

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA NUCLEAR**

LUIS MOREIRA DE ARAUJO JUNIOR

**SIMULAÇÃO APERFEIÇOADA DO AMBIENTE GAMA NÃO PERTURBADO DO
IRRADIADOR DO CT2EX COM O CÓDIGO MCNPX**

Rio de Janeiro

2014

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

LUIS MOREIRA DE ARAUJO JUNIOR

**SIMULAÇÃO APERFEIÇOADA DO AMBIENTE GAMA NÃO
PERTURBADO DO IRRADIADOR DO CTEX COM O CÓDIGO
MCNPX**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores:

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior - D.C.

Prof. Helio de Carvalho Vital - Ph.D.

Rio de Janeiro

2014

c2014

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que não tenha finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do autor e do orientador.

539.77
A663s

Araujo, Luis Moreira de

Simulação aperfeiçoada do ambiente gama não perturbado do irradiador do CTEEx/ Luis Moreira de Araujo Junior orientado por Wilson Freitas Rebello da Silva Junior e Helio de Carvalho Vital – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2014.

67 p.: il

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia – Rio de Janeiro, 2014.

1. Engenharia Nuclear – teses, dissertação. 2. Irradiador Gama – Centro Tecnológico do Exército – Brasil. 3. Irradiação. 4. Modelagem Computacional. I. Silva Junior, Wilson Freitas Rebello da Silva. II. Vital, Helio de Carvalho Vital. III. Título. IV. Instituto Militar de Engenharia.

CDD 539.77

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

LUIS MOREIRA DE ARAUJO JUNIOR

**SIMULAÇÃO APERFEIÇOADA DO AMBIENTE GAMA NÃO PERTURBADO DO
IRRADIADOR DO CTEX COM O CÓDIGO MCNPX**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior - D.C.

Prof. Helio de Carvalho Vital - Ph.D.

Aprovada em 04 de fevereiro de 2014 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Wilson Freitas Rebello da Silva Junior – D.C. do IME – Presidente

Prof. Helio de Carvalho Vital – Ph.D. do CTEEx

Prof. Sergio de Oliveira Vellozo – D.C. do IME

Prof. Ademir Xavier da Silva – D.C. da PEN/COPPE/UFRJ

Prof. Dalton Ellery Girão Barroso – D.C. do IME

Rio de Janeiro

2014

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por todas as bênçãos concedidas, em especial, pela possibilidade de cursar uma pós graduação no Instituto Militar de Engenharia (IME).

Aos meus pais Luiz Moreira Araújo e Maria do Socorro Moreira Araújo, pelo amor, carinho e dedicação, vocês sempre estiveram dispostos a me apoiar durante todos os momentos da minha vida. Amo vocês.

Ao meu irmão Leandro Moreira Araujo, a quem me inspiro na sabedoria, inteligência e humildade. Você sempre me deu forças para vencer na vida e isso eu jamais esquecerei.

À minha irmã Leiane Moreira de Araujo pelo carinho e preocupação que sempre teve por mim.

Ao meu irmão Lenilson Moreira de Araujo pelo companheirismo e força que tem me dado durante todo este trabalho.

Ao IME pela disponibilização de vaga, o que me possibilitou fazer o mestrado em Engenharia Nuclear.

Aos professores e demais servidores do IME, em especial da Seção de Engenharia Nuclear (SE/7) por contribuírem na minha formação profissional.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pela concessão de bolsa que me possibilitou a realização do curso de mestrado.

Aos professores Wilson Freitas Rebello da Silva Junior e Helio de Carvalho Vital por terem acreditado em mim e pelo vosso interesse e dedicação na minha orientação. Serei sempre grato a vocês.

Ao professor Sergio de Oliveira Vellozo que me concedeu a honra de compor a banca examinadora do presente trabalho, colaborando assim para o enriquecimento do mesmo.

Ao professor Ademir Xavier da Silva, pela confiança em nos conceder o Código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX), sem o qual não seria possível a realização do presente trabalho.

Ao CAP QEM Renato Guedes Gomes, por toda sua dedicação e esforço em me auxiliar em todas as etapas do desenvolvimento da minha dissertação. A sua participação foi fundamental para a construção do presente trabalho.

Ao Tiago Rusin, que foi o pioneiro na pesquisa e abriu portas para os seus sucessores.

