



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE  
DE SÃO PAULO

**CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO DE RADIAÇÃO NUMA  
INSTALAÇÃO PARA PESQUISA EM BNCT UTILIZANDO O  
MÉTODO DE MONTE CARLO  
CÓDIGO - MCNP-4B**

**ANTONIO CARLOS HERNANDES**

Dissertação apresentada como parte  
dos requisitos para obtenção do Grau de  
Mestre em Ciências na Área de  
Tecnologia Nuclear - Reatores.

Orientador:  
Dr. Paulo Rogério Pinto Coelho

**São Paulo  
2002**

**INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO DE RADIAÇÃO NUMA  
INSTALAÇÃO PARA PESQUISA EM BNCT UTILIZANDO O  
MÉTODO DE MONTE CARLO – CÓDIGO MCNP-4B**

Antonio Carlos Hernandes



Dissertação apresentada como requisito  
para a obtenção do grau de Mestre em  
Ciências na Área de Tecnologia Nuclear –  
Reatores

Orientador: Dr. Paulo Rogério Pinto Coelho

São Paulo

2002

Aos meus pais Edgar e Odete, aos meus irmãos e em especial à minha querida esposa Andréia, que me apoiaram incondicionalmente durante toda a realização deste trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Paulo Rogério Pinto Coelho, pela orientação, compreensão e amizade durante a realização deste trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pelos cursos oferecidos e por permitir o uso de sua infra-estrutura.

Ao Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento (CNPq), pelo auxílio financeiro durante parte da realização deste trabalho.

Aos amigos Elcio Angioletto e sua esposa Rose, pela amizade incondicional e apoio durante a realização deste trabalho.

Ao Dr. Hélio Yoriyaz, pelas sugestões e auxílios com o MCNP.

Ao Dr. Cláudio de Oliveira Graça, pela colaboração em minha formação acadêmica.

Aos colegas Paulo de Tarso Siqueira e Sérgio Anéfalos Pereira, pelo incentivo e amizade no decorrer deste trabalho.

Ao Laboratório do Acelerador Linear (LAL/IFUSP), pelo incentivo à conclusão deste trabalho.

Enfim, a todos que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste trabalho.

**CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO DE RADIAÇÃO NUMA  
INSTALAÇÃO PARA PESQUISA EM BNCT UTILIZANDO O  
MÉTODO DE MONTE CARLO – CÓDIGO MCNP-4B**

**Antonio Carlos Hernandez**

**RESUMO**

A técnica de Terapia por Captura de Nêutrons em Boro (BNCT) é uma terapia que busca o tratamento seletivo de tumores cancerígenos, como por exemplo de tumores cerebrais, cujo tratamento não pode ser feito por técnicas convencionais como a cirurgia ou a quimioterapia. Para se obter sucesso com esta modalidade de tratamento de câncer é necessário irradiar o tumor com um feixe de nêutrons térmicos ou epitérmicos de alta intensidade e com o mínimo de contaminantes como nêutrons rápidos e radiação gama. Neste trabalho foi proposto o projeto de uma instalação para pesquisas em BNCT no IPEN-CNEN/SP, baseada no uso de uma fonte de nêutrons de AmBe. Para isto, foi feita a modelagem do sistema de irradiação, usando-se o código de transporte de nêutrons e fótons - MCNP-4B - que é baseado no Método de Monte Carlo, obtendo-se bons resultados, isto é, uma fluência de nêutrons térmicos  $N_T = 1,35 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup>, uma dose devido aos nêutrons rápidos de  $5,86 \times 10^{-10}$  Gy/N<sub>T</sub> e uma dose de  $8,30 \times 10^{-14}$  Gy/N<sub>T</sub> devido à radiação gama. Estas condições são adequadas para a realização de alguns estudos na área de BNCT.

v

**RADIATION FIELD CHARACTERIZATION OF A  
BNCT RESERCH FACILITY USING MONTE CARLO METHOD –  
CODE MCNP-4B**

**Antonio Carlos Hernandes**

**ABSTRACT**

Boron Neutron Capture Therapy - BNCT- is a selective cancer treatment and arises as an alternative therapy to treat cancer when usual techniques - surgery, chemotherapy or radiotherapy - show no satisfactory results. The main proposal of this work is to project a facility to BNCT studies. This facility relies on the use of an AmBe neutron source and on a set of moderators, filters and shielding which will provide the best neutron/gamma beam characteristic for these BNCT studies, i.e., high intensity thermal and/or epithermal neutron fluxes and with the minimum feasible gamma rays and fast neutrons contaminants. A computational model of the experiment was used to obtain the radiation field in the sample irradiation position. The calculations have been performed with the MCNP 4B Monte Carlo Code and the results obtained can be regarded as satisfactory, i.e., a thermal neutron fluency  $N_T = 1,35 \times 10^8 \text{ n/cm}^2$ , a fast neutron dose of  $5,86 \times 10^{-10} \text{ Gy}/N_T$  and a gamma ray dose of  $8,30 \times 10^{-14} \text{ Gy}/N_T$ .

## ÍNDICE

|   |     |
|---|-----|
| Página de Rosto   | i   |
| Agradecimentos  | iii |
| Resumo  | iv  |
| Abstract  | v   |
| Índice  | vi  |
| <br>  |     |
| 1 - Introdução  | 01  |
| 1.1 – Objetivos   | 05  |
| 2 – Terapia por Captura de Nêutrons em Boro (BNCT)      | 06  |
| 3 – Método de Cálculo                                   | 13  |
| 3.1 – Método de Monte Carlo para transporte de Radiação | 13  |
| 3.2 – MCNP-4B   | 16  |
| 4 – Descrição do Sistema Modelado                       | 19  |
| 4.1 – Resultados  | 22  |
| 5 – Análise dos Resultados                              | 38  |
| 6 – Conclusões  | 45  |
| 6.1 – Sugestões de Trabalhos Futuros                    | 46  |
| Apêndice  | 47  |
| Referências Bibliográficas                              | 52  |

## 1 - INTRODUÇÃO

A técnica de Terapia por Captura de Nêutrons em Boro (BNCT) [1][2][3], é uma terapia que busca o tratamento seletivo de tumores cancerígenos, como por exemplo de tumores cerebrais, cujo tratamento não é eficiente quando feito por técnicas convencionais como a cirurgia ou a quimioterapia. Para se obter sucesso com esta modalidade de tratamento de câncer é necessário irradiar o tumor com um feixe de nêutrons térmicos ou epitérmicos de alta intensidade e com o mínimo de contaminantes como nêutrons rápidos e radiação gama.

Inicialmente, somente os reatores eram capazes de produzir um fluxo de nêutrons necessário para o tratamento. Os primeiros testes clínicos [4] de BNCT foram realizados nos reatores nucleares do Brookhaven National Laboratory (BNL) e do Massachusetts Institute of Technology (MIT) na década de 50 e início dos anos 60, utilizando feixes de nêutrons térmicos. Estes primeiros testes realizados nos Estados Unidos não obtiveram sucesso, pois os pacientes submetidos a esta modalidade de tratamento não obtiveram uma melhora significativa na sobrevida se comparado com pacientes tratados por técnicas convencionais.

Subseqüentemente, no Japão, ainda no final dos anos 60 o tratamento com BNCT começou a ser realizado com bons resultados, no Musashi (MITRR) por

Hatanaka que foi um dos principais idealizadores do BNCT. Hatanaka utilizou um composto seletivo desenvolvido por Sweet e um grupo de químicos [5], em seguida o tratamento com BNCT também começou a ser aplicado no Kyoto University Reactor (KUR), e no Japan Atomic Energy Research Reactor (JRR). Todos estes reatores fornecem feixe de nêutrons térmicos.

Destes, somente o JRR e o KUR estão atualmente disponíveis para o tratamento. O KUR foi remodelado para tratamento com BNCT, fornecendo agora dois feixes de nêutrons, um feixe epitérmico e outro térmico. Os participantes do “European Collaboration” para BNCT modificaram o reator de alto fluxo (HFR) de Petten, na Holanda, para obter um feixe epitérmico para realizar testes clínicos em humanos e estudos em animais. [6]

Nos Estados Unidos dois reatores estão atualmente sendo usados para testes clínicos de BNCT com feixes epitérmicos a saber: o Brookhaven Medical Research Reactor (BMRR) e o Massachusetts Institute of Technology Reactor (MITR). Outros reatores de pesquisas como o Georgia Institute of Technology Research Reactor (GITRR), e o Power Burst Reactor Facility (PBF) estão se preparando para realizar testes clínicos. [6]

Um exemplo de uma instalação para tratamento em BNCT utilizando nêutrons térmicos está apresentado de forma esquemática nas Figuras 1.1 e 1.2. Esta

é a instalação do Japan Research Reactor No.2 que esteve em operação para fins médicos até 1998.

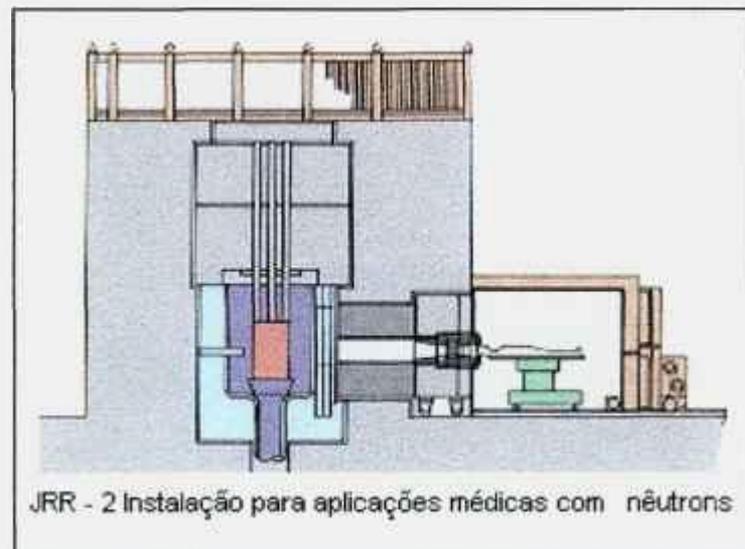


Figura 1.1 – Representação de uma instalação para BNCT

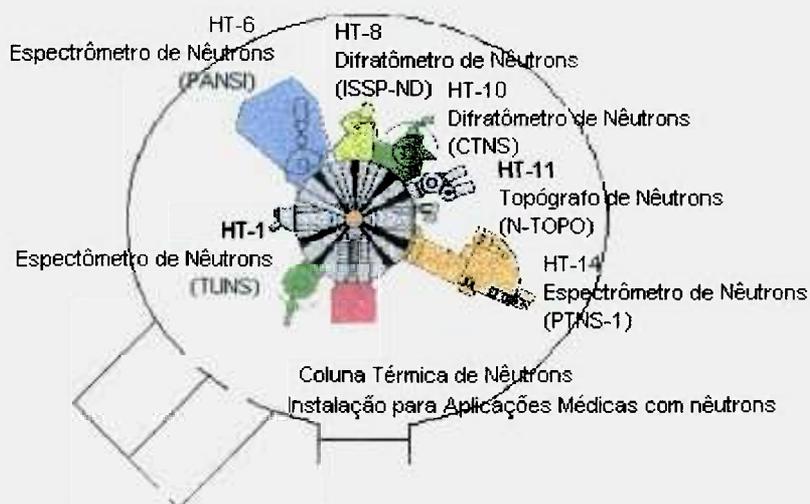


Figura 1.2 – Localização da instalação médica no reator.

Como os reatores não podem ser instalados em áreas populosas como nos maiores centros médicos, fontes alternativas de nêutrons térmicos e epitérmicos

para BNCT estão sendo estudadas. A alternativa mais aceita é o uso de aceleradores de próton de baixa energia com alvos de baixo número atômico (Z) como o Berílio produzindo nêutrons pela reação  ${}^9\text{Be}(p,n){}^9\text{B}$ . Os aceleradores são usualmente utilizados em terapias por radiação e têm uma boa aceitação na comunidade médica, além de apresentarem a vantagem tecnológica de não haver emissão de radiação quando estão desligados e de serem instalações compactas ou de menor porte que um reator nuclear [7].

Um fator limitante para o uso de aceleradores em BNCT é o grande aquecimento do alvo devido ao alto fluxo de nêutrons necessário para o tratamento, necessitando assim de um sistema altamente eficiente de refrigeração do alvo, o que é difícil de se conseguir.

Outros sistemas propostos para estudos na área de BNCT baseiam-se em: fontes de nêutrons de  ${}^{252}\text{Cf}$  ( $2,34 \times 10^{12}$  n/s por grama de  ${}^{252}\text{Cf}$  com energia média dos nêutrons de 2,14 MeV), fonte fotoneutron (que usa um acelerador de elétrons)[8].

A pesquisa na área de BNCT tem apresentado grande interesse nos últimos anos devido aos resultados promissores obtidos. Já somavam mais de 200 [9][10] pacientes submetidos a essa terapia no Japão até 1998, mais de 75 experimentos foram realizados com seres humanos nos Estados Unidos, e mais de 20 em Petten

na Holanda. Desde junho de 1999 mais de 10 pacientes foram tratados na Finlândia.[11]

Deve-se salientar ainda que é possível realizar estudos na área de BNCT usando-se fluxos de nêutrons menores do que os utilizados para tratamento, desde que se utilize um maior tempo de irradiação, para que se tenha a mesma fluência de nêutrons.

