



**Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”  
Campus de Botucatu**

**Henrique José Artimonte**

**Estudo Teórico da Contribuição à Dose de Partículas  
Secundárias Geradas por Prótons de Energias entre 100 e 200  
MeV num *Phantom* de Substituto de Tecido MS20.**

**Botucatu  
2008**

# Henrique José Artimonte

**Estudo Teórico da Contribuição à Dose de Partículas Secundárias Geradas por Prótons de Energias entre 100 e 200 MeV num *Phantom* de Substituto de Tecido MS20.**

**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**

**Aos meus pais, José e Cristina, e aos  
meus irmãos Francisco e Heloisa**

## **Agradecimentos**

Agradeço primeiramente aos meus pais, José e Cristina, pela excelente criação que me deram, sempre com muito carinho e dedicação. Aos exemplos de honestidade, lealdade, perseverança, bondade e amizade. Por me ensinarem a correr atrás dos meus sonhos e me apoiarem sempre em minhas decisões.

Aos meus irmãos Francisco e Heloisa, que fazem presentes em minha vida como grandes conselheiros, com quem eu sempre posso contar, independente de horário e de distância.

Aos meus avós Athos, Duze, Armando e Lectícia que, juntamente com meus pais, me mostraram desde cedo o significado de uma família unida e companheira.

A minha namorada Bruna, pelo carinho, atenção, preocupação, e por ser uma pessoa tão especial na minha vida.

Aos amigos de República, Rodrigo (Pango), Half (Penn's), Eduardo (Maldito), Rafael (Hurlão) e Pedro (Célzio), que fizeram da “Kutucão na Kuruja” uma segunda casa para mim. Pelas risadas, festas, companheirismo e até mesmo brigas, pois nenhuma grande família convive por quatro anos sem algumas discordâncias.

Aos companheiros de viagem, que todas as sextas-feiras embarcavam no “Xup's móvel” a caminho de sua cidade.

Aos amigos de sala, Rodrigo (Pango), Amanda (Mixi), Juliana (Marrone), Ana (Carco), Murillo (Mira), Dani (Lemão), David (Mijão), Rafael (Xereso), enfim, todos aqueles que conviveram comigo esses últimos anos.

Aos amigos de estágio, Bruno (Geminha), Henrique (Kelvin), Arthur (Yakuza), e o pessoal do laboratório (LBBC), Luiz Augusto (Chokito) e Letícia (Skalar).

Ao professor Joel, pelo exemplo de pessoa, calma, amizade e confiança conferida a mim no desenvolvimento do projeto.

Ao CNPq pela confiança e financiamento deste trabalho.

**“A mente que se abre a uma nova idéia jamais  
voltará ao seu tamanho original.”**

**Albert Einstein**

## Resumo

O presente projeto tem como objetivo a reprodução, através do código de simulação baseado pelo método de Monte Carlo MCNPX (*Monte Carlo N-Particle eXtended*) v2.50, dos processos de interação dos feixes de próton com a matéria, uma vez que em protonterapia se analisam apenas processos de ionização e excitação e não são considerados os processos inelásticos de interação nuclear. Este trabalho servirá como suporte ao desenvolvimento do estudo da contribuição à dose total das partículas secundárias formadas por interação nuclear em protonterapia. São elas: partículas alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio3 ( $^3\text{He}$ ). Sendo utilizado como alvo um *phantom* de substituto de tecido MS20, e feixes de próton com energia dentro de um intervalo de interesse que variam entre 100 e 200 MeV. Com os resultados obtidos foi possível gerar gráficos, que nos possibilitam analisar relação de 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, bem como, relação do espectro das partículas secundárias com o espectro formado pelo próton.

**Palavras-chave:** Interação nuclear do Próton; Método de Monte Carlo; Partículas secundárias; Protonterapia.

## **Abstract**

The goal of this project is the reproduction, through the simulation code based on the MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) v2.50 method, of the proton beam interaction with the material, since, in proton therapy, only the particle ionization and excitation are analyzed and the occurrence of nuclear interactive inelastic processes are not considered. This work will help the development of studies concerning the contribution to the total dose of secondary particles generated by nuclear interaction in proton therapy. They are: alpha particles ( $\alpha$ ), deuterium ( $^2\text{H}$ ), tritium ( $^3\text{H}$ ), neutron (n) and helium ( $^3\text{He}$ ). A MS20 tissue substitute phantom was used as the target and the energy of the proton beams was within an interest range of 100 to 200 MeV. With the results obtained, it was possible to generate graphics which allow the analysis of the dose deposition relation with and without nuclear interaction, the percentage of secondary particles deposited dose, the radial dispersion of neutrons in the material, the secondary particles multiplicity, as well as the relation between the secondary particles spectrum with the proton generated spectrum.

**Keywords:** Proton nuclear interaction; Monte Carlo Method; Secondary Particles; Proton Therapy.

## Sumário

Resumo

Abstract

1 – Introdução .....	9
1.1 Histórico .....	9
1.2 Protonterapia .....	10
1.3 Característica Física do Próton .....	12
2 – Objetivos .....	16
2.1 Objetivos Gerais .....	16
2.2 Objetivos Específicos .....	16
3 – Fundamentação Teórica .....	17
3.1 Código Baseado no Método de Monte Carlo .....	17
3.2 Estrutura do Arquivo de Entrada .....	18
4 – Metodologia .....	22
5 – Resultados e Discussão .....	26
5.1 Dose Depositada em Função da Profundidade .....	26
5.2 Porcentagem de Dose Real Depositada .....	27
5.3 Dispersão de Nêutron no Material .....	28
5.4 Multiplicidade de Partículas Secundárias .....	29
5.5 Comparação da Curva de Bragg com Espectros Secundários .....	30
5.6 Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias .....	32
6 – Conclusões.....	34
7 – Perspectiva de Estudos Futuros .....	36
8 – Referências Bibliográficas.....	39



## 1. Introdução

### 1.1 Histórico

A utilização de feixes de próton como tratamento médico foi proposta inicialmente por Robert Wilson em 1946 e as primeiras aplicações clínicas aconteceram simultaneamente nos Estados Unidos, Suécia e Rússia no ano de 1954. O primeiro centro especializado em tratamento por terapia com prótons foi o Centro Médico da Universidade de Loma Linda, Estados Unidos / Califórnia, construído em 1990 (SCHULTE, 2002). Em 2004 já existia a nível mundial um número superior a 25 instalações operacionais que realizavam terapia do câncer usando feixes de prótons (protonterapia) como visto na Tabela 1, e estima-se que, até o final da década, poderá haver mais de 30 instalações operando. Até hoje, cerca de 50 mil pacientes já foram tratados por meio do emprego dessa modalidade.

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	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
<b>TOTAL</b>			<b>35072</b>

Na atualidade, a protonterapia é uma técnica muito bem sucedida para o tratamento de doenças como câncer de próstata, tumores oftalmológicos e na base do crânio. O Brasil, devido a sua grande população e nível de desenvolvimento, tanto do ponto de vista financeiro como de infra-estrutura física e intelectual, seria o lugar mais indicado para sediar um primeiro centro de protonterapia na América Latina em um futuro muito próximo (Moreno et al., 2004).