Aos meus colegas de turma. Todos vocês, sem nenhuma exceção, tem sido a minha família durante toda a minha trajetória no IME. Contudo, gostaria de agradecer em especial a minha querida amiga Gabriela Lopes Cabral Oliveira pela companhia e apoio durante o trabalho de pesquisa.

Por fim agradeço a todos aqueles que contribuíram direta e indiretamente para a realização deste sonho.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	08
LISTA DE TABELAS.....	10
LISTA DE ABREVIATURAS.....	11
1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 Objetivo.....	15
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 Radiações Nucleares.....	16
2.2 Decaimento radioativo.....	16
2.3 Interação da radiação gama com a matéria.....	18
2.4 Atenuação de raios gama.....	20
2.5 Dose absorvida, D.....	21
2.6 Características gerais dos dosímetros.....	21
2.7 Dosimetria química.....	22
2.8 Irradiador gama de pesquisa do CTEEx.....	24
2.9 Método Monte Carlo.....	26
2.10 Código MCNPX.....	27
3 MODELAGEM DO IRRADIADOR DO CTEX COM O CÓDIGO MCNPX.....	30
3.1 Desenvolvido por Rusin (2012).....	30
3.2 Aperfeiçoado por Gomes (2013).....	34
4 METODOLOGIA.....	36
4.1 Modelagem da fonte volumétrica.....	36
4.2 Auto-absorção dos raios gama na fonte volumétrica.....	39
4.3 Ajuste das taxas de dose calculadas com as medidas.....	39
4.4 Modelagem simplificada do irradiador.....	43
4.5 Alteração nas taxas de dose devido diferentes arranjos com dosímetros virtuais.....	44
4.6 Aparato.....	45

5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	46
5.1	Modelagem da fonte volumétrica.....	46
5.2	Auto-absorção dos raios gama na fonte volumétrica.....	48
5.3	Ajuste das taxas de dose calculadas com as medidas.....	48
5.4	Modelagem simplificada do irradiador.....	54
5.5	Alteração nas taxas de dose devido diferentes arranjos com dosímetros virtuais.....	55
6	CONCLUSÃO E SUGESTÕES	56
6.1	Conclusão.....	56
6.2	Sugestões.....	56
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
8	APÊNDICE	60
8.1	Apêndice 1: taxas de dose em diferentes alturas calculadas com o MCNPX.....	61

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.2.1	Esquema do decaimento.....	17
FIG.2.2	Esquema do efeito fotoelétrico.....	18
FIG.2.3	Esquema do efeito Compton.....	19
FIG.2.4	Esquema da produção de pares.....	19
FIG.2.5	Feixe de radiação incidindo sobre uma chapa de espessura X.....	20
FIG.2.6	Esquema representativo de um dosímetro.....	22
FIG.2.7	Vista frontal do irradiador gama de pesquisa do CTEEx com as portas abertas.....	25
FIG.2.8	Resultado do mapeamento dosimétrico experimental.....	26
FIG.2.9	Prováveis eventos de um nêutron incidente em um material.....	27
FIG.2.10	Estrutura do arquivo de entrada	29
FIG.3.1	Seção horizontal do irradiador com a fonte (medidas em cm).....	31
FIG.3.2	Seção vertical do irradiador com a fonte (medidas em cm).....	31
FIG.3.3	Detalhes da modelagem da fonte de $^{137}\text{CsCl}$	32
FIG.3.4	Irradiador gama de pesquisa do CTEEx com as portas fechadas e abertas.....	33
FIG.3.5	Modelagem do irradiador do CTEEx, visualizada com o programa Moritz.....	33
FIG.3.6	Distribuições de taxas de dose experimentais e calculadas com o MCNPX.....	34

FIG.4.1	Detalhes em cm da placa de $^{137}\text{CsCl}$ desenvolvido por Rusin (2012).....	36
FIG.4.2	Disposição dos dosímetros nas câmaras de irradiação (seção horizontal).....	37
FIG.4.3	(A) Dimensão em cm e (B) posição do detector em relação à fonte.....	39
FIG.4.4	Detalhes em cm das chapas de aço e suas respectivas posições.....	41
FIG.4.5	Arranjo do mapeamento dosimétrico.....	42
FIG.4.6	Vista frontal do modelo simplificado do irradiador.....	43
FIG.4.7	Diferentes arranjos com dosímetros virtuais.....	44
FIG.5.1	Valores (A) medidos e (B) calculados em $Z = 1$ cm. ($I = 37,6$ Gy/min).....	49
FIG.5.2	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 3$ cm.....	50
FIG.5.3	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 6$ cm.....	51
FIG.5.4	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 9$ cm.....	51
FIG.5.5	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 12$ cm.....	52
FIG.5.6	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 15$ cm.....	53
FIG.5.7	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 18$ cm.....	53
FIG.5.8	Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 1$ cm.....	54
FIG.5.9	Taxas de dose nos diferentes arranjos (I, II, III), ($I = 35,95$ Gy/min).....	55