### **1.1 – OBJETIVOS**

Concepção de uma instalação para estudos em BNCT no IPEN, utilizando uma fonte de AmBe como fonte de nêutrons, levando-se em consideração as condições e materiais disponíveis em laboratório.

Utilizar o código MCNP-4B de transporte de nêutrons e fótons que utiliza o Método de Monte Carlo [12], para simular o arranjo experimental proposto e, para mapear um feixe de nêutrons na posição de irradiação.

Determinar as características do feixe de radiação, tais como, intensidade e espectro de energia de nêutrons e contaminação por radiação gama. Este sistema além de ser utilizado para estudos em BNCT poderá ser usado em estudos em outras áreas de interesse de pesquisadores do IPEN, tais como em radiobiologia e dosimetria com nêutrons.

## 2 - TERAPIA POR CAPTURA DE NÊUTRONS EM BORO (BNCT)

O fundamento da NCT (Terapia por Captura de Nêutrons) é a ligação de um nuclídeo com alta seção de choque microscópica de captura para nêutrons a um tumor. Este tumor é irradiado com nêutrons, os quais induzem uma reação nuclear no nuclídeo citado e os produtos dessa reação são emitidos com energia cinética que é depositada localmente no tumor, a qual é suficiente para destruí-lo.

Inicialmente foram estudados vários nuclídeos que apresentam alta seção de choque de captura para nêutrons, como por exemplo:

|                   |               |      |
|-------------------|---------------|------|
| $^{235}\text{U}$  | 693 b (barns) |      |
| $^6\text{Li}$     | 940 b         |      |
| $^{10}\text{B}$   | 3.837 b       |      |
| $^{113}\text{Cd}$ | 15.787 b      |      |
| $^{157}\text{Gd}$ | 160.000 b     | [13] |

O nuclídeo a ser escolhido, quando aplicado no organismo humano, deve ter certas propriedades tais como: apresentar uma boa seletividade na absorção, isto é, ser absorvido preferencialmente pelas células cancerígenas, não apresentar

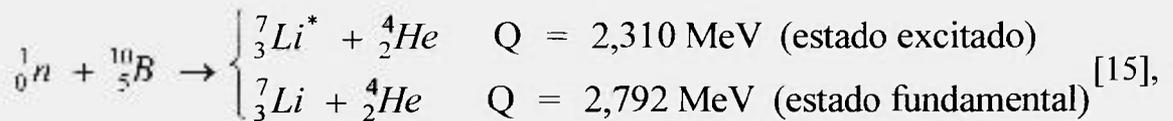
toxicidade ao organismo, os produtos da reação devem depositar sua energia no interior da célula cancerosa e deve apresentar boa estabilidade química.

Como o urânio é altamente tóxico ao organismo, além de produzir inúmeros produtos de fissão quando bombardeado com nêutrons, não pode ser usado. O lítio também foi descartado devido sua instabilidade química e a alta reatividade em meio biológico. O cádmio, bem como o gadolínio produz na reação com nêutrons térmicos, gamas de alta energia e com grande poder de penetração, o que faz com que não depositem sua energia localmente na célula cancerosa o que inviabiliza sua aplicação. Portanto, o nuclídeo escolhido foi o Boro-10, que além de não apresentar esses inconvenientes é de fácil obtenção, representando cerca de 19,6 % do total de boro natural. [14]

O método objetivou a incorporação de átomos de boro-10 em compostos que possuíssem grande afinidade pelas células tumorais, proporcionando alta seletividade na absorção por células cancerosas.

A Terapia por Captura de Nêutrons em Boro (BNCT), é constituída por dois estágios. O primeiro envolve a aplicação, no paciente, de um composto especial contendo boro ( $^{10}\text{B}$ ), que é absorvido preferencialmente pelas células cancerígenas. O segundo estágio envolve a irradiação do órgão do paciente que contém o tumor cancerígeno com um fluxo de nêutrons térmicos ou epitérmicos. A irradiação com

nêutrons térmicos do tumor que contém o composto contendo boro induz a seguinte reação:



onde as partículas produzidas nesta reação, partículas alfa ( ${}^4_2He$ ) e os íons de Lítio ( ${}^7_3Li$ ), possuem alta energia cinética, esta reação para o caso mais freqüente (lítio no estado excitado) está apresentada na Figura 2.1. Estas partículas possuem alta transferência linear de energia (LET), o que faz com que transfiram toda sua energia para a célula em aproximadamente 9  $\mu\text{m}$ , que é da ordem do diâmetro da célula, induzindo assim uma grande probabilidade de destruição das células cancerígenas sem causar grandes danos às células saudias ao redor do tumor.

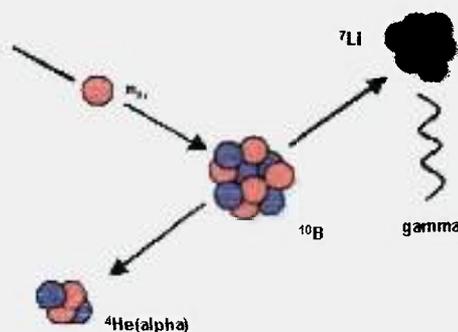


Figura 2.1 – Reação  $B(n,\alpha)Li^*$

Inicialmente nos anos 50 com poucos compostos químicos disponíveis, foram tratados cerca de 20 pacientes com tumor cerebral no Brookhaven National

Laboratory, EUA, e 18 pacientes portadores de glioblastoma e meduloblastoma, no reator do Massachusetts Institute of Technology (MIT) no início dos anos 60. O resultado foi extremamente desencorajador, uma vez que a sobrevida destes pacientes foi semelhante a de pacientes tratados por técnicas convencionais.

Este insucesso deve-se a utilização de um composto borado não seletivo, que foi incorporado igualmente no organismo, ocasionando assim uma captura homogênea de nêutrons térmicos provocando a destruição tanto das células cancerosas como das células sadias.

Estudos indicam que o composto a ser utilizado em BNCT deve apresentar uma seletividade numa proporção maior ou igual a de 3:1, isto é, cerca de 30  $\mu\text{g}$  de  $^{10}\text{B}$  por grama de tecido cancerígeno contra 10  $\mu\text{g}$  de  $^{10}\text{B}$  por grama do tecido sadio para que se tenha sucesso no tratamento.

A estrutura química dos compostos de boro não interfere na reação nuclear de captura de nêutrons de modo que, para a realização da BNCT, o boro pode estar sob qualquer forma: iônica, cristal, metálica, moléculas inorgânicas ou orgânicas. Mas, para que a terapia seja seletiva é imprescindível que a distribuição do composto seja diferencial, com alta concentração nas células cancerosas e mínima concentração nas células sadias. Portanto, a estrutura química do composto tem importância fundamental para a eficácia da terapia, uma vez que a distribuição

desses compostos no organismo depende basicamente de propriedades químicas tais como solubilidade, estabilidade e afinidade pelo tecido tumoral.

Dois compostos de boro, atualmente estão sendo usados clinicamente, o Borocaptate Sodium (BSH) [16] que, por exemplo, está sendo usado no **HFR** (High Flux Reactor) em Petten na Holanda e Boronophenylaline (BPA) que está sendo usado no **BMRR** (Brookhaven Medical Research Reactor) [17] nos Estados Unidos, e uma série de novos compostos foram e estão sendo investigados, porém nenhum apresentou resultados mais significativos.

A característica do feixe de nêutrons para uso em BNCT, deve ser de tal forma que a dose no tecido sadio seja a menor possível e, dependendo do caso, a penetração dos nêutrons seja maximizada para permitir o tratamento de tumores não superficiais.

A menor dose no tecido sadio é alcançada com um composto bem seletivo e com a irradiação com um fluxo de nêutrons térmicos com energia na região de 0,025 eV. Mas devido a baixa penetração destes nêutrons, para tratar casos como o glioblastoma multiforme, que é um tumor cancerígeno no cérebro, é necessário uma intervenção cirúrgica chamada craniotomia, procedimento cirúrgico que consiste em abrir o crânio do paciente para expor a região onde está o tumor diretamente ao fluxo de nêutrons térmicos.

Para que seja evitada a craniotomia, pode-se utilizar um feixe de nêutrons epitérmicos com energia na faixa de 0,5 eV a 40 KeV. Este feixe de nêutrons possui um poder de penetração de alguns centímetros no tecido, sendo por reações de espalhamento gradualmente desacelerado (moderado) até chegar ao tumor, onde ocorre a reação nuclear com o Boro-10 pela captura do nêutron que foi termalizado pelo tecido cerebral, e os produtos dessa reação depositam localmente sua energia no interior da célula tumoral. Os nêutrons epitérmicos termalizam-se em aproximadamente 2,5 cm de tecido cerebral [18], e proporcionam um fluxo de nêutrons térmicos no tumor com um mínimo de dano ao tecido normal. Dessa forma, é possível fracionar a dose em exposições menores, o que é absolutamente inviável quando o paciente tem seu crânio aberto cirurgicamente.

Qualquer componente do feixe que tenha intenso efeito biológico, como os raios gama e os nêutrons rápidos (altamente energéticos), é indesejável, pois estes possuem um alto poder de penetração e assim não depositam sua energia no interior da célula cancerosa e portanto prejudicam principalmente o tecido sadio e, por este motivo, devem ser evitadas ao máximo. Devido a isto é necessário o uso de um conjunto de elementos como moderadores, refletores, filtros e blindagens.

Este conjunto de elementos é necessário para diminuir perdas de nêutrons do feixe, ajustar o feixe de nêutrons em energia, alinhar e colimar o feixe de nêutrons e barrar a radiação gama.

Para se ter sucesso em uma irradiação para tratamento por BNCT é recomendado que a fluência de nêutrons térmicos deve ser de aproximadamente  $4 \times 10^{12} \text{ n/cm}^2$  com uma concentração de  $30 \mu\text{g}$  de  $^{10}\text{B}$  por grama de tecido tumoral. Deve-se salientar ainda que esta fluência deve ser conseguida em uma irradiação de poucas horas com um fluxo de nêutrons térmicos de aproximadamente  $1 \times 10^9 \text{ n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ , uma dose de radiação gama pelo fluxo de nêutrons menor ou igual a  $3 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}_t$  e uma dose de nêutrons rápidos por fluxo de nêutrons térmicos menor ou igual a  $5 \times 10^{-13} \text{ Gy-cm}^2/\text{n}_t$ . [19]

### **3 – MÉTODO DE CÁLCULO**

#### **3.1 – MÉTODO DE MONTE CARLO PARA TRANSPORTE DE RADIAÇÃO**

O Método de Monte Carlo tem se tornado um método de cálculo muito útil em todas as áreas científicas para a modelagem de problemas com geometria complicada, isto se tornou possível graças aos grandes avanços tecnológicos que possibilitaram o desenvolvimento de processadores cada vez mais rápidos e memórias de grande capacidade e acesso rápido, o que possibilita a simulação de problemas matemáticos complicados.

O Método de Monte Carlo consiste na simulação de um problema físico, com o uso de técnicas de amostragem estatística. Este método resume-se na amostragem aleatória de eventos distribuídos de acordo com uma distribuição de probabilidades, e através de técnicas estatísticas adequadas, estima-se as respostas desejadas. E por isso, o método de Monte Carlo, é comumente chamado de “experimento matemático”. [21]

Particularmente, no caso de simulação da emissão e do transporte da radiação através de meios materiais, onde estes fenômenos podem ser considerados probabilísticos, o processo envolvido na geração de uma história, que é a simulação

desde o “nascimento”, por emissão de radiação por uma fonte, até a “morte” desta, por absorção ou fuga, está mostrado no esquema apresentado na Figura 3.1.

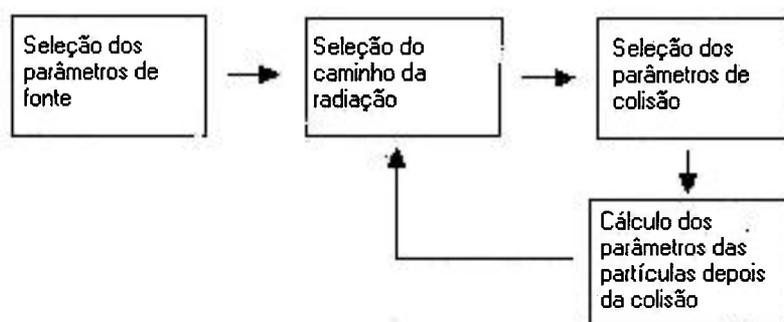


Figura 3.1 – Diagrama de Blocos do processo envolvido na geração de uma história no transporte de radiação

Então, o primeiro passo na simulação do processo de transporte de radiações é amostrar os parâmetros de fonte. Para isto, deve-se conhecer a probabilidade da radiação ser emitida com uma determinada energia, posição e ângulo.

Para selecionar a energia com que a radiação é emitida pela fonte, tem-se que conhecer inicialmente a distribuição de energia da fonte, que é uma f.d.p. (função densidade de probabilidade). E conhecendo-se esta f.d.p. pode-se calcular a f.d.c. (função densidade cumulativa),  $F(E)$ , e com isso amostrar a energia desta radiação, seguindo o esquema mostrado na Figura 3.2, Onde  $n$  é um número aleatório compreendido no intervalo  $0 \leq n < 1$ .

