é menor do que a de  $\alpha$ , a partir de 200 MeV começa a ocorrer a inversão desse comportamento.

## 6. Conclusões

Neste trabalho obtivemos resultados provenientes das simulações de processos de interação de feixes de prótons no intervalo de energia de 100-200 MeV com o material músculo estriado, efetuadas empregando o método de Monte Carlo, através do código computacional MCNPX v2.50 (Monte Carlo N-Particle eXtended).

É nítida a indiferença da profundidade de máxima dose, independente de considerar ou não processos inelásticos de interação nuclear para qualquer energia de irradiação do feixe. No entanto, o fato de desconsiderar os processos inelásticos nucleares nos leva a subestimar o valor da dose perto do ponto de entrada, e a sobreestimá-la de uma forma grosseira na região do Pico de Bragg.

Em relação à porcentagem de dose gerada por partículas secundárias ( $n$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^3\text{He}$  e  $\alpha$ ), percebe-se que com o aumento da energia do próton incidente, maior a contribuição à dose total de tais partículas.

Existe uma forte relação entre o raio da célula detectora e a energia depositada pelos nêutrons secundários, quanto maior o raio de detecção, mais neutros serão captados. Tal característica, deve ser esperada em qualquer tipo de material, pois esta é determinada pela ausência de carga no nêutron, o que faz com que ele consiga se dispersar mais livremente no material do que partículas carregadas.

A partir da multiplicidade de partículas secundárias, é observado que com o aumento da energia do feixe de próton incidente, impreterivelmente se tem uma maior contribuição dos processos inelásticos nucleares, o que contribui ao aumento do número das mesmas. Isto acontece porque quanto maior for a energia disponível, maior será a desestabilização do núcleo do átomo alvo, o que faz com que ele libere partículas ao meio. No presente trabalho para o intervalo de energia pré estabelecido, entre 100 e 200 MeV, a maior contribuição a multiplicidade de partículas secundárias, foi devida a emissão alfa ( $\alpha$ ).

□



## 7. Referências Bibliográficas

BELCHIOR, A. L. V. Contributo para um sistema de automação e robótica na fonte experimental de  $^{60}\text{Co}$ /ITN-Distribuição de dose por simulação Monte Carlo e sua validação por dosimetria física e química. 2007.Dissertação (Mestrado) - *Universidade de Lisboa, Portugal, 2007.*

DOBLER, B.; Bendl, R. Precise modelling of the eye for proton therapy of intra-ocular tumours, *Physics in Medicine and biology*, v. 47 ,p. 593-613, 2001.

ICRU 2000, "Nuclear data for neutron and proton radiotherapy and for radiation protection", *International Commission on Radiation Units and Measurements Report 63* (2000).

ICRU 44, Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. International Commission on Radiological Units e Measurements, *Bethesda, USA, MD, 1989.*

LIMA, M. A. F. Cálculo dos coeficientes de conversão em termos do equivalente de dose ambiente e da dose efetiva para barreiras em instalações de radioterapia. 2004. *Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro -COPPE, Rio de Janeiro, 2004.*

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

LOUREIRO, E. C. M. Construção de simuladores baseados em elementos de volume a partir de imagens tomográficas coloridas. 2002. *Tese (Doutorado), Universidade Federal de Pernambuco - DEN, Recife-PE, 2002.*

MCKINNEY G. W., DURKEE J. W., HENDRICKS J. S., JAMES M. R., PELOWITZ D. B., WATERS L. S., MCNPX 2.5.0 – *New Features Demonstrated, Los Alamos National Laboratory, American Nuclear Society.*

MORENO, A.J.C.; FEUVRET, L.; NOEL, G.; CALUGARU, V.; FERRAND, R.; DELACROIX, S.; MAZERON, J.J. La protonterapia: indicaciones y perspectivas. *Paris: Centre de Protonthrapie d'Orsay, 2004.*

PAGANETTI, H. Nuclear interactions in proton therapy: dose and relative biological effect distributions originating from primary and secondary particles *Phys. Med. Biol.*, v. 47, p. 747 (2002).

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).

SANTOS, C. M. P., Estudo da resposta de um calorímetro de cristais de fluoreto de bário, usado no espectrómetro tof no cern, sua optimização, *Tese de Mestrado, Faculdade de Lisboa, Departamento de Física, 2007.*

SCHULTE, R.W. Proton computed tomography for clinical applications: a research proposal to Loma Linda University Medical School Research Support Committee. *Loma Linda, 2002.*

SMITH, Alfred R., Proton Therapy, *Phys. Med. Biol.*, v.51, p.491, 2006.

TOBIAS C. A., LAWRENCE J. H., BORN J. L., MCCOMBS R. K., ROBERTS J. E., ANGER H. O., LOW-BEER B. V. A. and HUGGINS C. B., Pituitary irradiation with highenergy proton beams: a preliminary report. *Cancer Res.* v.18, p.121, 1958.

WATERS, L.S. MCNPX User's Manual, *Los Alamos National Laboratory*, version 2.5.0, September, 2002.

## Apêndice

### Apêndice - File de entrada

Exemplo de um file de entrada utilizado no programa MCNPX:

```

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 compacto 30 cm diametro
302 1 -1.85 301 -302 -101  $ com detectores cilíndricos 2 cm de
.                               $ diametro en 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 compacto de diâmetro 30 cm
  3  pz  0.0         $Plano esquerdo do cilindro
  4  pz 100.0        $Plano direito do cilindro de 100cm de largura
  5  pz -0.1         $Plano donde va pa fuente para el FLAGG
101  cz  1.0         $Cilindro de 2cm 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 Músculo Estriado (H-10, C-12, N-4, O-73, Na-.1, P-.2, S-.5, K-.3)

```

```

m1 001001 0.091
    006012 0.109
    007014 0.036
    008016 0.664
    0011023 0.009
    0015031 0.018
    0016032 0.045
    0019039 0.027

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 nol 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

```