LISTA DE TABELAS

TAB.2.1	Guia para interpretação do erro relativo.....	28
TAB.3.1	Composição da fonte de $^{137}\text{CsCl}$ e aglutinante adotada nas simulações.....	35
TAB.4.1	Simulações realizadas, quantidades e computadores para condução.....	45
TAB.5.1	Taxas de dose ($1 = 52,4 \text{ Gy/min}$) calculadas com fonte planar e volumétrica.....	46
TAB.5.2	Incertezas nos cálculos de taxas de dose com fonte planar e volumétrica.....	47
TAB.8.1	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 1 \text{ cm}$	61
TAB.8.2	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 3 \text{ cm}$	62
TAB.8.3	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 6 \text{ cm}$	63
TAB.8.4	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 9 \text{ cm}$	64
TAB.8.5	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 12 \text{ cm}$	65
TAB.8.6	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 15 \text{ cm}$	66
TAB.8.7	Taxas de dose calculada com o MCNPX em $Z = 18 \text{ cm}$	67

LISTA DE ABREVIATURAS

CNEN	-	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPE	-	Charge-Particle Equilibria
CTEx	-	Centro Tecnológico do Exército
ICGFI	-	International Consultative Group on Food Irradiation
IPE	-	Instituto de Projetos Especiais
MCNPX	-	Monte Carlo N-Particle eXtended

RESUMO

A relevância do desenvolvimento de um modelo computacional de um irradiador está na possibilidade de prever-se, com a precisão necessária, as condições de seu ambiente radioativo. Neste sentido, devido à natureza da radiação nuclear, torna-se fundamental o uso de ferramentas probabilísticas na análise dessas instalações.

O irradiador gama de pesquisa do CTEEx é uma instalação com características únicas no Brasil e que tem sido muito utilizada como valiosa ferramenta de investigação científica nas áreas de defesa química, biológica, nuclear e radiológica.

Modelagens do irradiador de pesquisa do CTEEx utilizando o código MCNPX foram feitas em trabalhos anteriores, contudo, as taxas de dose calculadas para a região central das câmaras de irradiação foram 40% maiores do que as medidas. Essa discrepância tem sido atribuída à escassez de informações relativas às estruturas que existem entre a fonte de céσιο-137 e as duas câmaras de irradiação.

O objetivo deste trabalho foi, portanto identificar a origem dessa discrepância, se possível, reduzindo-a ou eliminando-a. Foram investigadas prováveis fontes de erro sistemático na modelagem e aperfeiçoamentos foram introduzidos, objetivando tornar mais precisas, rápidas e eficientes as simulações com o MCNPX.

Com base nas investigações, os efeitos de um aperfeiçoamento na modelagem da fonte do irradiador, a qual passou a ser simulada como volumétrica, além da perturbação associada ao uso de dosímetros virtuais para cálculo das taxas de dose, puderam ser estimadas como sendo ambos inferiores a 2%.

Além disso, calculou-se uma perda de 20% nas taxas de dose devido à atenuação da radiação gama emitida pela fonte no encapsulamento duplo que a reveste.

Por outro lado, a inserção, no modelo MCNPX do irradiador, de uma chapa atenuadora de aço com 0,6 cm de espessura, a qual estaria localizada entre a fonte de irradiação e a superfície de cada câmara, possibilitou reproduzir as taxas de dose medidas, considerando-se as incertezas associadas aos experimentos.

Finalmente, uma simplificação do modelo computacional do irradiador, baseada em redução de variância, diminuiu em 4,7 vezes o tempo de cada simulação.

ABSTRACT

The relevance of the development of a computational model for an irradiating facility is the possibility to predict its radioactive environment with the accuracy needed. In this sense, given the nature of nuclear radiation, it is essential to use probabilistic analysis tools for that purpose.

The CTE_x research irradiator is a facility with unique features in Brazil. It has been widely used as a valuable tool for scientific research in the areas of chemical, biological, nuclear and radiological defense.