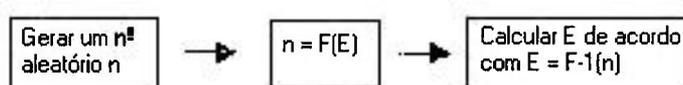


Figura 3.2 – Esquema da seleção de energia da radiação

Do mesmo modo pode-se determinar o ponto de emissão e as direções iniciais da radiação, sabendo-se como esta fonte está distribuída no meio e se a emissão das partículas é isotrópica ou não. Após ser amostrado os parâmetros de fonte, seleciona-se o caminho percorrido pela radiação desde o ponto de emissão até o ponto onde sofre a primeira interação, para isso deve-se conhecer a seção de choque que é a probabilidade de que a radiação sofra sua primeira interação a uma distância qualquer. No caso de nêutrons esta interação pode ser por exemplo: por espalhamento elástico ou inelástico, reações de absorção  $(n,\gamma)$ ,  $(n,\alpha)$ ,  $(n,p)$  ou fissão, já no caso da radiação gama, a interação ocorre preferencialmente por efeito fotoelétrico, compton ou produção de pares.[15]

Após selecionado o tipo de colisão determina-se os parâmetros das partículas que sobrevivem a estas colisões. Estes parâmetros constituem o tipo, número, energia e direção destas partículas.

O Método de Monte Carlo, é basicamente, a geração da história de uma partícula através do processo físico que se está considerando. Sempre que o evento de interesse ocorre, diz-se que obteve-se um sucesso, se não, ocorre um fracasso. Para se ter uma boa amostragem, é necessário que várias histórias sejam geradas.

Para o término da simulação de Monte Carlo, é necessário um número de histórias suficiente para que o desvio padrão seja menor que um certo valor especificado. Como a geração de histórias está relacionado com o conceito de

amostras, para uma amostra de tamanho  $N$ , a média da amostra é dado por,

$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_i x_i$ , onde  $x_i$  é o valor da grandeza que se está estimando. Já a variância da

amostra será dado por,  $\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_i (x_i - \bar{x})^2$ , onde o desvio padrão é a raiz quadrada

da variância. Assim o resultado final é expresso da seguinte forma,  $(\bar{x} \pm \sigma)$ .

### 3.2 – MCNP-4B

O código computacional MCNP-4B[12] (Monte Carlo Neutron Photon Code), na versão 4B, é baseado no Método de Monte Carlo e utilizado para simular o transporte de radiação através de diferentes materiais, este permite a modelagem correta, isto é, em três dimensões de toda a configuração geométrica do problema.

O MCNP pode ser usado para simular o transporte de diferentes tipos de radiações como: nêutrons, fótons ou elétrons ou ainda o transporte combinado de nêutrons/fótons, onde os fótons são produzidos pelas interações dos nêutrons, nêutrons/fótons/elétrons ou fótons/elétrons. Os limites das energias dos nêutrons considerados no MCNP vão desde  $10^{-11}$  MeV até 20 MeV, e a energia dos fótons e elétrons vão desde 1 keV até 1000 MeV. Uma facilidade do MCNP é que este código utiliza seções de choque pontuais, que constituem uma biblioteca de dados acoplados ao programa. Existe uma grande variedade de bibliotecas de seções de choque disponíveis, das quais pode-se citar, no caso de nêutrons as bibliotecas

ENDF/B-VI e ENDL851, no caso de radiação gamas a biblioteca MCPLIB02 e para elétrons a biblioteca EL1.

O código MCNP permite ainda simular uma grande variedade de fontes de nêutrons e fótons, onde estas podem ser pontuais, superficiais, volumétricas ou críticas (ex. núcleo de um reator nuclear), permite também especificar distribuições de probabilidades independentes para os parâmetros de fonte tais como energia e direção.

O código permite a simulação das interações das partículas com a matéria de acordo com as probabilidades de ocorrência de cada tipo de interação, como ocorreria em um experimento realizado em laboratório. Mas, como em alguns casos este tipo de simulação pode se tornar muito demorado e com baixa eficiência, o código possui várias opções de técnicas que tem como objetivo aumentar a eficiência de cálculo, reduzindo assim o tempo de processamento computacional. Este conjunto de técnicas são denominadas técnicas de redução de variância. [20]

Dentre as técnicas de redução de variância disponíveis e utilizadas neste trabalho, pode-se citar:

1 - "Amostragem Induzida", esta técnica consiste em amostrar uma direção preferencial para as partículas emitidas na fonte, atribuindo um peso a cada história gerada de maneira induzida de tal forma a compensar a indução.[12]

2 - "Roleta Russa" e "Fracionamento", esta técnica consiste em dar preferência às amostragens nas regiões de maior importância. Para isto divide-se a região de interesse em diversas células, atribuindo diferentes importâncias para cada célula. Com isso as partículas ganham pesos diferenciados em cada célula e dependendo deste peso é utilizado a roleta russa para sortear se a partícula "sobrevive" ou "morre".[12]

3 - "Transmissão Determinística" (DXT), esta técnica permite que partículas sejam transportadas deterministicamente para uma região de maior interesse, como por exemplo o detector que está sendo simulado. Através do cartão DXC, que também é utilizado, pode-se estabelecer a probabilidade com que cada célula pode contribuir para a região de interesse.[12]

4 - "Weight Window Generator", é uma técnica de redução de variância, que gera importâncias para todas as células em cada processamento, e estas importâncias servem de realimentação para um novo processo, isto ocorre até que seus valores converjam para um valor "ótimo".[12]

5 - "Energy Cutoff", esta técnica permite que o programa deixe de acompanhar todas as partículas que atingirem um limite mínimo e máximo de energia predeterminado, iniciando-se assim uma nova história e diminuindo o tempo de processamento.[12]

#### **4 – DESCRIÇÃO DO SISTEMA MODELADO**

Inicialmente fez-se um estudo para verificar quais os materiais e equipamentos disponíveis no Laboratório do Van de Graaff, IPEN-CNEN/SP, poderiam ser utilizados na montagem de um sistema para estudos em BNCT.

Após esta verificação é que foi proposto um sistema de irradiação que é constituído por uma fonte de nêutrons posicionada dentro de uma blindagem adequada na qual existe um canal de irradiação. Na saída deste canal serão posicionadas as amostras objeto de estudo ( posição do detetor neste trabalho ).

A fonte de nêutrons proposta é do tipo AmBe, cujo espectro está apresentado no Gráfico 4.1 [22]. Esta fonte foi posicionada no centro de uma blindagem de chumbo, em uma das faces desta blindagem existe um canal onde são posicionados os materiais moderadores e filtros de nêutrons e blindagem de raios gama. No final deste está o local onde serão posicionadas as amostras a serem irradiadas, por isso este canal é chamado de canal de irradiação (Figura 4.1). Na extremidade deste canal foi colocado um “detetor de nêutrons” virtual na posição de irradiação, onde foi determinado o espectro em energia de nêutrons, bem como mapeado computacionalmente a fluência de nêutrons ( $\#/cm^2$ ) que atravessa uma seção transversal do detetor.

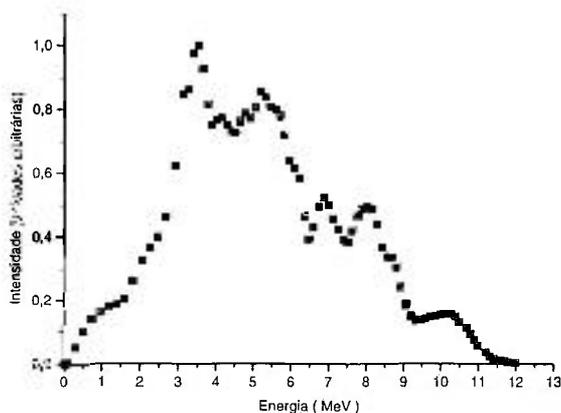


Gráfico 4.1 - Espectro de nêutrons emitidos pela fonte de AmBe [22].

Os materiais utilizados como moderadores e filtros de nêutrons no canal de irradiação foram o Polietileno, Alumínio e Carbono, como blindagem para raios gama utilizou-se Chumbo e Bismuto. Foram utilizadas placas destes materiais com diferentes espessuras, onde inicialmente foram feitos vários testes com cada material em separado e em seguida foram realizadas combinações com diferentes espessuras destes materiais.[23]

Todo este arranjo foi modelado para que se consiga, na posição de irradiação, um feixe de nêutrons térmicos com um mínimo de contaminação de nêutrons rápidos e raios gama, considerando-se que a fonte de nêutrons utilizada emite somente nêutrons rápidos e radiação gama.

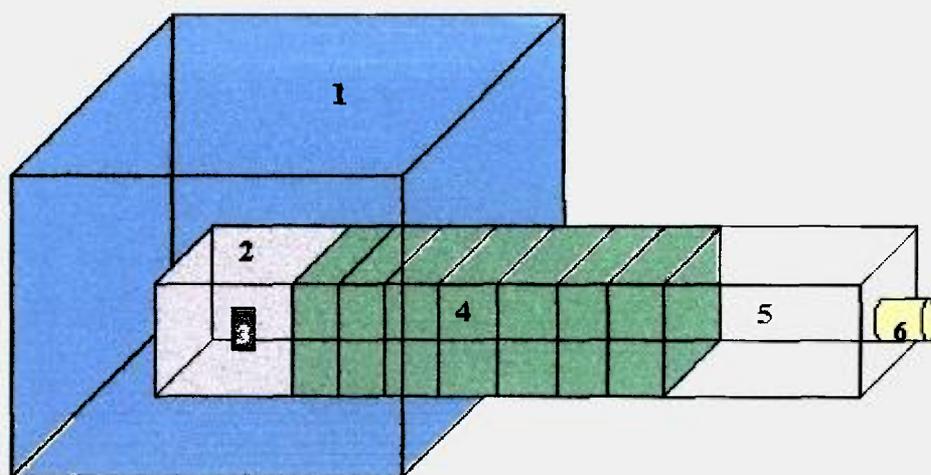


Figura 4.1 - Representação do sistema de irradiação modelada, onde temos: 1- blindagem e/ou refletor; 2- blindagem de chumbo; 3- fonte de nêutrons; 4- placas de materiais utilizados como moderadores e filtros de nêutrons; 5- canal de irradiação; 6- detector.

Com o objetivo de se obter uma maior eficiência dos cálculos nesta modelagem, foram utilizadas várias técnicas de redução de variância. Estas técnicas foram testadas individualmente e também fazendo-se uma combinação das mesmas, visando otimizar o cálculo com o MCNP, diminuindo o tempo de processamento computacional e reduzindo a incerteza. [23]

Uma das técnicas de redução de variância utilizadas consiste em dividir a região de interesse, que neste caso é o canal entre a fonte e a posição de irradiação, em várias células para se atribuir diferentes importâncias nesta região (Figura 4.2)

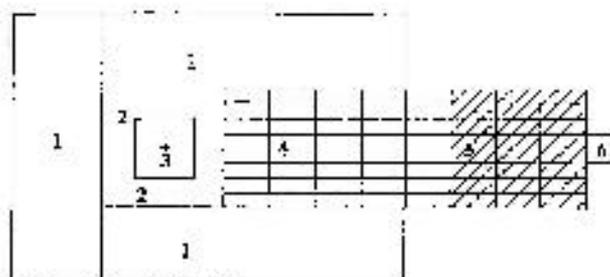


Figura 4.2 - Vista do plano y-z da geometria modelada. 1- Blindagem e/ou refletor, 2- chumbo, 3- fonte de nêutrons (AmBe), 4- material utilizado como moderador e filtros de nêutrons e blindagem de gamas 5- ar, 6- detector.

#### 4.1 – RESULTADOS

Inicialmente, foi feito um estudo de quais técnicas de redução de variância deveriam ser usadas na modelagem deste problema específico, pois quando se utiliza o código MCNP não se sabe a princípio quais as técnicas de redução de variância mais apropriadas para o caso em questão, nem a melhor configuração dos parâmetros a serem utilizados nestas técnicas que foram citadas no cap. 3 deste trabalho.

O código MCNP foi processado muitas vezes para que fosse obtido a melhor combinação de técnicas de redução de variância. Concluiu-se que a melhor combinação é a utilização em conjunto das seguintes técnicas: Amostragem induzida, "energy cutoff", fracionamento, transmissão determinística (DXT, DXC) e "Weight window generator", no entanto ao usar material refletor a única técnica de redução de variância não utilizada foi a amostragem induzida, cujo objetivo é obter a real contribuição do refletor para o feixe de nêutrons.

O uso destas técnicas de redução de variância não deve alterar o resultado do problema. Para verificar se as técnicas de redução de variância foram bem definidas para este problema em particular, após muitos testes e de ter rodado o programa MCNP várias vezes para definir os parâmetros corretos a serem utilizados, rodou-se um caso mais simples, um arranjo onde a fonte de nêutrons e o detetor estariam no ar, sem nenhum material moderador entre a fonte e o detetor, e o resultado está mostrado no Gráfico 4.2, onde observamos que o espectro na posição do detetor é similar ao espectro emitido pela fonte.