## **1.2 Protonterapia**

A radioterapia é considerada uma alternativa altamente eficiente no tratamento do câncer. A técnica, baseada na destruição do tumor através de radiação ionizante, é normalmente implementada com feixes de raios-X. Observa-se, porém, uma característica altamente negativa na radioterapia por feixes de raios-X uma vez que, em função do mecanismo da interação do fóton com a matéria, tecidos saudáveis posicionados geometricamente na linha da ação do feixe podem ser danificados. Esta característica interfere significativamente no ajuste máximo da dose sobre o alvo/tumor. Em função das características citadas, outras técnicas estão sendo empregadas, alternativamente, como é o caso da terapia por feixes de prótons, também chamada de protonterapia (HANSON et al., 1981).

Para determinadas aplicações, a terapia por feixes de prótons apresenta vantagens altamente significativa sendo uma sedutora alternativa para os inconvenientes da radioterapia convencional (MORENO et al., 2004). É importante salientar que na radioterapia cria-se um risco de lesão aos tecidos que são atravessados pela radiação ionizante, e ocasionalmente pode não apenas danificar o tumor, mas também os tecidos sadios, o que não acontece na protonterapia, pois a interação do próton com a matéria possibilita irradiar o alvo de forma mais precisa direcionando a maior parte da energia da radiação diretamente sobre o tumor em tratamento (Pico de Bragg), sem afetar tecidos vizinhos saudáveis, permitindo dessa forma, maiores doses em estruturas profundas se comparada a terapias convencionais, como se pode ver nas Figuras 1 e 2 (ASSIS et al., 2005).

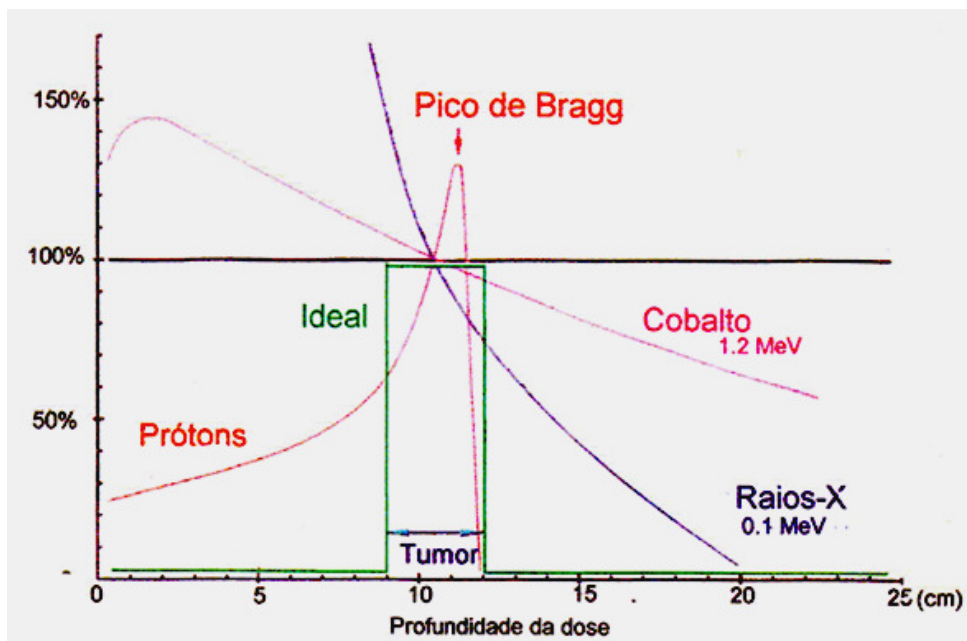


Figura 1: Porcentagem de dose depositada para diferentes tipos de feixe de radiação

(Fonte: <http://www.fma.if.usp.br/~patrebel/tesepat.pps>)

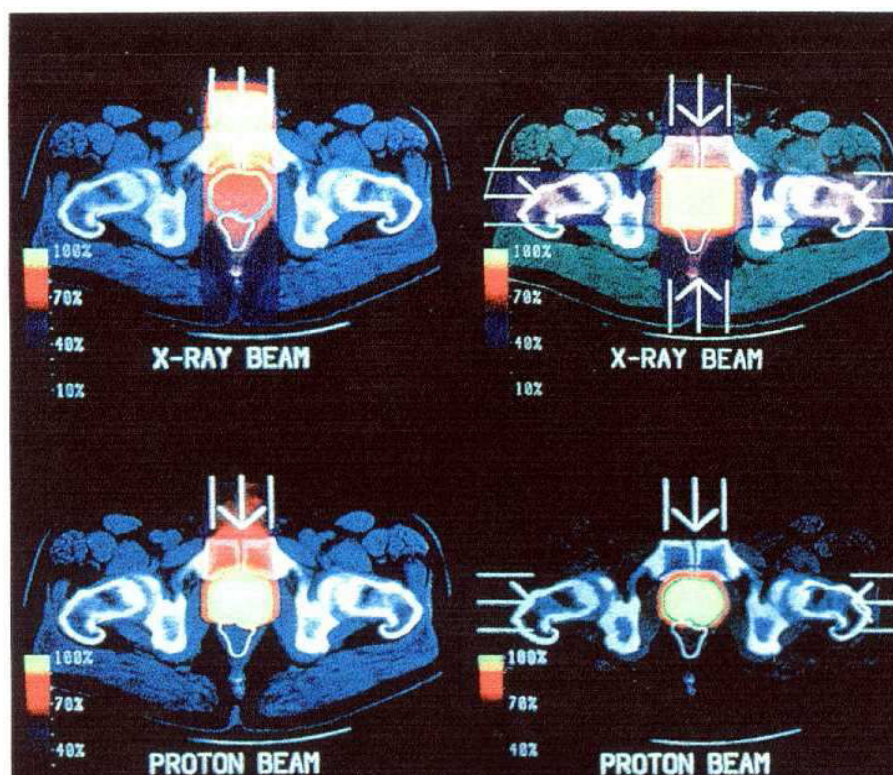


Figura 2: Comparação entre o tratamento de câncer de próstata com feixes de raios-X e feixes de próton. Nota-se a diferença na dose de radiação depositada no tumor e em regiões adjacentes nos dois tipos de tratamento (TELES, 2006)

Em outras palavras este método impede que a radiação comprometa estruturas vizinhas ao tumor, ou pelo menos reduza esse processo, que fatalmente aconteceria mediante o emprego de outras técnicas e outros tipos de radiação (raios X ou gama, por exemplo).

O objetivo do tratamento é a destruição das células tumorais, e sabe-se que o número de mortes celulares aumenta com o aumento da dose total absorvida. Assim, teoricamente, é possível esterilizar um tumor com a administração de uma dose, sendo está variável dependendo de seu estágio (MORENO et al., 2004).

Em resumo, a protonterapia é um tipo de tratamento de doenças que emprega feixes de partículas carregadas e pesadas (no caso, prótons) e de alta energia. A maneira como essas partículas depositam energia está fortemente ligada à forma como elas interagem com a matéria, pelos processos de ionização, excitação e interações nucleares (DOBLER & BENDL, 2001).

### **1.3 Característica Física do Próton**

Os prótons são partículas de massa elevada (1836 vezes a massa do elétron) e de carga positiva, atualmente produzidos em Síncrotrons e Cíclotrons. Estes ao atravessarem a matéria interagem com o núcleo e com os elétrons, e à medida que penetram no alvo, vão freando produzindo um depósito crescente de energia por unidade de distância, o que é chamado de LET (*Linear Energy Transfer*), e que chega a ser máximo, em formato de pico a uma determinada profundidade (Pico de Bragg), o que está intimamente relacionado à energia incidente da partícula (MORENO et al., 2004).