In previous works, MCNPX models were developed and extensively tested for the CTE_x irradiating facility. However, the calculated dose rates in the irradiation chambers were found to be consistently 40% higher than those from measurements. Such discrepancy has been attributed to lack of detailed information regarding the structures that exist between the cesium-137 source and the two irradiation chambers.

Thus, the purpose of this work is to investigate the possible causes of that discrepancy, possibly reducing or eliminating it. Possible sources of systematic error in the MCNPX models were investigated and improvements in the calculations were performed in order to make the calculations more accurate, reliable and efficient.

Average dose rate variations due to using an improved 3D model for the cesium-137 source as well as local perturbation effects associated with the use of virtual dosimeters were both estimated as less than 2%.

In addition, a 20% loss in dose rate was calculated due to the attenuation of gamma radiation emitted by the source in its double steel cladding.

Moreover the insertion of a 0.6-cm thick stainless steel plate in the MCNPX model, which would be located between the gamma source and each chamber, yielded dose rates that matched those from the experiments, allowing for associated uncertainties.

Finally, a simplified computational model of the CTE_x irradiating facility, implemented according to variance reduction analysis, reduced the time needed for each MCNPX run by 4.7 times with no loss in precision.

1 INTRODUÇÃO

A radiação nuclear consiste na emissão de partículas ou ondas eletromagnéticas de um núcleo instável, ou seja, quando o mesmo se encontra com excesso de energia. Tal processo ocorre pela desintegração radioativa, que é caracterizada pela sua natureza probabilística devido a duas razões básicas, sendo: a aleatoriedade do tipo de radiação a ser emitida; e a imprevisibilidade da transformação de um determinado núcleo, contido em uma amostra radioativa (FAIRES; PARKS, 1960).

Dentre as radiações de origem nuclear, destacam-se neste trabalho as radiações gama. Essas radiações estão inseridas no grupo das radiações indiretamente ionizantes, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons que irão provocar novas ionizações. Entende-se por interação, como sendo os processos randômicos nos quais a energia e/ou direção da radiação é alterada, por isso enfatiza-se que só é possível falar na probabilidade de suas ocorrências.

Irradiação é um processo físico, que consiste na exposição de um objeto ou um corpo à radiação, o que pode ocorrer à distância, sem necessidade de contato (CNEN, 2011). Este processo apresenta diferentes aplicações, tais como: descontaminar, esterilizar, desinfestar, conservar e até mesmo melhorar características de matérias, o que torna esta tecnologia uma importante ferramenta nas pesquisas relacionadas à defesa química, biológica e nuclear.

O irradiador gama de pesquisa do Centro Tecnológico do Exército (CTEx) foi construído em 1969 e é alimentado com uma fonte de cloreto de cério-137 ($^{137}\text{CsCl}$), cuja probabilidade de produção de fótons por decaimento é de 85% (OLTMANN, 1969). A relevância do desenvolvimento de modelos computacionais de irradiadores está na possibilidade de prever a condição de seu ambiente radioativo. Neste sentido, devido à natureza probabilística da radiação nuclear, torna-se fundamental o uso de ferramentas também probabilísticas para a modelagem de irradiadores gama.

O código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) é baseado no método estatístico denominado Método de Monte Carlo (MMC), que se utiliza de uma seqüência de números aleatórios para a realização de simulações (YORIYAZ, 2010). Logo, por esta peculiaridade o MCNPX é amplamente utilizado para simulação de transporte de radiação. Com o propósito de calcular o fluxo e a taxa de dose gama no irradiador de pesquisa do CTEx, Rusin (2012) desenvolveu o seu modelo computacional, utilizando o código MCNPX.

Apesar das semelhanças nos formatos das distribuições das taxas de dose relativas, quando comparados valores experimentais com calculados no MCNPX por Rusin (2012), verificou-se uma discrepância de 80% nas taxas de dose absorvida, sendo os maiores valores para os obtidos na simulação, caracterizando, assim, a presença de erros sistemáticos nesta. Posteriormente, Gomes (2013) reduziu as discrepâncias de 80% para cerca de 40%, aperfeiçoando o modelo desenvolvido por Rusin (2012). Porém, a superestimação das taxas de dose continuou elevada.

Portanto, torna-se relevante a realização de estudos que visem adaptar o modelo computacional aperfeiçoado por Gomes (2013), a fim de torná-la um “laboratório virtual” ainda mais representativo do irradiador real, em termos de cálculos de taxas de dose.