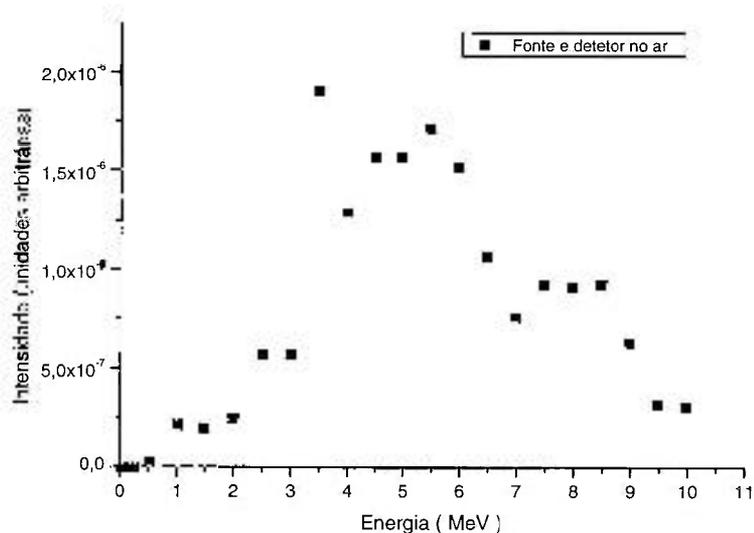


Gráfico 4.2 – Espectro de nêutrons, onde fonte e detetor estão no ar.

Após as configurações terem sido determinadas, passou-se ao estudo dos materiais a serem utilizados como moderadores de nêutrons, onde foram analisadas

diferentes espessuras de polietileno, alumínio, carbono, chumbo e bismuto bem como várias combinações de diferentes espessuras desses materiais.

Nos primeiros testes o interesse estava voltado apenas para a moderação de nêutrons e o sistema modelado está representado na Figura 4.3.

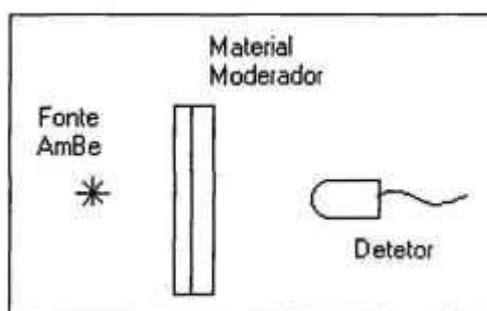


Figura 4.3 – Representação do sistema modelado, utilizando-se o Código MCNP-4b

Com o objetivo de se obter um feixe de nêutrons térmicos utilizou-se polietileno como material moderador, pois este possui uma alta seção de choque elástica, e assim sendo um bom moderador de nêutrons. Verificou-se que a melhor espessura de polietileno a ser utilizada neste caso é de 10cm, conforme mostrado nos Gráficos 4.3 e 4.4, pois com esta espessura de polietileno, consegue-se a maior razão entre nêutrons térmicos e nêutrons rápidos, porém a intensidade de nêutrons térmicos é ainda menor do que a de nêutrons rápidos. Pode-se observar neste gráfico que com a espessura de 6cm de polietileno como moderador a eficiência de moderação de nêutrons é baixa e que com a espessura de 25cm de polietileno os nêutrons são moderados e parte destes são absorvidos no próprio polietileno o que leva a conclusão de que a melhor espessura de polietileno neste caso é realmente de 10cm, onde as razões apresentadas para a relação entre o fluxo de nêutrons térmicos

$\phi_T$  e fluxo de nêutrons epitérmicos  $\phi_E$  para o fluxo de nêutrons rápidos  $\phi_R$  estão apresentados na Tabela 4.1.

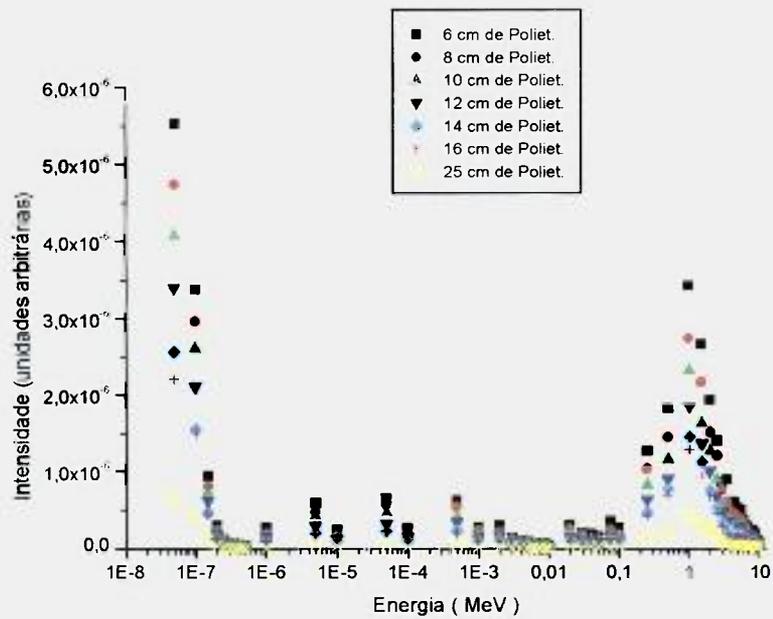


Gráfico 4.3 - Espectro de nêutrons utilizando polietileno como material moderador.

Tabela 4.1 – Razão entre os fluxos de nêutrons térmicos e epitérmicos com relação ao fluxo de nêutrons rápidos

| Espessuras de Polietileno | $\phi_T / \phi_R$ | $\phi_E / \phi_R$ |
|---------------------------|-------------------|-------------------|
| 6 cm                      | 0,551             | 0,235             |
| 8cm                       | 0,596             | 0,246             |
| 10 cm                     | 0,654             | 0,256             |
| 14 cm                     | 0,644             | 0,229             |
| 25 cm                     | 0,581             | 0,197             |

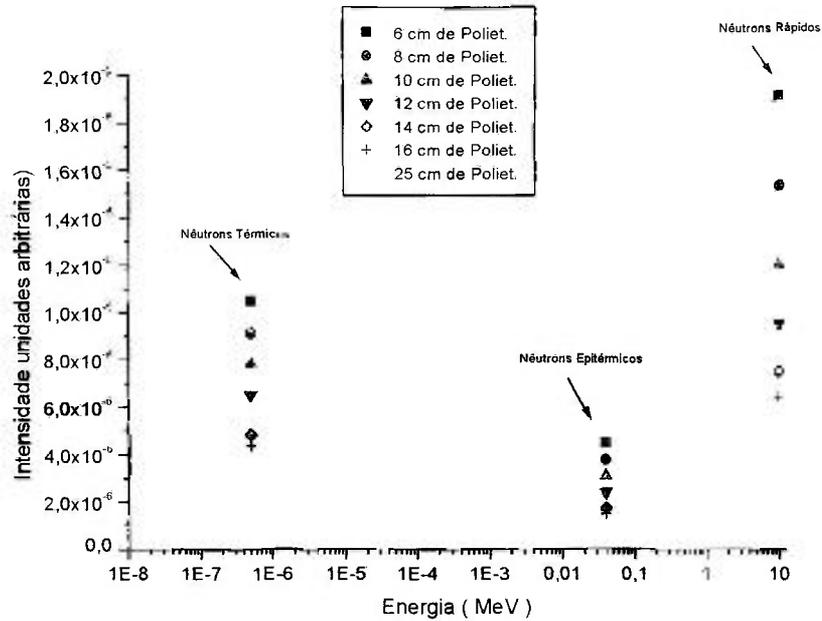


Gráfico 4.4 – Intensidade por grupo de energia.

Com o objetivo de se aumentar a intensidade de nêutrons na posição do detector resolveu-se testar alguns materiais como o polietileno e chumbo para serem utilizados como refletores de nêutrons e o resultado para o caso com refletor de chumbo está mostrado no Gráfico 4.5. Neste caso o sistema modelado está representado na Figura 4.4.

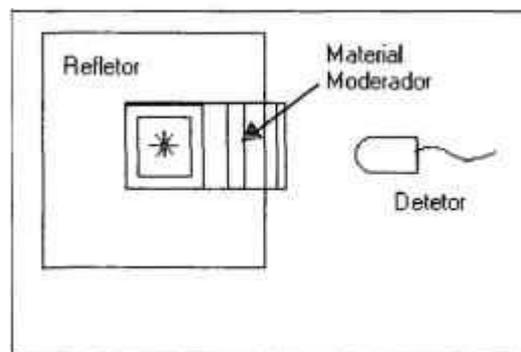


Figura 4.4 – Representação do sistema modelado com o objetivo de maximizar a intensidade de nêutrons utilizando um material refletor.

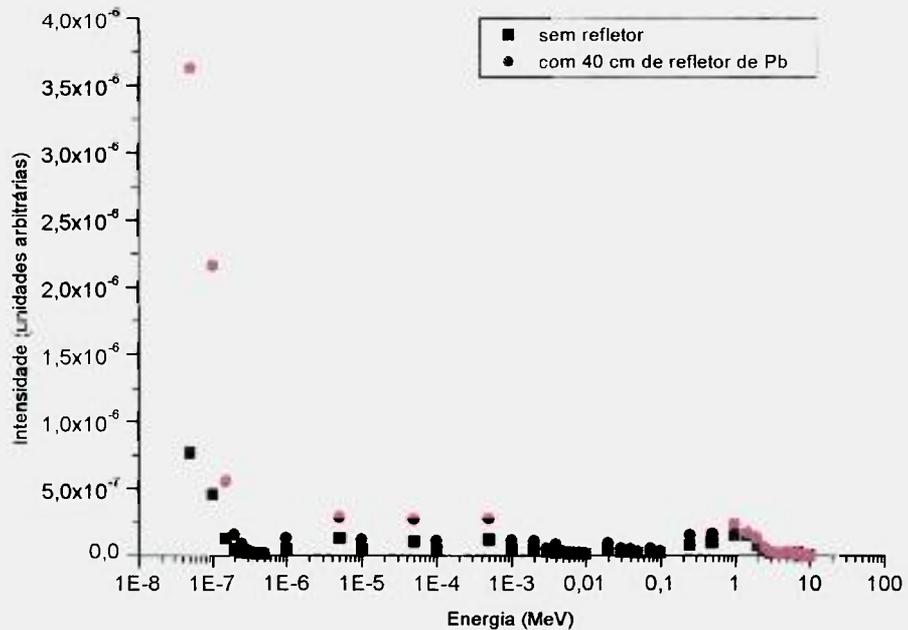


Gráfico 4.5 – Espectro obtido em um arranjo com e sem refletor de chumbo.

Com o objetivo de conseguir um maior fluxo de nêutrons e uma maior razão entre nêutrons térmicos e nêutrons rápidos passou-se então a estudar outros materiais, tais como carbono e alumínio, que pudessem ser usados como materiais moderadores de nêutrons, estes por possuírem alta seção de choque de espalhamento de nêutrons rápidos. Então foram feitos vários testes variando-se a espessura destes materiais, bem como arranjos onde se testou diferentes combinações de diferentes espessuras de polietileno, carbono e alumínio. Alguns dos resultados mais expressivos são mostrados nos Gráficos 4.6 e 4.7.

Como a fonte de nêutrons que está sendo utilizando é uma fonte de AmBe, e esta emite também gamas e como no processo de moderação de nêutrons é também liberada radiação gama, então deve-se somar a intensidade de gamas emitidos pela

fonte com os gamas produzidos pela moderação dos nêutrons e que chegam até o detector. Este espectro total de gamas está mostrado no Gráfico 4.8. Para isto foi estudado várias espessuras de bismuto e chumbo, bem como a posição destes materiais, para que fossem usadas como blindagem para os raios gama. Lembrando-se que deve-se sempre analisar junto a intensidade de gamas e nêutrons.

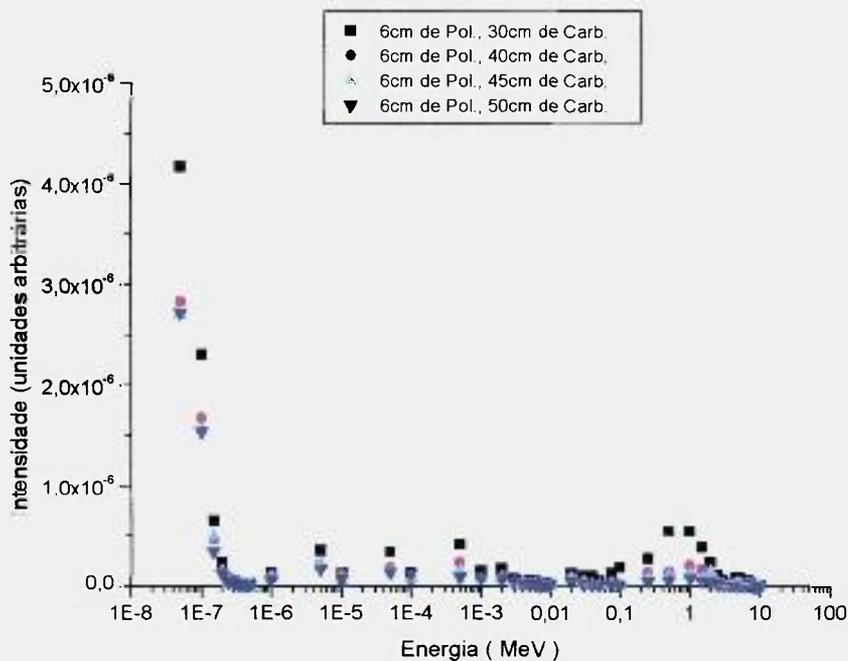


Gráfico 4.6 – Espectro de nêutrons, polietileno e carbono como material moderador.