A atração coulombiana 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, o que causa um processo de ionização, onde um elétron é projetado para fora do átomo. A este processo podemos associar uma curva de Bragg, que define a quantidade de ionizações dentro da matéria. Já a excitação ocorre quando os elétrons

de um átomo têm sua configuração eletrônica alterada afim de acomodar a nova energia recebida por ele, 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.

É geralmente 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).

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 2, 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 2: Limiares de reações nucleares com prótons para os núcleos de: (a) fósforo; (b) cálcio;

(c) carbono; (d) oxigênio e (e) nitrogênio

(a)

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

(b)

Reação	Q (MeV)	Limiar (MeV)
$^{40}\text{Ca}(p,\gamma)$	1.08507 9	0.0
$^{40}\text{Ca}(p,n)$	-15.102 4	15.493 5
$^{40}\text{Ca}(p,2n)$	-29.532 24	30.315 25
$^{40}\text{Ca}(p,np)$	-15.6412 18	16.0564 19
$^{40}\text{Ca}(p,d)$	-13.4166 18	13.7728 19
$^{40}\text{Ca}(p,t)$	-20.448 5	21.005 5
$^{40}\text{Ca}(p,2p)$	-8.32824 9	8.54938 10
$^{40}\text{Ca}(p,^3\text{He})$	-13.6867 8	14.0598 8
$^{40}\text{Ca}(p,\alpha)$	-5.1828 4	5.3280 5

(c)

Reação	Q (MeV)	Limiar (MeV)
$^{12}\text{C}(p,\gamma)$	1.9435 3	0.0
$^{12}\text{C}(p,n)$	-18.1204 10	19.7790 11
$^{12}\text{C}(p,2n)$	-33.81 18	37.22 20
$^{12}\text{C}(p,np)$	-18.7219 10	20.6080 11
$^{12}\text{C}(p,d)$	-16.4973 10	18.1593 11
$^{12}\text{C}(p,t)$	-23.3594 4	25.9726 5
$^{12}\text{C}(p,2p)$	-15.9570 5	17.5649 5
$^{12}\text{C}(p,^3\text{He})$	-19.6930 4	21.8970 5
$^{12}\text{C}(p,\alpha)$	-7.5516 10	8.5023 11

(d)

Reação	Q (MeV)	Limiar (MeV)
$^{16}\text{O}(p,\gamma)$	0.6003 3	0.0
$^{16}\text{O}(p,n)$	-16.200 9	17.288 9
$^{16}\text{O}(p,2n)$	-30.37 14	32.55 15
$^{16}\text{O}(p,np)$	-15.6637 5	16.7917 6
$^{16}\text{O}(p,d)$	-13.4391 5	14.4069 6
$^{16}\text{O}(p,t)$	-20.40428 7	21.98603 8
$^{16}\text{O}(p,2p)$	-12.127411	13.000914
$^{16}\text{O}(p,^3\text{He})$	-15.2426538 19	16.4247723 21
$^{16}\text{O}(p,\alpha)$	-5.2184 3	5.6567 3

(e)

Reação	Q (MeV)	Limiar (MeV)
$^{14}\text{N}(p,\gamma)$	7.2970 5	0.0
$^{14}\text{N}(p,n)$	-5.92539 8	6.38473 8
$^{14}\text{N}(p,2n)$	-29.101 10	31.542 11
$^{14}\text{N}(p,np)$	-10.5534 3	11.4398 3
$^{14}\text{N}(p,d)$	-8.3288 3	9.0284 3
$^{14}\text{N}(p,t)$	-22.1355 10	24.1616 11
$^{14}\text{N}(p,2p)$	-7.550560	8.184933
$^{14}\text{N}(p,^3\text{He})$	-4.7788129 19	5.2169609 21
$^{14}\text{N}(p,\alpha)$	-2.9231 10	3.2175 11

Na atualidade as interações do tipo nuclear na elaboração do plano de tratamento por irradiação com prótons no centro Médico da Universidade de Loma Linda 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 energia 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 documento da International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) onde encontram-se compiladas multiplicidades e espectros de emissão por energia e ângulo para um conjunto de elementos integrantes do CHONP (ICRU, 2000). Este documento, 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 Y. et al., 1988; SELTZER, 1993; PAGANETTI, 2002).

Uma das principais linhas de pesquisa relacionadas à protonterapia esta relacionada a efeitos na dose de tais partículas secundárias geradas por interação nuclear. Paralelamente, são desenvolvidos estudos de materiais que simulam tecidos para o desenvolvimento de *phantoms* (sistemas passivos que apresentam determinadas características físicas humanas com fins experimentais) apropriados para simulação de planos de tratamento (DOBLER & BENDL, 2001).

Além da dose entregue ao caminho proximal ao feixe de radiação ou intencionalmente ao volume alvo, há uma dose que é absorvida nas regiões distais, principalmente as que são liberadas por nêutrons secundários. A importância de tal contribuição tem sido discutida através de múltiplos trabalhos (PAGANETTI, 2002).

Devido ao aumento da capacidade de cálculo, e o grande desenvolvimento dos computadores, o planejamento do tratamento em protonterapia com a utilização do Método de Monte Carlo tornou-se viável, mas em geral, ainda continua a consumir muito tempo, o que em parte justifica a necessidade de investigação dos níveis de precisão dos cálculos que devem que ser realizados (DOBLER & BENDL, 2001).

## 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

Com o 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 de material substituto de tecido MS20.

-Determinar a contribuição à dose das partículas secundárias carregadas.

-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 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).

### **3.2 Estrutura do Arquivo de Entrada “INPUT” (WATERS, 2005)**

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

#### **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 descreva 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:

- Tipo 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) Deutério ( $^2\text{H}$ )
- d) Trítio ( $^3\text{H}$ )
- e) Hélio-3 ( $^3\text{He}$ )
- f) Alfa ( $\alpha$ )
- g) Fóton (p)

- Função do comando “*IMP Card*”

Esta função representa a importância da partícula, que é utilizada 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.

- Delimitação 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.

- Especificação 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.

- 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:

- a) F1: Corrente integrada sobre uma superfície (MeV)
- b) F2: Fluxo médio sobre uma superfície (MeV/cm<sup>2</sup>)
- c) F4: Fluxo médio sobre uma célula (MeV/cm<sup>2</sup>)
- d) F5: Fluxo em um ponto (MeV/cm<sup>2</sup>)
- e) F6: Deposição média de energia em uma célula (MeV/g)
- f) F7: Deposição de energia média de fissão de uma célula (MeV/g)
- 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 representação de um problema no MCNPX, podendo ser encontradas no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se dar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada deste código.

## 4. Metodologia

Neste capítulo descreveremos como foi implementada a simulação da interação de um feixe de próton com o alvo, para energias dentro de um intervalo de interesse em protonterapia através do código MCNPX. O estudo foi elaborado para um *phantom* com geometria cilíndrica de diâmetro igual a 30 cm, composto pelo material MS20, que é um plástico de densidade  $1 \text{ g/cm}^3$  comumente utilizado em aplicações radiológicas como substituto de tecido. A composição deste material aparece descrita na Tabela 3.

Tabela 3: Composição do tecido substituto MS20 (WHITE, 1977)

Elemento	Z	Fração de Massa
Hidrogênio	1	0,07992
Carbono	6	0,57947
Nitrogênio	7	0,01998
Oxigênio	8	0,18983
Magnésio	12	0,12988
Cloro	17	0,00089

Além de alguns dos elementos já descritos como integrantes do CHONP, este material também possui Magnésio (12,9%) e Cloro.