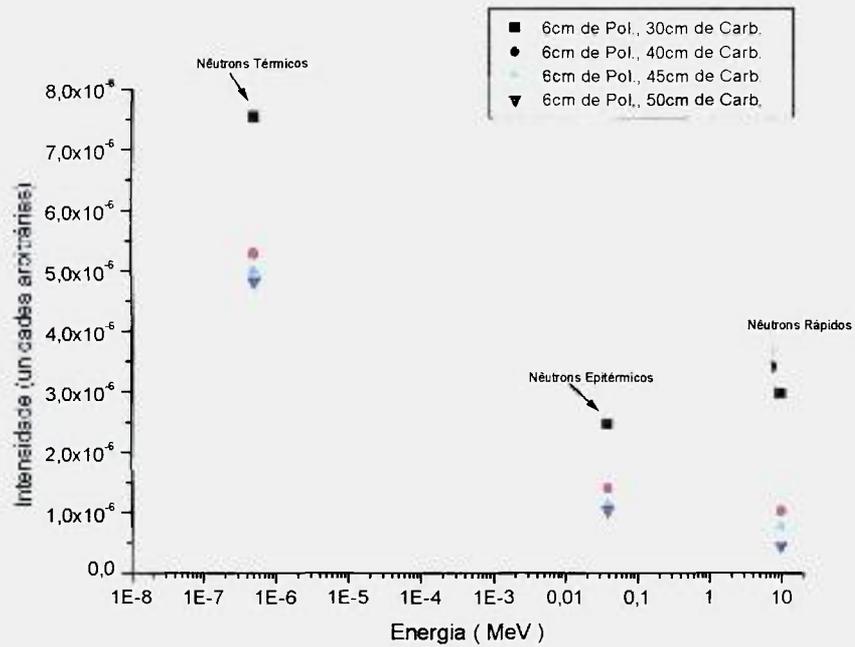


Gráfico 4.7 – Intensidade de nêutrons por grupo de energia.

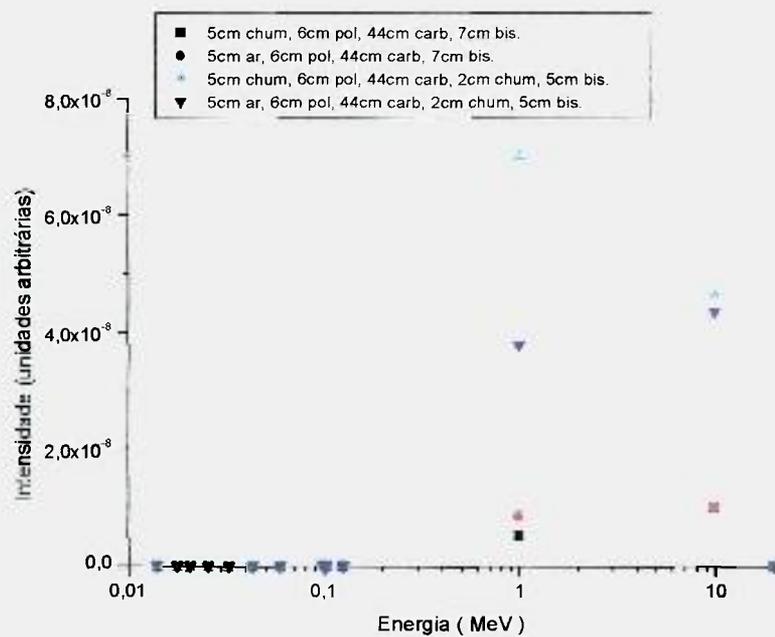


Gráfico 4.8 – Espectro gama obtido com o uso de chumbo e bismuto como blindagem.

Após muitos testes e inúmeras vezes que rodou-se o MCNP com o objetivo de otimizar os resultados conseguiu-se um espectro de nêutrons que está mostrado no Gráfico 4.9, onde fez-se uma otimização das espessuras de polietileno, carbono, chumbo e bismuto utilizados como moderadores de nêutrons e blindagem para os raios gama, a intensidade de nêutrons por grupo de energia está apresentado no Gráfico 4.10, onde os materiais e suas respectivas espessuras correspondente a cada conjunto de materiais estão apresentados na Tabela 4.2. Na Tabela 4.3 pode-se observar a relação entre os fluxos de nêutrons térmicos e rápidos.

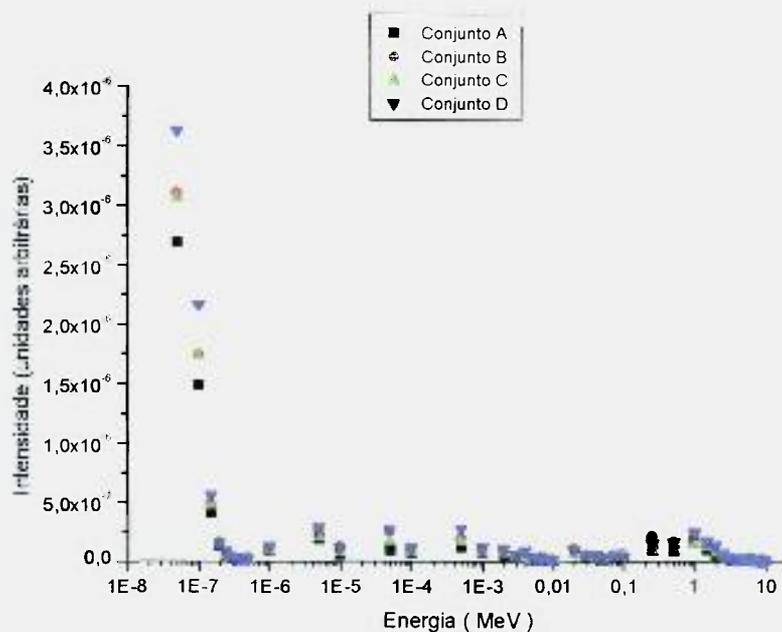


Gráfico 4.9 – Espectro de energia de nêutrons obtido com a otimização dos materiais utilizados.

Tabela 4.2 – Relação de materiais e espessuras utilizadas

|            | <b>Material utilizado</b>                                       |
|------------|---|
| Conjunto A | 5cm de Pb + 6cm de Pol. + 44cm de Carb. + 7cm de Bi             |
| Conjunto B | 5cm de ar + 6cm de Pol. + 44cm de Carb. + 7cm de Bi             |
| Conjunto C | 5cm de Pb + 6cm de Pol. + 44cm de Carb. + 2cm de Pb + 5cm de Bi |
| Conjunto D | 5cm de ar + 6cm de Pol. + 44cm de Carb. + 2cm de Pb + 5cm de Bi |

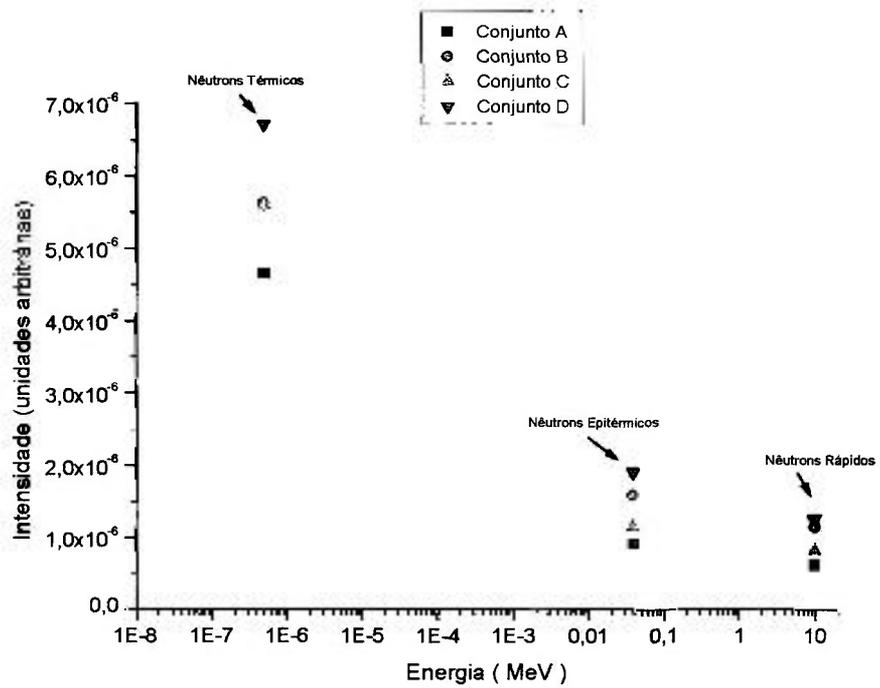


Gráfico 4.10 – Intensidade por grupo de energia de nêutrons.

Tabela 4.3 – Razão entre  $\frac{\phi_T}{\phi_R}$ 

|            | $\frac{\phi_T}{\phi_R}$ |
|------------|-------------------------|
| Conjunto A | 7,57                    |
| Conjunto B | 4,90                    |
| Conjunto C | 6,88                    |
| Conjunto D | 5,33                    |

Após esta otimização do feixe de nêutrons na posição de irradiação, voltou-se a atenção para a intensidade de radiação em volta do arranjo experimental. Verificou-se que a intensidade de nêutrons e raios gama era alta nas posições P1 e P2 da Figura 4.5.

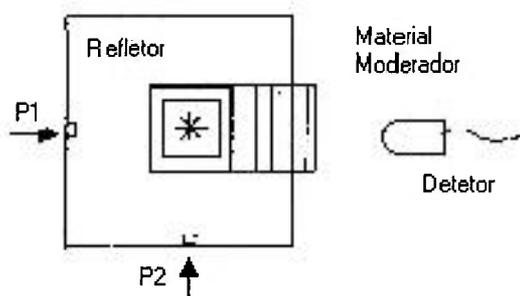


Figura 4.5 – Sistema modelado com o MCNP

Propôs-se então uma blindagem para nêutrons e gamas. Para isto foi colocado 20 cm de polietileno por fora do refletor de chumbo para moderar os nêutrons rápidos, 5 mm de cádmio por fora do polietileno para absorver os nêutrons térmicos, pois este possui alta seção de choque de absorção de nêutrons térmicos e por fim foi colocado mais 5 cm de chumbo para barrar os raios gama. Os resultados mais expressivos estão mostrados na Tabela 4.4. Com o objetivo de diminuir ainda mais a dose devido aos nêutrons e gamas fora da blindagem deve-se aumentar a espessura de polietileno na blindagem para que os nêutrons rápidos sejam totalmente moderados e assim quando térmicos absorvidos pelo cádmio.

Tabela 4.4 – Efeito da blindagem para as doses de nêutrons e gamas

| Posição | dose de nêutrons s/<br>blindagem mrem | dose de nêutrons c/<br>blindagem mrem |
|---------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| P1      | 43,1                                  | 13                                    |
| P2      | 43,1                                  | 5,7                                   |
|         |                                       |                                       |
| Posição | Dose gama s/ blindagem<br>mrem        | Dose gama c/ blindagem<br>mrem        |
| P1      | 1,46E-2                               | 0,126                                 |
| P2      | 1,46E-2                               | 0,173                                 |

Com a finalidade de reduzir ainda mais a dose devido a nêutrons, bem como a dose devido a gamas nas posições fora da blindagem, foi modelado o sistema representado na Figura 4.6, onde foram utilizados 20cm de chumbo como refletor de nêutrons, 20cm de polietileno para moderar os nêutrons que atravessam o refletor de chumbo, em seguida foi colocada uma folha de cádmio com 9mm de espessura para absorver os nêutrons térmicos moderados no polietileno e por final foi colocado 5cm de chumbo para absorver os gamas emitidos na absorção de nêutrons térmicos.

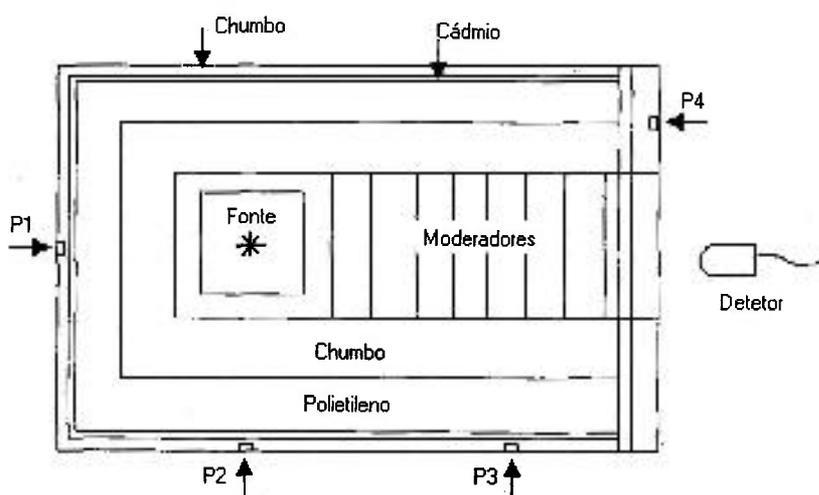


Figura 4.6 – Configuração final modelada com o MCNP

Com o objetivo de obter um feixe de nêutrons epitérmicos utilizou-se alumínio como material moderador obtendo-se os resultados que estão apresentados no Gráfico 4.11.

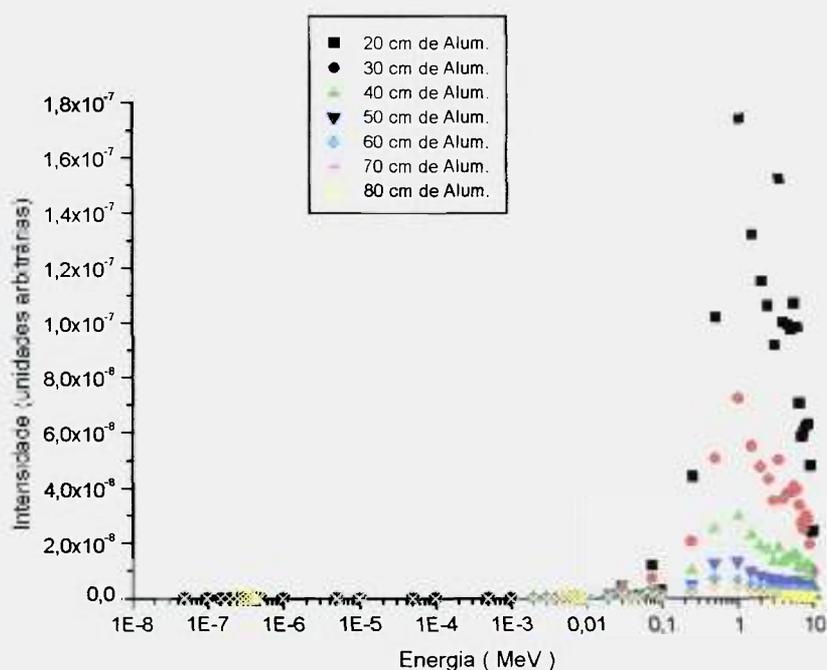


Gráfico 4.11 – Espectro obtido utilizando-se alumínio como moderador.

Como pode-se observar a intensidade de nêutrons epitérmicos é muito baixa, então foi realizado vários testes com espessuras e combinações diferentes de polietileno e alumínio para se obter um maior fluxo de nêutrons epitérmicos e uma melhor relação entre nêutrons epitérmicos e nêutrons rápidos. Cujos resultados estão apresentados no Gráfico 4.12. Para tentar aumentar ainda mais a intensidade de nêutrons epitérmicos fez-se uma combinação de polietileno, carbono e alumínio como moderador de nêutrons e cádmio para barrar os nêutrons térmicos. O resultado mais expressivo está mostrado no Gráfico 4.13 e a intensidade por grupo de energia está mostrado no Gráfico 4.14. As espessuras e os materiais utilizados

em cada caso estão apresentados na Tabela 4.5. A relação entre nêutrons epitérmicos  $N_E$  e nêutrons rápidos  $N_R$  está apresentada na Tabela 4.6.

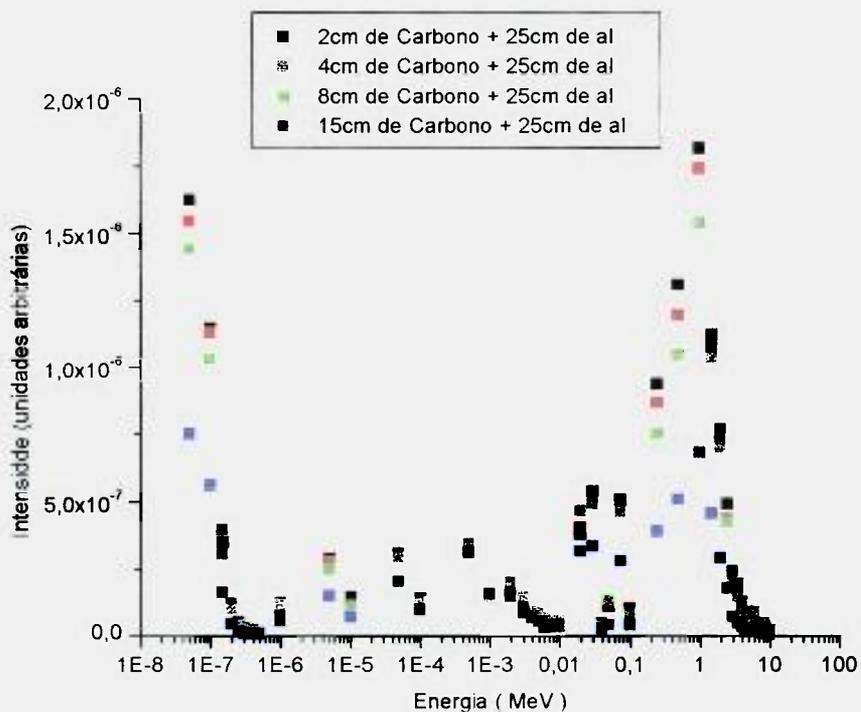


Gráfico 4.12 - Espectro de nêutrons , utilizando polietileno e alumínio como material moderador de nêutrons.

Tabela 4.5 – Relação de materiais e espessuras utilizadas

|        | <b>Material utilizado</b>  |
|--------|--|
| Caso 1 | 2cm de Pol. + 6cm de Carb. + 52cm de Al + 9mm de Cd + 5cm de Bi              |
| Caso 2 | 2cm de Al. + 6cm de Carb. + 52cm de Al + 9mm de Cd + 5cm de Bi               |
| Caso 3 | 2cm de Al. + 2cm de Pol. + 6cm de Carb. + 52cm de Al + 9mm de Cd + 5cm de Bi |

Tabela 4.6 – Razão entre fluxo de nêutrons epitérmicos e fluxo de nêutrons rápidos

|        | $\phi_T$ | $\phi_E$ | $\phi_R$ | $\frac{\phi_E}{\phi_R}$ |
|--------|----------|----------|----------|-------------------------|
| Caso 1 | 4,11E-12 | 5,62E-06 | 4,31E-06 | 1,30                    |
| Caso 2 | 1,78E-17 | 7,91E-06 | 5,32E-06 | 1,49                    |
| Caso 3 | 5,70E-12 | 5,60E-06 | 4,27E-06 | 1,31                    |

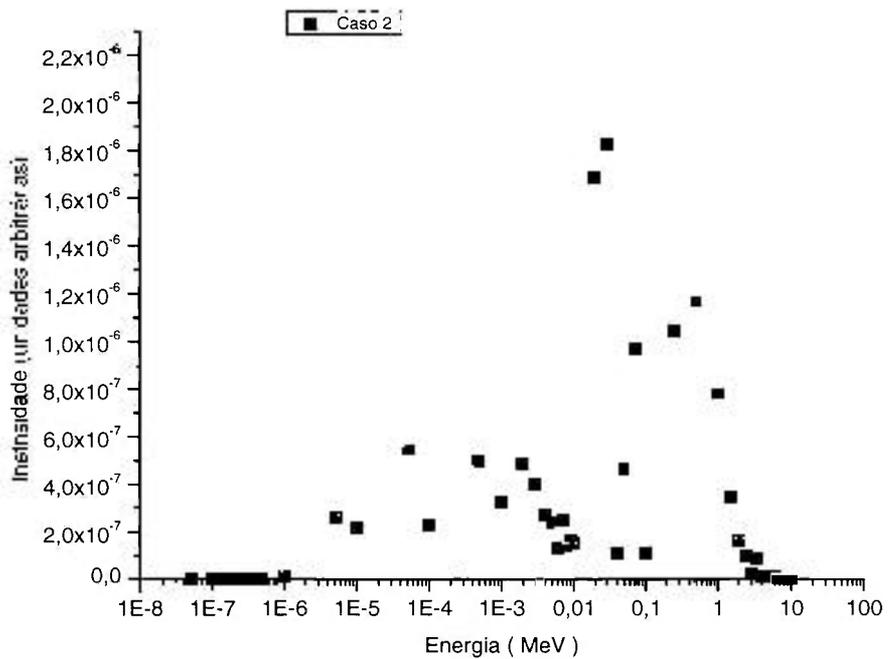


Gráfico 4.13 - Espectro de nêutrons , utilizando alumínio, carbono e alumínio como material moderador de nêutrons e cádmio como absorvedor de nêutrons térmicos.

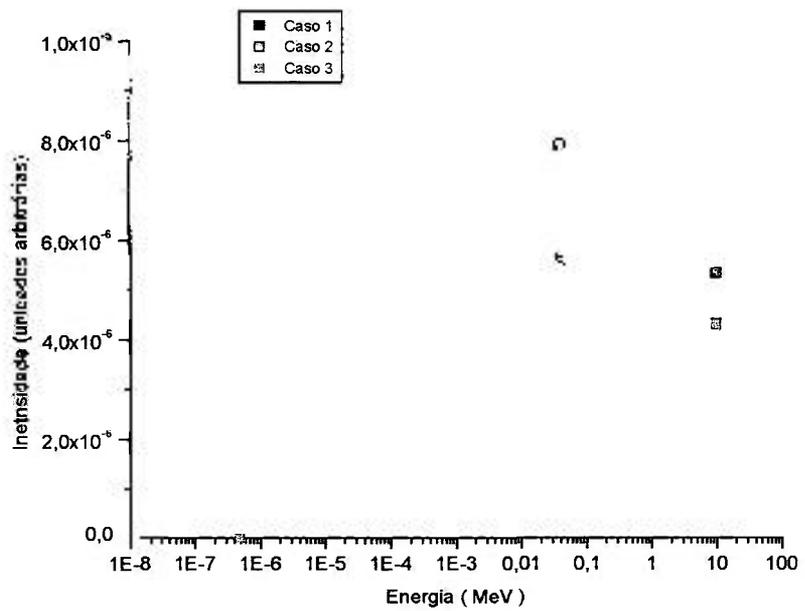


Gráfico 4.14 – Intensidade por grupo de energia , utilizando polietileno, carbono e alumínio como material moderador de nêutrons e cádmio como absorvedor de nêutrons térmicos.

## 5 - ANÁLISE DOS RESULTADOS

Inicialmente foi realizado um estudo sobre a técnica de terapia por captura de nêutrons em boro, bem como as condições necessárias para que se viabilize uma instalação para estudos nesta área. Para isto foi realizado um levantamento das principais instalações existentes no mundo que realizam estudos nessa área, levando-se sempre em consideração as características destas instalações tais como: de feixe de nêutrons, materiais utilizados como moderadores, filtros e blindagens.

Como BNCT é um processo de tratamento seletivo, isto é, onde procura-se eliminar as células malignas com um mínimo de dano às células saudáveis, observou-se um grande crescimento no interesse por este tipo de estudo em todo o mundo, onde o número de instalações que estudam o assunto está aumentando consideravelmente. Daí o grande interesse em viabilizar uma instalação aqui no Brasil, mais precisamente no IPEN/CNEN-SP, para estudos na área de tratamento de câncer por captura de nêutrons.

Realizamos um levantamento dos materiais disponíveis no Laboratório do Van de Graaff localizado no IPEN, iniciou-se o estudo de viabilização de uma instalação para estudos em captura de nêutrons em boro. Para isto utilizou-se uma ferramenta muito utilizada na área de modelagem de instalações e transporte de

radiação que é o código computacional MCNP, o qual foi usado para simular todo o arranjo experimental, bem como mapear o fluxo de nêutrons na posição de irradiação.

Porém para se usar este código computacional, foi necessário estudar suas características para adequar os dados de entrada ao problema específico que se está querendo modelar, uma vez que este possui inúmeras aplicações na área nuclear, bem como técnicas de redução de variâncias que bem definidas podem auxiliar muito na redução do tempo de processamento e da incerteza. Após este estudo preliminar começou-se a realizar as primeiras simulações do problema proposto e verificou-se a necessidade de utilizar-se técnicas de redução de variâncias para reduzir o tempo de processamento.

Realizou-se um estudo de quais técnicas de redução de variâncias disponíveis poderiam ser utilizadas neste problema e verificou-se que se bem definido um conjunto de técnicas de redução de variâncias auxiliaria muito no processo de simulação. As técnicas de redução de variâncias que se mostraram mais efetivas na simulação do experimento objeto deste trabalho foram: Amostragem induzida, “energy cutoff”, fracionamento, transmissão determinística (DXT, DXC) e “Weight Window generator”.

Para verificar se estas técnicas de redução de variâncias foram bem definidas realizaram-se testes comparativos onde se conhecia o resultado, que eram

simulações de um sistema de irradiação sem material absorvedor ou moderador de nêutrons, onde a fonte de nêutrons estava a uma certa distância do detetor sem nenhum material entre os dois; para este teste foi considerado uma distância de 67 cm da fonte ao detetor e considerou-se um detetor cilíndrico com raio de 1,905 cm. Observou-se que o resultado foi muito bom, com um desvio da ordem de 3% entre o valor calculado analiticamente que é  $1,772 \times 10^{-5}$  e o valor simulado pelo MCNP que é  $1,717 \times 10^{-5}$  partículas na posição de irradiação para cada partícula emitida na fonte. O mesmo pode ser observado comparando os Gráficos 4.1 e 4.2, onde está apresentado o espectro de nêutrons emitido pela fonte e o espectro de nêutrons na posição do detetor fornecido pelo MCNP.