O feixe de prótons incidentes foi modelado na forma colimada (*pencil beam*) afim de atravessar a secção transversal do *phantom* constituída por vários detectores de 1mm de espessura, com um raio (R) dependente do problema estabelecido. Tais detectores eram os responsáveis em fazer a contagem das partículas de prótons incidentes, e das partículas geradas por interação nuclear. Como a energia do feixe interfere diretamente na profundidade atingida pela radiação, o número de detectores utilizados tinha que ser aumentado à medida que se aumentava a energia de irradiação do feixe. Tais parâmetros podem ser melhor visualizados na Figura 3 logo abaixo.

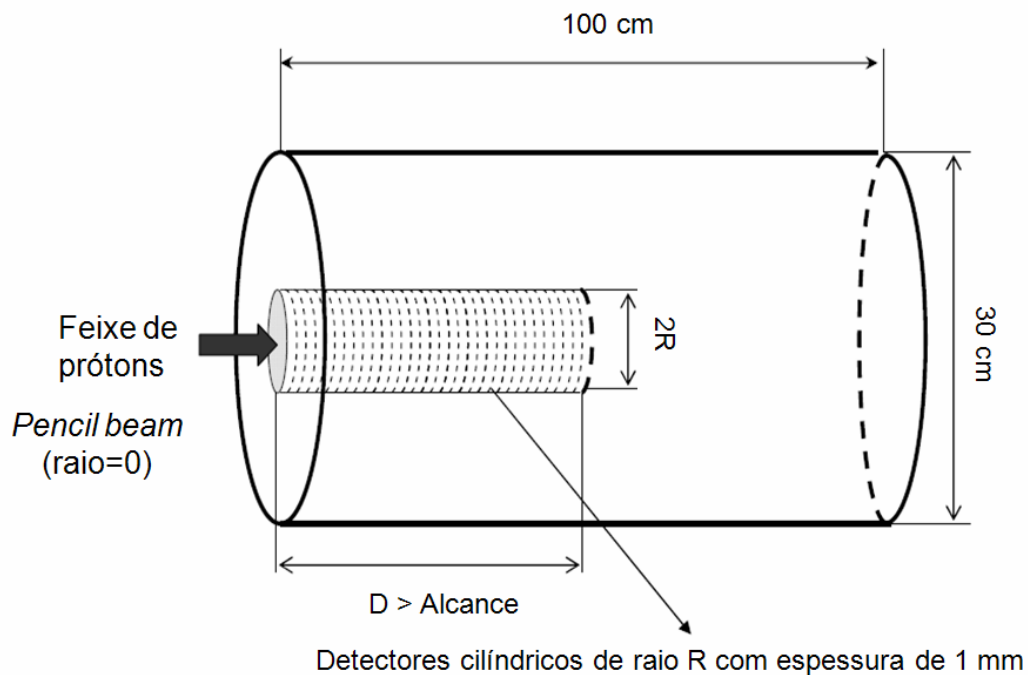


Figura 3: Ilustração da geometria do alvo utilizado.

Com a determinação dos parâmetros pré-estabelecidos e de interesse para nosso estudo, criava-se um arquivo de entrada (*Input*) que era interpretado pelo programa MCNPX, e que gerava um arquivo de saída (*Output*) contendo várias informações da interação do próton com o material MS20, das quais foram utilizadas a dose depositada e as multiplicidades de partículas.

No presente trabalho, foram estudadas as partículas secundárias formadas através da interação nuclear do próton com o MS20, são elas: 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. Cada tipo de partícula foi analisada para feixes de prótons com energia que variaram de 100 a 200 MeV num passo de 10 MeV. Para cada problema foi elaborado o correspondente arquivo de entrada como demonstrado no Exemplo 1. Para a geração dos espectros de partículas secundárias, o raio (R) do detector utilizado foi de 1 cm. No caso particular do estudo da dispersão de nêutrons, surgiu a necessidade de mudar o mesmo de 2 a 10 cm, com um passo de 2 cm.

Exemplo 1: Modelo do arquivo de entrada (Input) para simulação com o MCNPX, da detecção de partículas alfa criadas por interação nuclear no MS20 para um feixe de próton de 100 MeV.

c Energia do feixe de próton igual à 100MeV

```

1 0 (-5:4:2) -1
2 0 1
3 1 -1.0 (101:399) -2 3 -4
300 1 -1.0 3 -300 -101
301 1 -1.0 300 -301 -101
302 1 -1.0 301 -302 -101
.
.
.
397 1 -1.0 396 -397 -101
398 1 -1.0 397 -398 -101
399 1 -1.0 398 -399 -101

```

Descrição das células (*Cell cards*)

```

1 sz 50.0 200.0
2 cz 15.0
3 pz 0.0
4 pz 100.0
5 pz -0.1
101 cz 1.0
300 pz 0.1
301 pz 0.2
.
.
.
397 pz 9.8
398 pz 9.9
399 pz 10.0

```

Descrição da superfície (*Surface cards*)

c Material MS20

```

m1 001001 -0.079928
006012 -0.579478
007014 -0.019982
008016 -0.189829
0012024 -0.129883
0017034 -0.000899

```

Material utilizado

mode h n d t s a p



Partículas que serão detectadas (*Mode card*)

imp:h,n,d,t,s,a,p 0 0 1 1 1 98R 1



Importância da partícula (*Imp card*)



```

phys:n 100. 3j 20
phys:h 100. j 0.
phys:d 100. 3j 0.
phys:t 100. 3j 0.
phys:s 100. 3j 0.
phys:a 100. 3j 0.
lca j j j j j j j j
cut:h j 0.1
cut:a j 0.1
cut:d j 0.1
cut:t j 0.1
cut:s j 0.1
nps 1000000
SDEF sur=3 erg=100 dir=1 vec=0 0 1 pos=0 0 0 par=h ==> Especificação da fonte
F4:a 301 302 304 306 308 310 320 325
e4 0 199i 100
F14:a 301 97i 399
F6:a 301 97i 399

```

Delimitação do problema (Phys, Lca e Cut)

Grandezas calculadas (*Tally card*)

O número de interações utilizadas entre o próton e o MS20 foi de 10 milhões, afim de se obter dados com erros suficientemente baixos que pudessem nos gerar uma análise bastante realística do problema. Com esse alto número de interações, o tempo médio de cálculo do programa para cada estudo, foi de 36 horas.

Com os resultados obtidos 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, multiplicidade de partículas secundárias, bem como relação dos espectros das partículas secundárias com o espectro formado pelo próton.

## 5. Resultados e Discussão

### 5.1 Dose Depositada em Função da Profundidade

A Figura 4 demonstra a dose (MeV/g) em função da profundidade do material MS20 calculada para todas as energias entre 100 e 200 MeV com passo de 20 MeV. Observa-se uma diminuição da dose depositada entre as curvas de Bragg quando se considera interação nuclear, já que parte da energia é gasta no processo inelástico nuclear para a liberação de partículas secundárias. Porém não existe alteração na profundidade de deposição máxima de dose para uma energia fixa. Nota-se, que ao não considerar interações nucleares a dose depositada no Pico de Bragg é sistematicamente sobreestimada. Do ponto de vista qualitativo, dá para apreciar que o alcance máximo obtido a partir das curvas que descrevem ambas as deposições de dose (com ou sem interação nuclear) é uma função crescente mas não linear da energia, porque a distância entre picos de energias vizinhas cresce, à medida que se aumenta a energia do feixe incidente. Também o valor máximo de dose depositada no pico, é uma função decrescente da energia do feixe incidente.