Com este resultado verificamos que as técnicas de redução de variâncias estavam bem definidas e os parâmetros destas bem determinados. Isto também nos encorajou ainda mais a utilizar o MCNP para a simulação de todo o sistema, pois com este resultado conseguimos validar a aplicação do código, uma vez que o resultado fornecido pelo código é compatível com o obtido analiticamente.

Passou-se então ao estudo dos materiais a serem utilizados como moderadores de nêutrons. Ao estudar o possível uso de polietileno como moderador de nêutrons observou-se que a melhor espessura a ser utilizada seria de 10 cm, pois ao analisar os dados apresentados no Gráfico 4.3 e na Tabela 4.1, podemos observar que espessuras menores são pouco eficientes para se obter a máxima razão entre os fluxos de nêutrons térmicos e rápidos, porém ao utilizar espessuras maiores

observamos que os nêutrons térmicos começam a ser absorvidos no próprio polietileno pois esta razão começa a diminuir com o aumento da espessura de polietileno. Isto pode ser verificado mais claramente no Gráfico 4.4 e na Tabela 5.1, onde estão apresentados os resultados para a intensidade de Nêutrons Térmicos ( $N_T$ ), Nêutrons Epitérmicos ( $N_E$ ), Nêutrons Rápidos ( $N_R$ ) e as relações entre  $N_T$  e  $N_R$  e  $N_E$  e  $N_R$ , onde  $N_T$ ,  $N_E$  e  $N_R$  são definidos nas seguintes faixas de energia.

$$N_T \rightarrow E < 0,5 \text{ eV}$$

$$N_E \rightarrow 0,5 \text{ eV} < E < 40 \text{ keV}$$

$$N_R \rightarrow E > 40 \text{ keV}$$

Tabela 5.1 – Intensidade de nêutrons por grupo de energia para cada partícula emitida na fonte

| Espessuras de Polietileno | Intensidade de $N_T$ | Intensidade de $N_E$ | Intensidade de $N_R$ | $N_E/N_R$ | $N_T/N_R$ |
|---------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|-----------|-----------|
| 6 cm                      | 1,05E-05             | 4,48E-06             | 1,91E-05             | 0,235     | 0,551     |
| 8 cm                      | 9,10E-06             | 3,76E-06             | 1,53E-05             | 0,246     | 0,596     |
| 10 cm                     | 7,83E-06             | 3,07E-06             | 1,20E-05             | 0,256     | 0,654     |
| 14 cm                     | 4,84E-06             | 1,72E-06             | 7,52E-06             | 0,229     | 0,644     |
| 25 cm                     | 1,25E-06             | 4,23E-07             | 2,15E-06             | 0,197     | 0,581     |

Considerando-se assim, que somente o uso de polietileno não seria suficiente para moderar o feixe de nêutrons rápidos de modo a obter o feixe de nêutrons térmicos com as características adequadas a este experimento, passou-se então ao estudo de outros materiais que possuíssem também uma alta seção de choque de espalhamento elástico para nêutrons.

Após várias rodadas do MCNP verificamos que entre os materiais testados o carbono é um bom material para ser usado como moderador de nêutrons rápidos,

pois este modera com eficiência os nêutrons rápidos sem grande absorção dos nêutrons térmicos ; o que já era de se esperar devido as suas características de seção de choque de espalhamento. Então realizou-se um estudo da combinação dos materiais para aumentar a eficiência na moderação dos nêutrons rápidos, testou-se várias combinações de diferentes espessuras de polietileno e carbono, chegando-se a conclusão de que a melhor espessura de polietileno e carbono seria de 6cm e 44cm, respectivamente.

Mas, como pode ser observado nos Gráficos 4.6 e 4.7, a relação entre nêutrons térmicos e nêutrons rápidos ainda é muito baixa, bem como a intensidade de nêutrons térmicos que também é baixa; para aumentar a intensidade de nêutrons na posição de irradiação estudou-se alguns materiais que pudessem ser usados como refletores de nêutrons. Verificou-se assim que o chumbo é um bom refletor de nêutrons como pode ser visto no Grafico 4.5, por ser um material que possui uma alta seção de choque inelástica e  $\sigma_{(n,2n)}$  para nêutrons rápidos. Neste caso utilizou-se um refletor de chumbo com 40 cm de espessura.

Com o objetivo de barrar os gamas emitidos pela fonte e produzidos pelas reações nucleares no processo de moderação dos nêutrons, utilizou-se chumbo e bismuto como blindagem de gamas. Verificou-se que 2 cm de chumbo e 5cm de bismuto cobrindo toda a seção transversal do canal de irradiação são suficientes para barrar boa parte dos gamas.

Baseados nestes testes concluiu-se que a melhor combinação de espessuras e materiais a serem utilizadas para se conseguir um feixe de nêutrons térmicos sem muita contaminação por nêutrons rápidos e raios gama é: refletor de chumbo com 40 cm de espessura, 6 cm de polietileno e 44 cm de carbono como moderadores de nêutrons e 2 cm de chumbo mais 5 cm de bismuto como blindagem para raios gama. A característica final do feixe de nêutrons obtido com este arranjo está apresentado na Tabela 5.2. Com a combinação citada de espessuras desses materiais e considerando-se uma irradiação de 4 dias utilizando-se uma fonte de nêutrons de AmBe com 16 Ci, conseguiu-se uma fluência de nêutrons térmicos ( $N_T$ ) de  $1,35 \times 10^8$  n/cm<sup>2</sup> na posição de irradiação, uma dose para nêutrons rápidos de  $5,86 \times 10^{-10}$  Gy/ $N_T$  e uma dose de  $8,30 \times 10^{-14}$  Gy/ $N_T$  para gamas.

Tabela 5.2 – Característica final do feixe de nêutrons

|  |  |
|--|--|
| $\Phi_T$   | $9,77 \times 10^{-6}$ n · cm <sup>-2</sup> · s <sup>-1</sup> |
| $\Phi_E$   | $1,79 \times 10^{-6}$ n · cm <sup>-2</sup> · s <sup>-1</sup> |
| $\Phi_R$   | $1,25 \times 10^{-6}$ n · cm <sup>-2</sup> · s <sup>-1</sup> |
| $\Phi_T / \Phi_R$                                  | 7,816  |
| dose gama / $\Phi_T$                               | $8,30 \times 10^{-14}$ Gy/ $N_T$                             |
| dose $N_R / \Phi_T$                                | $5,86 \times 10^{-10}$ Gy/ $N_T$                             |
| Fluência $N_T$                                     | $1,35 \times 10^8$ n/cm <sup>2</sup>                         |
| dose de nêutrons fora da blindagem P1, P2, P3 e P4 | N/A  |
| dose de gamas fora da blindagem P1, P2, P3 e P4    | 0,018 mrem   |

Também estudou-se a possibilidade de se viabilizar uma instalação para estudo em captura de nêutrons em boro, só que utilizando feixes de nêutrons epitérmicos. Realizou-se vários testes e muitas rodadas de MCNP e os resultados mais expressivos conseguidos estão mostrados no Gráfico 4.14. O melhor resultado foi conseguido utilizando-se além do refletor de chumbo com 40 cm, uma combinação de diferentes espessuras de diferentes materiais que são: 2 cm de alumínio, 6 cm de carbono, 52 cm de alumínio, 9 mm de cádmio e 5 cm de bismuto. Porém a relação entre nêutrons térmicos e nêutrons rápidos é ainda muito baixa, conforme pode-se observar na Tabela 4.6.

## 6 – CONCLUSÕES

Com o levantamento bibliográfico realizado neste trabalho observamos a grande importância que se tem em disponibilizar uma instalação para estudos na área de BNCT, bem como para aplicações em radiobiologia utilizando-se feixes de nêutrons térmicos com um mínimo de contaminação por nêutrons rápidos e radiação gama.

Na simulação do arranjo experimental para estudos na área de BNCT obtivemos um desvio da ordem de 3% no valor do fluxo de nêutrons calculado pelo MCNP com relação aos valores calculados analiticamente, este fato demonstra que conseguimos entender e aplicar as técnicas de redução de variâncias, bem como configurar todos os parâmetros destas para aplicá-las ao problema em estudo.

Obteve-se a fluência de nêutrons térmicos,  $N_T = 1,35 \times 10^8 \text{ n/cm}^2$  para uma irradiação de 4 dias utilizando-se uma fonte de nêutrons de 16 Ci. Verificamos também que este sistema pode ser usado para estudos em radiobiologia e para dosimetria em phantoms para situações que necessitem de um feixe de nêutrons térmicos com pouca contaminação por nêutrons rápidos e radiação gama, uma vez que se obteve uma dose de  $5,86 \times 10^{-10} \text{ Gy/N}_T$  para nêutrons rápidos e  $8,30 \times 10^{-14} \text{ Gy/N}_T$  para gamas.

Esta fluência de nêutrons é pequena para tratamentos mas possibilitará a utilização do arranjo experimental proposto em alguns estudos na área de BNCT.

Verificamos também que a blindagem biológica foi bem definida e que a dose que se tem fora da posição de irradiação está dentro das normas de proteção radiológica, uma vez que não foi observada nenhuma dose devido a nêutrons fora da blindagem e uma dose muito pequena devida a gamas.

## **6.1 – SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS**

Sugerimos como continuidade deste trabalho, avaliação experimental dos resultados obtidos neste trabalho, com a montagem do sistema de irradiação no Laboratório Van de Graaff no IPEN.

Sugerimos também a modelagem e construção de uma blindagem frontal do tipo porta para este sistema, o qual possibilite expor ou guardar a fonte quando não se estiver irradiando.

Para uma possível aplicação em BNCT, sugerimos a modelagem de um irradiador que já está montado atualmente no Laboratório do Van de Graaff, o qual possibilita o uso de 2 ou 3 fontes de nêutrons, o que poderá aumentar o fluxo e conseqüentemente a fluência de nêutrons térmicos.

## APÊNDICE

### ALGUNS REATORES UTILIZADOS PARA TESTES CLÍNICOS EM BNCT

Vários Reatores Nucleares estão realizando tratamento clínico em BNCT, e outros reatores estão em fase de conclusão de suas reformas e adaptações para realizarem testes clínicos em BNCT. Os principais reatores atualmente utilizados para tratamento estão localizados no Japão, Estados Unidos e Holanda, mas também merece destaque um reator que foi remodelado na Finlândia e outro na Argentina, ambos estão começando a realizar testes clínicos. A seguir estão listados alguns dos reatores de grande importância que figuram dentre os principais reatores utilizados para estudos em BNCT

- **JRR-2** (Japan Atomic Energy Research Institute – JAERI )

A instalação consiste de uma sala de irradiação anexa a coluna térmica do reator, onde foi posicionado grafite de forma a formar um canal com um feixe de nêutrons. 20 cm de espessura de Bismuto, colimadores de polietileno e LiF foram usados para otimizar o feixe de nêutrons e também para blindar os raios gama na posição de irradiação. A parede que divide a sala de irradiação com a sala de controle é revestida com parafina para absorver os nêutrons, bem como um revestimento de borracha contendo  $B_4C$  foi colocado no piso da sala de irradiação para evitar

espalhamento de nêutrons, conforme ilustrado na Figura A.1. O fluxo de nêutrons térmicos e dose de raios gama na posição de irradiação são  $1 \times 10^9 \text{ n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$  e  $0.48 \text{ Sv/h}$ , respectivamente, a potência térmica do reator é de 10 MW. A primeira irradiação médica de paciente com tumor cerebral utilizando esta instalação foi realizada em 10 de agosto de 1990. Este reator foi desativado em 1998 e construída uma nova instalação no JRR-4, porém esta nova instalação com dois feixes de nêutrons, um de nêutrons térmicos e outro de nêutrons epitérmicos [24].