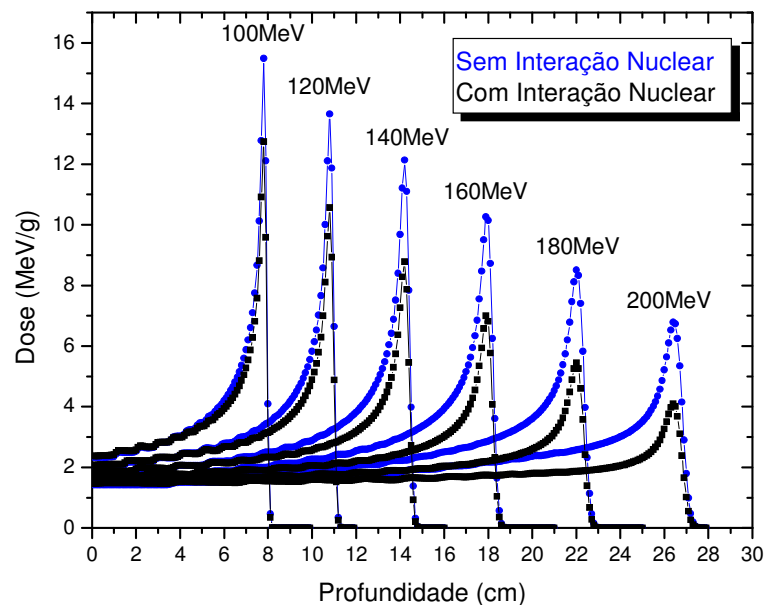


Figura 4: Relação de deposição de dose para diferentes energias com e sem interação nuclear

## 5.2 Porcentagem de Dose Real Depositada

A Figura 5 representa a porcentagem de dose real de próton para três energias distintas em profundidade recebida pelo *phantom* ao considerarmos interação nuclear, em relação à mesma gerada apenas por interações atômicas (ionização e excitação).

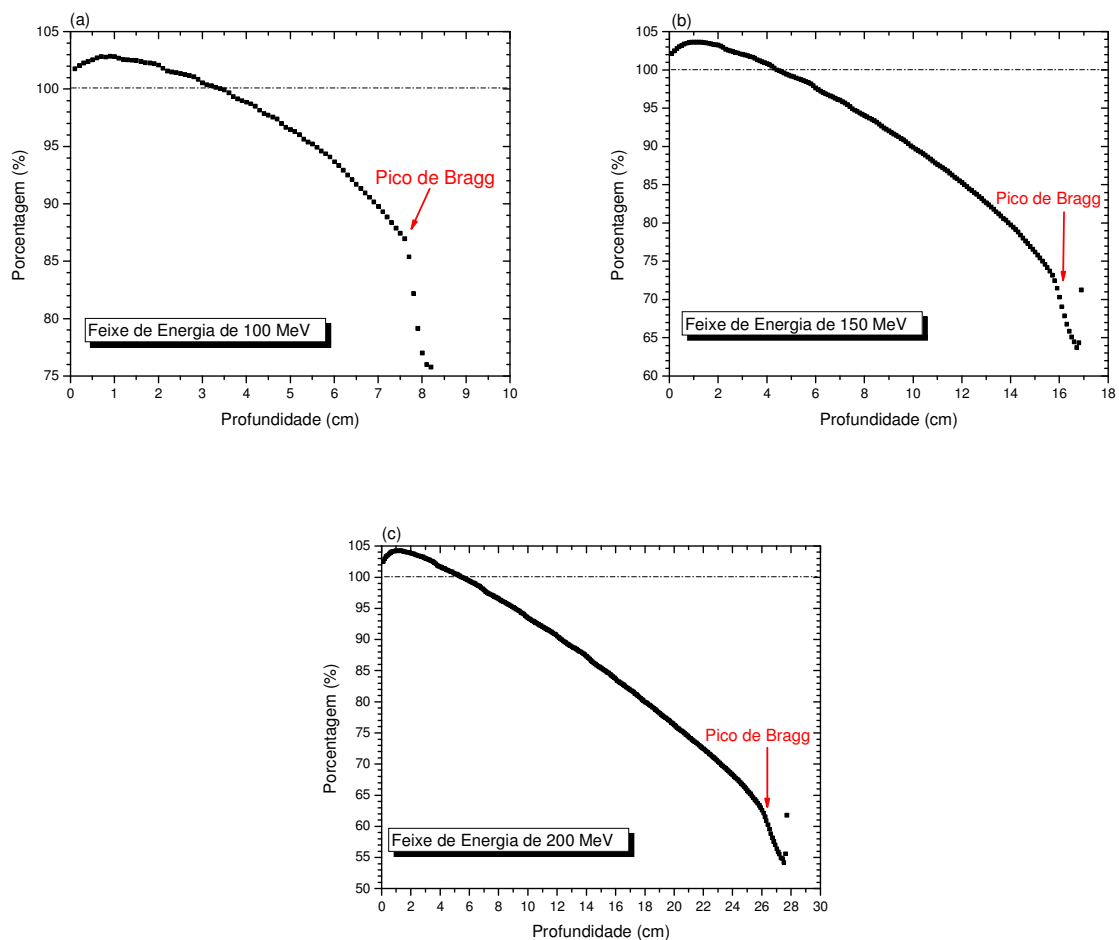


Figura 5: Porcentagem de dose de próton considerando interação nuclear, em relação à dose depositada apenas por interações atômicas. (a) Feixe com energia de 100 MeV; (b) Feixe com energia de 150 MeV; (c) Feixe com energia de 200 MeV

Observa-se que a porcentagem de dose no Pico de Bragg é grosseiramente sobreestimada, como já foi visto na Figura 4, e que a mesma diminui com o aumento da energia do feixe, o que demonstra que o alvo está recebendo menos dose do que o necessário (linha tracejada). Para um feixe de 200 MeV a porcentagem de dose depositada chega a estar próxima de 60%, quase metade da dose esperada. Entretanto, as doses calculadas perto do ponto de entrada do feixe, são ligeiramente subestimadas.

### 5.3 Dispersão de Nêutron no Material

Para análise da dispersão de nêutrons formados por interação nuclear foi estudada a dependência da energia depositada pelos mesmos para células detectoras de raio 2, 4, 6, 8 e 10 cm.

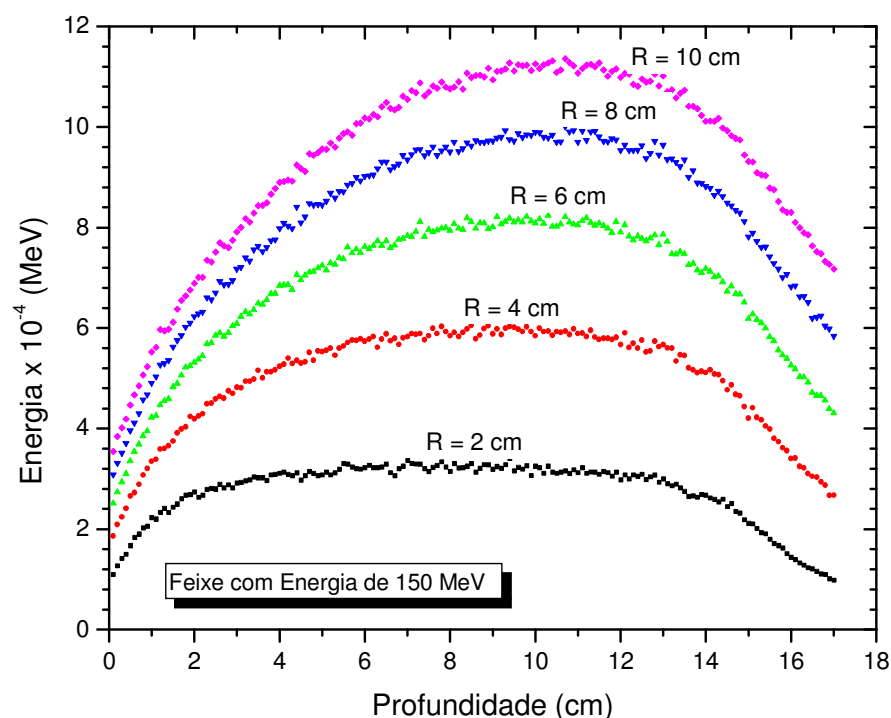


Figura 6: Relação de dispersão de nêutrons gerados por interação nuclear do próton incidente com energia de 150 MeV em tecido substituto MS20

A partir da Figura 6, fica evidente que com o aumento do raio do detector consegue-se aumentar a “contagem” de nêutrons, e que o pico de energia tende a ficar cada vez mais profundo. A energia encontrada em um volume de raio igual a 10 cm chega a ser 4 vezes maior do que a mesma em um raio de 2 cm, entretanto percebe-se uma aproximação das curvas com o aumento do raio, demonstrando uma tendência a saturação. Isto se deve ao fato de que os nêutrons não possuem carga, o que faz com que eles tenham uma maior dispersão no material, e que boa parte de sua energia não seja depositada localmente. Isto está representado de forma esquemática na Figura 7, onde os pontos vermelhos representam 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.

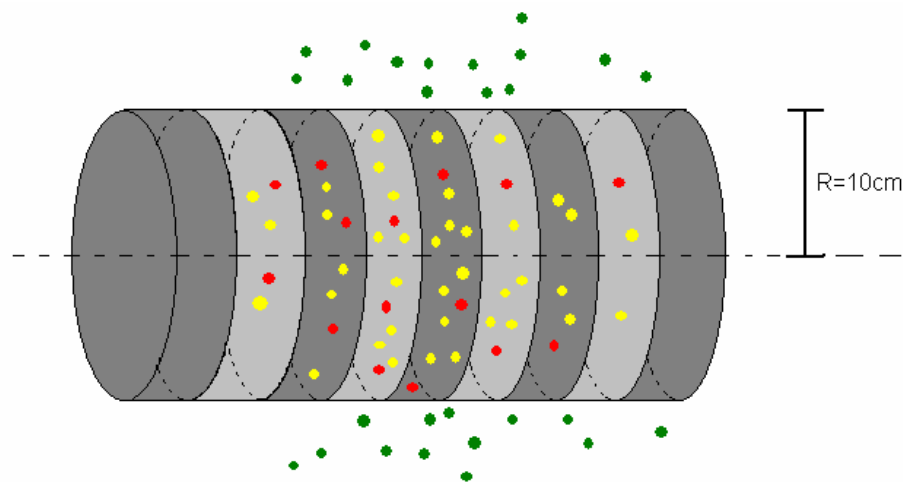


Figura 7: Representação da dispersão e depósito de nêutron

#### 5.4 Multiplicidade de Partículas Secundárias

A Figura 8 demonstra a multiplicidade das partículas alfa ( $\alpha$ ), deutério ( $^2\text{H}$ ), trítio ( $^3\text{H}$ ), nêutron ( $n$ ) e hélio-3 ( $^3\text{He}$ ) geradas por interação nuclear em relação à energia do feixe de próton incidente. A contribuição dos processos nucleares torna-se mais importante com o aumento da energia do feixe, e em valores absolutos a maior

multiplicidade de emissão de partículas secundárias corresponde a emissão alfa, embora a contribuição de nêutron tenda a superá-la para energias maiores que 200 MeV, porém fora do intervalo de interesse neste estudo.

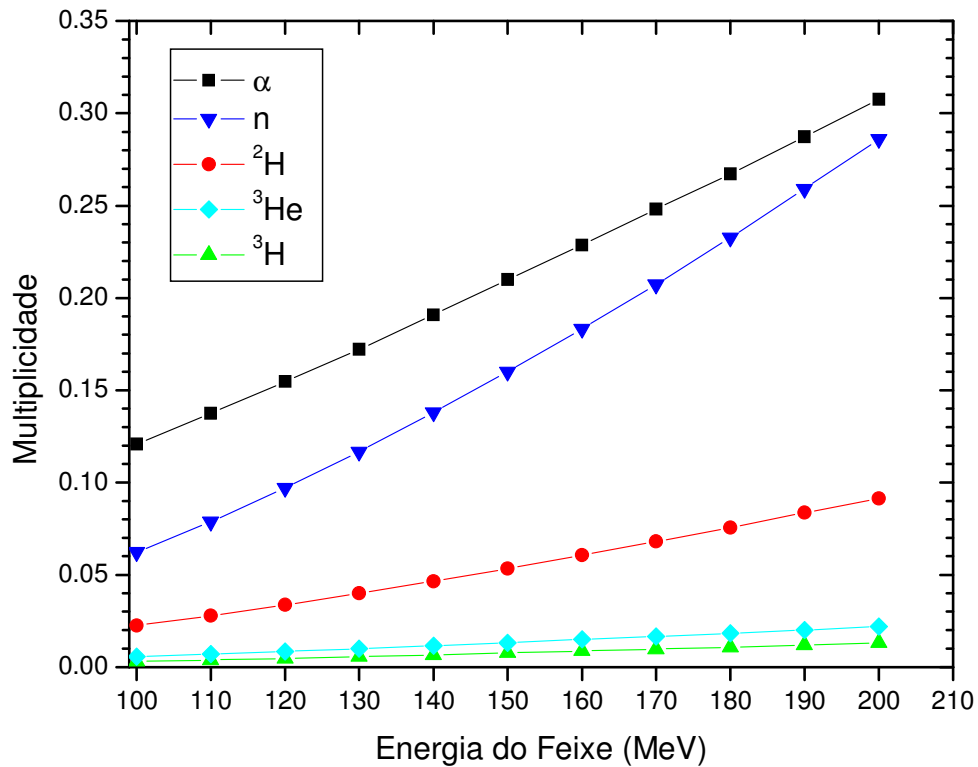


Figura 8: Relação de multiplicidade de partículas geradas por interação nuclear

### 5.5 Comparação da Curva de Bragg com Espectros Secundários

As curvas representadas pela Figura 9 foram modificadas, afim de se visualizar os espectros formados pelas partículas secundárias em relação ao espectro gerado pelo depósito de próton (curva de Bragg). A partir de tal comparação se consegue ter uma idéia de como, e onde as partículas secundárias estão contribuindo no depósito de energia no tecido estudado.