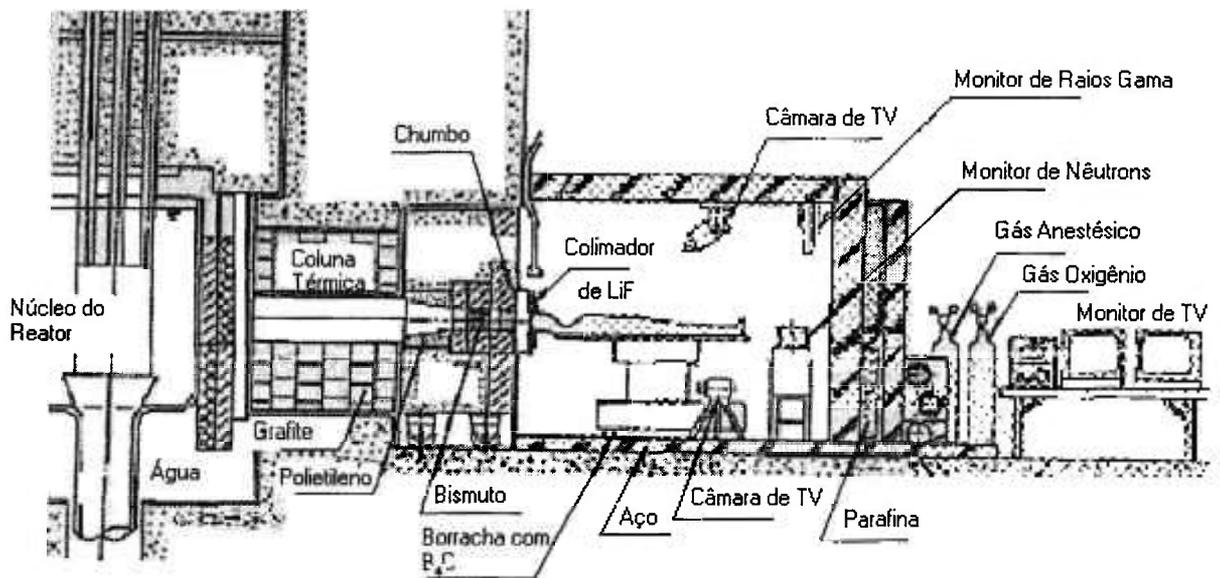


Figura A.1 - Instalação para BNCT no JRR-2

- **BMRR** (Brookhaven Medical Research Reactor)

Inicialmente era um reator moderado a água e projetado exclusivamente para finalidades médicas. Apresentava um colimador feito de uma mistura de  ${}^6\text{LiF}$  e resina epoxi, com uma cavidade em forma de cone com ar. Operando a 3 MW apresentava uma taxa de fluxo de  $1,2 \times 10^9 \text{ n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ . Mais tarde este foi remodelado e passou a ter a configuração da Figura A.2, isto para fornecer um feixe

de nêutrons epitérmicos, cujo fluxo é  $2,7 \times 10^9 \text{ n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ , e doses de nêutrons rápidos e raios gama de  $4,3 \times 10^{-11} \text{ cGycm}^2/\text{n}_{\text{epi}}$  e  $1,0 \times 10^{-11} \text{ cGycm}^2/\text{n}_{\text{epi}}$ , respectivamente. [25]

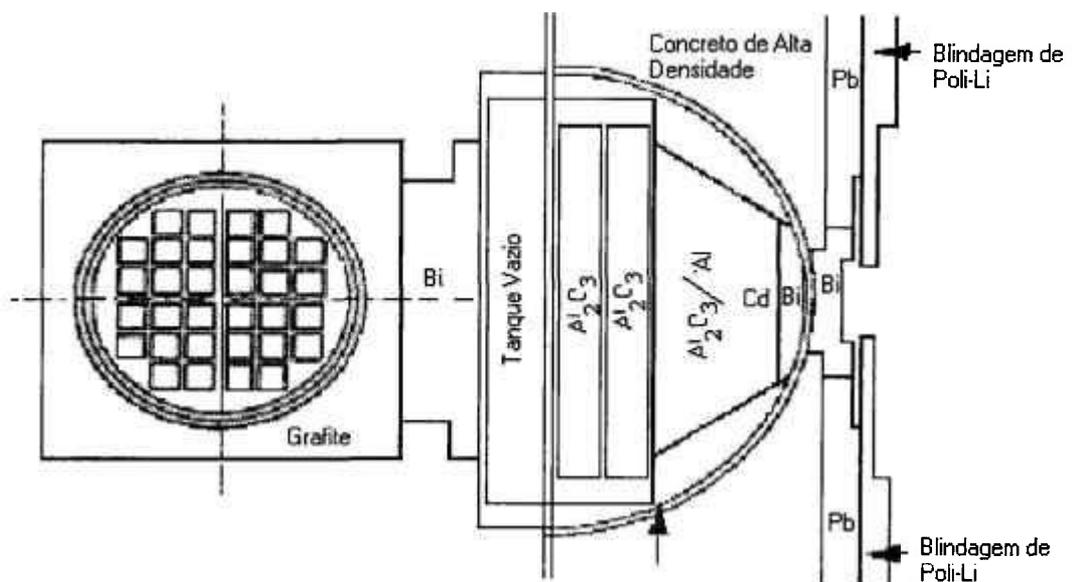


Figura A.2 - Feixe de Nêutrons Epitérmicos do Brookhaven Medical Research Reactor

- **MITR** (Massachusetts Institute of Technology Reactor)

Este reator apresenta entre o núcleo e a saída do feixe vários obstáculos ao fluxo, por exemplo, um tanque de  $\text{H}_2\text{O}$ , obturador contendo boro ou chumbo e filtros e colimadores de bismuto. Onde o conjunto permite obter um feixe de nêutrons térmicos ou epitérmicos, pois os obturadores de fluxo podem ser removidos, permitindo assim variações no feixe. Foram também instalados filtros feitos de alumínio e enxofre, para se obter um feixe puramente epitérmico, para isto foi usado cádmio e lítio para remover os nêutrons térmicos, bem como bismuto foi incluído para atenuar os raios gama, Figura A.3. Com o reator operando a 5 MW obteve-se

um fluxo de nêutrons epitérmicos de  $2,0 \times 10^8 \text{ n} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ , e doses de nêutrons rápidos e raios gama de  $13 \times 10^{-11} \text{ cGycm}^2/\text{n}_{\text{epi}}$  e  $14 \times 10^{-11} \text{ cGycm}^2/\text{n}_{\text{epi}}$ , respectivamente.[25]

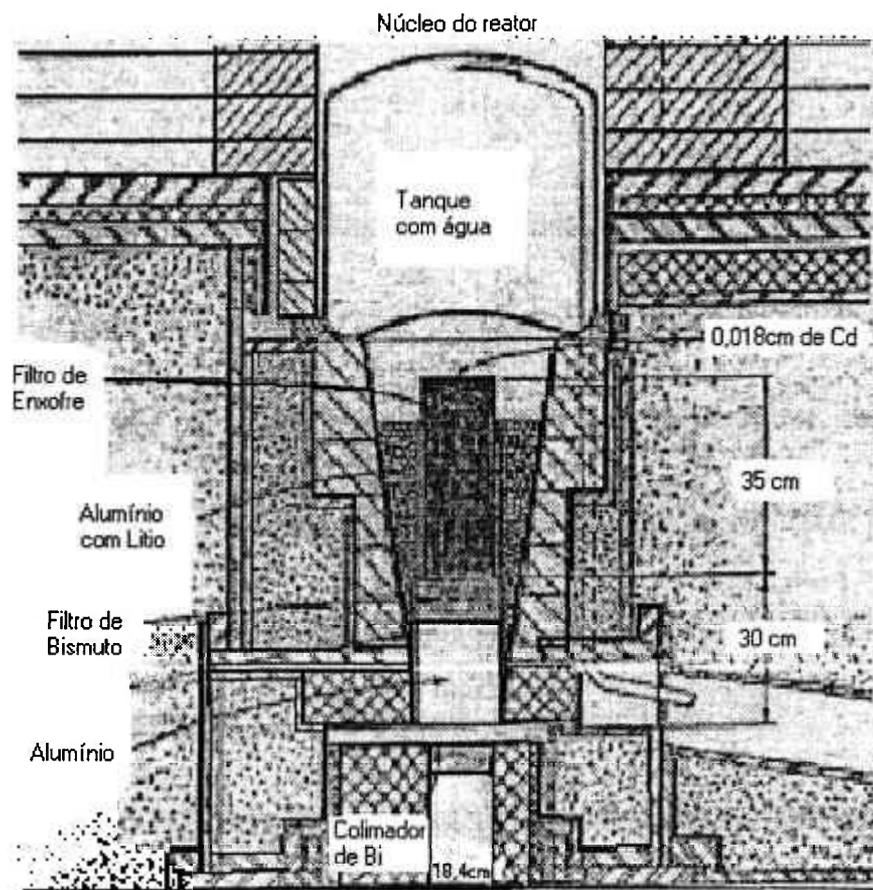


Figura A.3 - Feixe de Nêutrons Epitérmicos do MITR

#### - HFR (High Flux Reactor)

A instalação do reator de alto fluxo HFR que opera a 45 MW em Petten na Holanda foi remodelado para fornecer um feixe de nêutrons epitérmicos que pudesse ser usado em estudos na área de BNCT, na Figura A.4 está apresentada a instalação para aplicações médicas em BNCT. O feixe de nêutrons epitérmicos foi projetado usando-se o Código de Transporte de Nêutrons que utiliza o método de

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] KANDA, K. **Experience of boron neutron capture therapy in Japan.**  
Advances in Neutron Capture Therapy, Volume I, medicine and physics,  
71-76, 1997.
- [2] ROLF F. BARTH, M. D, ALBERT H. SOLOWAY AND DOBERT M.  
BRUGGER, **Boron Neutron Capture Therapy of Brain Tumors: Past  
History, Current Status, and Future Potencial (Clinical Science  
Reviews),** Cancer Investigation, 14(6), 534-550 (1996).
- [3] SAVERWEIN, Wolfgang; et al. **European Clinical Trias of Boron Neutron  
Capture Therapy for Glioblastoma.** Nuclear News, february 1998.
- [4] Sweet, W.H. **The use of nuclear disintegrations in the diagnosis and  
treatment of brain tumors.** N. Eng. J. Med., 245,875 (1951).
- [5] HATANAKA, H. **Boron Neutron Capture Therapy for Tumors.** ed. Nigata:  
Nishimura, 1986.
- [6] GASPAR, P.F., **Considerações Sobre o Estudo da BNCT (Terapia de  
Captura Neutrônica por Boro).** Dissertação de mestrado, IPEN, 1994.
- [7] AGOSTEO, S; COLAUTTI, P; et al. **Characterisation of an Acelerator-Based  
Neutron Source for BNCT of Explanted Livers.** Radiation Protection  
Dosimetry, vol 70, N<sub>os.</sub> 1 - 4, pp 559 - 566 (1997).

- [8] KIM, D. H.; KIM, J. K.; **Conceptual design of a californium-based epithermal neutron beam for boron neutron capture therapy using a subcritical multiplying assembly.** Nuclear Technology, vol. 124, novembro 1998.
- [9] CAMPOS, T. P. R.; **Considerações sobre a Terapia de Captura de Nêutrons pelo Boro.** Revista Brasileira de Cancerologia, 2000, 46(3).
- [10] GOMEZ, J.; **Boron Neutron Capture Therapy (BNCT).**  
<http://www.virtualtrials.com/bnct.cfn>, 2001.
- [11] **Terapia por Captura de Neutronica en Boro (BNCT),** em  
<http://www.cnea.gov.ar/bnct>, 2001.
- [12] **MCNP- A general Monte Carlo N-Particle Transport Code - Version 4B.** Los Alamos . Nat. Lab. (La-12625-M). 1997.
- [13] MUGHABGHAB, S.F.; DIVADEENAM, M.; HOLDEN, N.E.. **Nuclear Cross Section, Neutron Resonance Parameters and Thermal Cross Section.** Academic Press, INC. New York, 1981.
- [14] LEDERER, C. M.; SHIRLEY, V.S.. **Table of Isotopes**, 7<sup>th</sup> ed.. 1977.
- [15] KNOLL, Glenn F.; **Radiation Detection and Measurement.** Second Edition, by John Wiley & Sons, Inc. 1989.

- [16] M. W. KONIJNENBERG, L.G. H. DEWIT, B. J. MIJNHEER, C. P. J. RAAIJMAKERS. **Some Results of BNCT Treatment Planing Calculations Based on MCNP**, Proceedings of the CLINCT BNCT Workshop, Helsinki 1993.
- [17] D.D. JOEL, J. <sup>a</sup> CODERRE, M. M. NAWROCKY, et al. **Biodistribution of P-Boronophenylalanine: Uptake Into Glioblastoma Multiforme Correlates With Tumor Cellularity**, Parallel Session: “Chemistry and Pharmacology” Seventh International Symposium on Neutron Capture Therapy for Cancer. 4-7 Sept 1996 – Zurich.
- [18] GAHBAUER, R; et al. **BNCT: Status and Dosimetry Requirements**. Radiation Protction Dosimetry, vol 70. N<sub>os.</sub> 1 - 4, pp 547 - 554 (1997).
- [19] YAMADA, T.; NAKAJIMA, T.; SAKURAI, F.; et al. **A new medical irradiation facility at JRR-4**. JAERI, Takai-mura, Naka-gun, Ibaraki 319-11, Japan.
- [20] Coelho, P. R. P.; SILVA, M. M.; MAIORINO, J. R. **Utilização do código MCNP (Monte Carlo Neutron-Photon) na simulação de experimentos de blindagem**. VIII Encontro Nacional de Física de Reatores e Termo-hidráulica, Atibaia, setembro, 1991.
- [21]SCHAEFFER, N. M. **Monte Carlo Methods for Radiation Transport**. Editor Published by U. S. Atomic Energy Comission, 1973.
- [22] ANGIOLETTO, E., **Medidas e Cálculos de Espectro de Nêutrons Emergentes de Dutos em Blindagens**. Dissertação de mestrado, IPEN, 2000.

- [23] HERNANDES, A C.; COELHO, P. R. P. **Modelagem de um Sistema de Irradiação para a Utilização em BNCT, Utilizando o Código MCNP.** V Encontro Nacional de Aplicações Nucleares, Rio de Janeiro, outubro, 2000.
- [24] ARIGANE K., YAMADA T., NEMOTO D., et al. **Instalation of JRR-2 medical Irradiation Facility.** Department of Research Reactor, Tokai Reserch Establishment, JAERI.
- [25] BURNS, T. D. Jr. **Optimization study for an epithermal neutron beam for boron neutron capture therapy at the University of Virginia Research.** A thesis presented to the Faculty of the School of Engineering and Aplied Science, University of Virginia. May 1995.
- [26] **Boron Neutron Capture Therapy at the HFR Petten**, in <http://www.jrc.nl/hfr/BNCT.html>, 2001.

1875

1875

1875

1875

1875

1875

1875

1875

1875

1875

1875