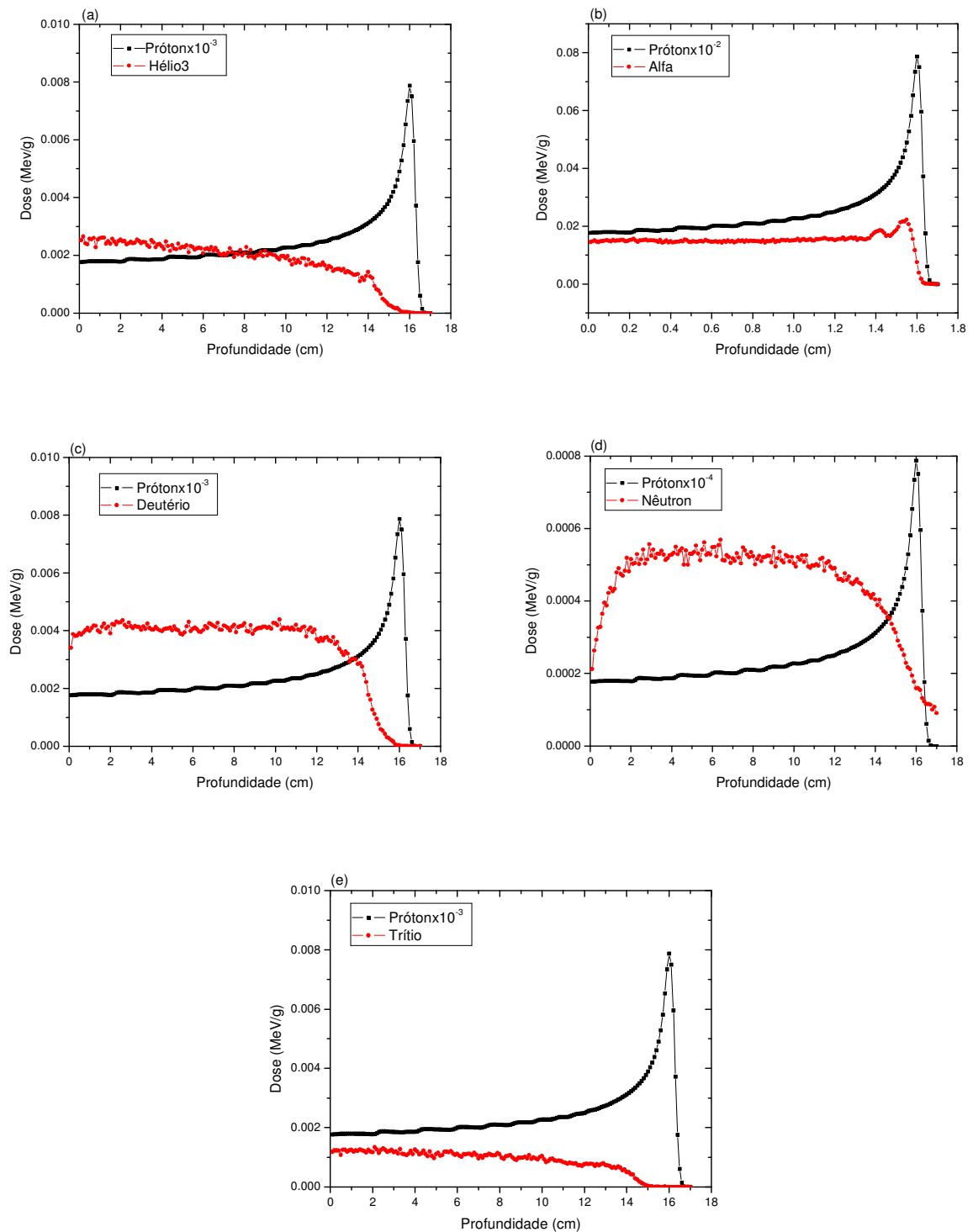


Figura 9: Curva de Bragg ajustada para comparação do espectro gerado pelo próton com os espectros de partículas secundárias para energias dos feixes incidentes igual a 200 MeV.

(a) hélio-3; (b) alfa; (c) deutério; (d) nêutron e (e) trítio

Os espectros de hélio-3 e trítio se mostram de maneira bastante semelhante, uma vez que possuem um leve decaimento na intensidade em função da profundidade, e caem abruptamente quando se inicia o Pico de Bragg. O espectro formado pelo deutério revela um platô constante com o aumento da profundidade, e assim como o hélio e o trítio, desaparece mediante o Pico de Bragg. O nêutron possui um espectro com um formato parecido a uma gaussiana, sendo seu término marcado, assim como as demais partículas, na profundidade de máxima dose. Já o espectro gerado pelas partículas alfa, assim como o deutério revela um platô constante com o aumento da profundidade, mas diferentemente de qualquer outra partícula forma dois picos de energia na mesma profundidade do Pico de Bragg.

## 5.6 Porcentagem de Dose de Partículas Secundárias

A Figura 10 representa a porcentagem de dose gerada por partículas secundárias em função da distância percorrida pelo feixe, para duas energias. Com o aumento de energia se obtém maior quantidade de partículas formadas, o que aumenta a porcentagem de dose referente a cada partícula.

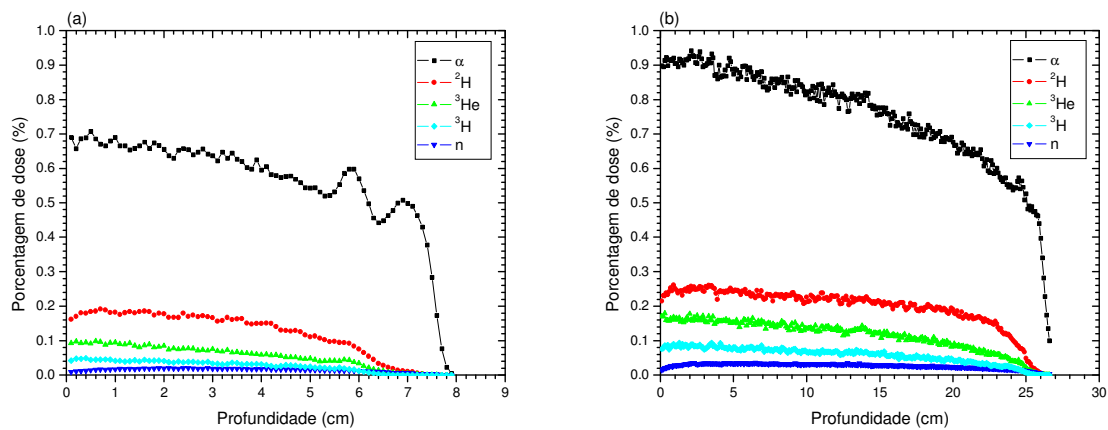


Figura 10: Porcentagem de dose de partículas secundárias recebida pelo MS20 com detector de R=1cm.

(a) Feixe com energia de 100 MeV; (b) Feixe com energia de 200 MeV



Se prestarmos atenção, as maiores contribuintes foram as partículas alfa ( $\alpha$ ), seguidas de deutério ( $^2\text{H}$ ), hélio-3 ( $^3\text{He}$ ) e trítio ( $^3\text{H}$ ), uma vez que já havíamos detectado uma seqüência similar para formação de tais partículas na determinação da multiplicidade. Apenas o nêutron ( $n$ ) encontra-se fora de ordem, com uma contribuição pouco significativa na dose. Isto se deve ao fato de que o raio do detector utilizado foi de 1 cm, o que relacionado com a grande dispersão do nêutron, impediu que eles fossem detectados em sua totalidade.

## 6. Conclusões

No trabalho foram analisadas diversas características em relação à deposição de dose, bem como dispersão de energia 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 MS20 com a utilização do código baseado no Método de Monte Carlo, MCNPX.

Percebe-se que independente da energia de irradiação do feixe, considerar ou não processos inelásticos de interação nuclear não altera a profundidade de máxima dose. Porém o fato de não considerar esse tipo de interação nos conduz 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 a dispersão de nêutron no tecido substituto MS20, foi possível concluir que, quanto maior o raio de detecção, mais neutros conseguimos captar. 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, ficou claro que com 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 ( $\alpha$ ).

Na comparação entre as curvas geradas por partículas secundárias com o espectro constituído pela curva de Bragg, foi possível visualizar uma relação extremamente interessante. Observa-se que, independentemente do tipo de partícula secundária estudada, na profundidade de máxima dose ocorre uma alteração muito significativa no comportamento da curva, levando a mesma a tender a zero. Para o

caso partículas da partícula alfa esse comportamento é semelhante, porém aparecem algumas estruturas antes disso acontecer.

Em relação a porcentagem de dose gerada por partículas secundárias ( $\alpha$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^3\text{He}$  e  $n$ ), fica evidente que ao aumentarmos a energia do próton incidente, maior a contribuição à dose total de tais partículas, o que é determinado pela quantidade de energia disponibilizada ao material.

A partir de todos os dados obtidos e gráficos gerados, foi possível se ter uma idéia de como e onde as partículas criadas por processos nucleares depositam sua energia, o que contribui para o estudo e desenvolvimento de novas maneiras de planejamento, e confecção de *phantoms* relativos a protonterapia.

## 7. Perspectiva para Estudos Futuros

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) do feixe incidente, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos gerados devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas que outras em causar efeitos estocásticos, que são efeitos aleatórios que podem aparecer após meses, ou até mesmo anos. Para esta consideração, foi introduzido a grandeza Dose Equivalente ( $H_T$ ), que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido ( $D_{T,R}$ ), multiplicada por um fator peso adimensional da radiação ( $w_R$ ), relativo ao tipo e energia da radiação incidente (R), onde:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad \text{Equação 01}$$

A dose equivalente é expressa em (J/kg) no Sistema Internacional de Unidades, e para evitar confusão com a dose absorvida ( $D_T$ ), que é a energia média depositada em um órgão ou tecido definido (T), dividida pela massa deste órgão, que também é expressa por J/kg, ou Gray (Gy), a unidade para a Dose Equivalente recebe o nome especial de Sievert (Sv) (PASSOS, 2007).

Além de contribuir na dose, como já foi dito anteriormente, partículas secundárias podem ter altos valores de LET e influência na eficácia biológica efetiva (RBE). Em geral, as variações no RBE ao longo de todo o volume irradiado são geradas por duas contribuições. Primeiramente, a crescente transmissão linear de energia (LET) devido aos prótons primários, e em segundo pela contribuição das partículas secundárias produzidas em reações nucleares, o que pode afetar todas as partes da curva de Bragg. Não uniformidade dos efeitos biológicos é rotineiramente considerado na terapia por íons pesados. Para prótons, utiliza-se geralmente um RBE constante, na faixa de 1 a 10, mas estudos para melhorias deste valor continuam sendo realizados (PAGANETTI, 2002).

Os fatores peso da radiação, da Tabela 2 demonstram os valores relacionados com a Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses

Tabela 4: Correspondência dos tipos e intervalos de energia com os respectivos fatores peso de radiação (ICRP 60, 1991)

Tipos e Intervalos de energia (MeV)	Fator peso ( $w_R$ )
Fótons	1
Elétrons	1
Nêutrons $< 10^{-2}$	5
$10^{-2} < \text{Nêutron} < 10^{-1}$	10
$10^{-1} < \text{Nêutron} < 2$	20
$2 < \text{Nêutron} < 20$	10
Nêutrons $> 20$	5
Prótons $> 2$	5
Alfa e núcleos pesados	10

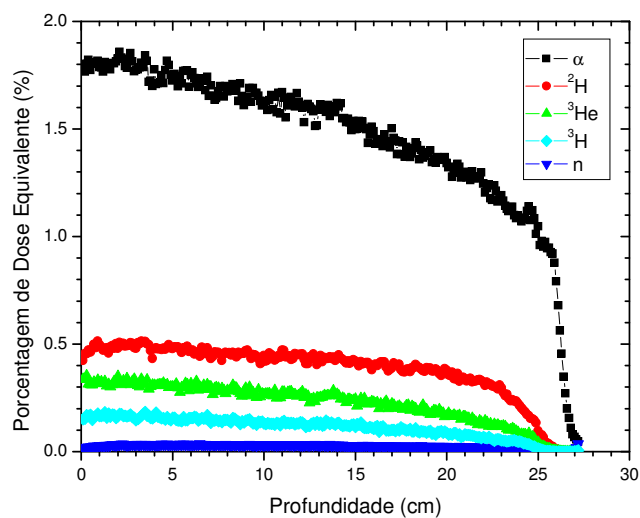


Figura 11: Porcentagem de dose corrigida para energia do feixe de 200 MeV ao fator peso da radiação

A Figura 11 representa uma aproximação da porcentagem de dose de cada partícula secundária gerada por interação nuclear levando em conta o fator peso de radiação obtido na Tabela 4. Tais porcentagens nos revelam uma melhor aproximação

da capacidade dos efeitos gerados pela interação, eminente a cada partícula, para o alvo em estudo, já que cada uma destas possui uma capacidade diferente de gerar danos associada ao seu tipo e energia.

Visando a melhoria desses dados, estudos relacionados com a determinação precisa do fator peso associado a energia relativa a cada partícula emitida, seriam muito interessantes. Como visto na Tabela 11, o que se tem hoje são apenas fatores pesos relacionados a intervalos de energia, o que permite somente gerar Doses Equivalentes aproximadas. Neste sentido o código MCNPX certamente seria uma ferramenta muito útil na determinação de tais parâmetros.

## 8. Referências Bibliográficas

ASANO, Y.; KARIYA, H.; MORI, S., Computer-simulations of nuclear-reactions induced by incident protons in the energy range of 100 to 500 MeV in human body, **Health Phys.**, v.55, p.767 1988.

ASSIS, J.T.; TEVSEYEVA, O.; EVSEEV, I.; LOPES, R.T.; SCHELIN, H.R.; KLOCK, M.C.L.; PASCHUCK, S.A. Proton computed tomography as a tool for proton therapy planning: preliminary computer simulations and comparisons with X-ray CT basics. X-ray. **Spectrometry**, v.34, n. 1, p. 481-492, 2005.

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.

HANSON, K.M.; BRADBURY, J.N.; CANNON, T.M. Computed tomography using proton energy loss, **Phys. Med. Biol.**;v.26, p.965, 1981.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP 60, **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Oxford: Pergamon Press, 1991.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS REPORT 63 - ICRU 2000. **Nuclear data for neutron and proton radiotherapy and for radiation protection**, Bethesda, 2000.

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.

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.

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, Department of Radiation Oncology. 2002. Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston, 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.** 2007Dissertação (Mestrado), Unniversidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 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.

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.



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.** Version 2.5.0. Califórnia: Los Alamos National Laboratory, 2005.

WHITE, D.R., MARTIN, R.J., DARLINSON, R. Epoxi resin based tissue substitutes. **Br. J. Radiol.**, v.50, p.814, 1977.

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.