1.1 OBJETIVO

O objetivo geral do presente trabalho consistiu em realizar adaptações no modelo computacional do irradiador de pesquisa do CTE_x, em termos de reprodução das taxas de dose experimental e redução de tempo computacional necessário para obtenção de resultados satisfatórios nos cálculos. Neste contexto, buscou-se atingir os seguintes objetivos específicos:

- realizar uma comparação entre os cálculos com fontes pontuais e volumétricas, quanto às taxas de dose absorvida e suas respectivas incertezas;
- calcular a auto-absorção dos raios gama na fonte volumétrica;
- reproduzir as taxas de dose medidas no experimento pela introdução de atenuadores entre a fonte e as câmaras de irradiação e realizar mapeamentos dosimétricos em diferentes alturas;
- reduzir o tempo computacional dos cálculos no MCNPX por meio do desenvolvimento de um modelo computacional simplificado do irradiador;
- verificar a alteração nas taxas de dose absorvida ocasionada por diferentes arranjos de dosímetros virtuais.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RADIAÇÕES NUCLEARES

Nos átomos com núcleo instável, as radiações são produzidas por processos de ajustes denominados de desintegração radioativa. Neste caso, para atingir a estabilidade, o núcleo realiza a sua reestruturação interna por meio da emissão de partículas ou ondas eletromagnéticas, liberando dessa forma a parcela de energia excedente. As reações nucleares podem emitir, entre outras, as seguintes radiações: alfa α ; beta β e gama γ (TAUHATA, 2006).

As radiações α são partículas formadas por dois prótons e dois nêutrons que são emitidas de um núcleo relativamente grande e instável. Por possuir dois prótons e dois nêutrons, as partículas α possuem carga elétrica igual a +2 e massa igual a 4, fazendo com que estas radiações tenham o menor poder de penetração, contudo com maior poder ionizante em relação as radiações β e γ (KAPLAN, 1978).

As radiações β são elétrons emitidos de um núcleo instável. A partícula β é formada a partir de um nêutron que dá origem a um próton, um elétron e um neutrino. O próton permanece no núcleo; o elétron (positivo ou negativo) é emitido como partícula β^+ ou β^- , respectivamente; o neutrino também é emitido do núcleo, mas como é eletricamente neutro e tem massa desprezível, ele nem chega a ser percebido (KAPLAN, 1978).

As radiações γ não são partículas, mas sim ondas eletromagnéticas. Não possuindo massa, nem carga elétrica, as emissões γ não sofrem nenhum desvio em campo elétrico ou magnético, sendo capazes de penetrar um material, percorrendo grandes distâncias antes de sofrer a primeira interação (KAPLAN, 1978).

2.2 DECAIMENTO RADIOATIVO

Em uma amostra, as transformações dos núcleos instáveis de mesma espécie ocorrem aleatoriamente, inviabilizando a previsão do momento em que um determinado núcleo irá se transformar por decaimento. Contudo, é possível obter a probabilidade de decaimento por átomo por segundo (constante de decaimento λ), que deve ser constante ao longo do tempo de existência da fonte radioativa. Isto ocorre, porque para uma quantidade grande de átomos, o

número de transformações por segundo é proporcional ao número de átomos que estão por se transformar naquele instante (TAUHATA, 2006).

De acordo com Faies; Parks (1960), a atividade $A(t)$ de uma amostra é definida como a taxa de mudanças dos átomos instáveis em um determinado momento e é expressa por:

$$A(t) = \frac{dn(t)}{dt} = -\lambda n(t) = \lambda n_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

Onde $n(t)$ é o número de átomos radioativos existentes na amostra no instante t , n_0 é o número de átomos no instante $t=0$ e λ é a constante de decaimento.

Um núcleo radioativo pode apresentar vários estados excitados, cuja maneira e tempo para estabilização dependem de suas características físicas. No caso da fonte de ^{137}Cs (produto de fissão nuclear de urânio), o seu decaimento é por emissão de partículas β^- para um isômero metaestável de ^{137}Ba (^{137m}Ba) (FIG 2.1). O ^{137m}Ba tem uma meia-vida de 2,55 minutos e é o responsável pelas emissões γ . Também há a probabilidade de emissão de uma partícula β^- e decaimento direto para o ^{137}Ba , que é estável (CHOPPIN; RYDBERG, 1980).

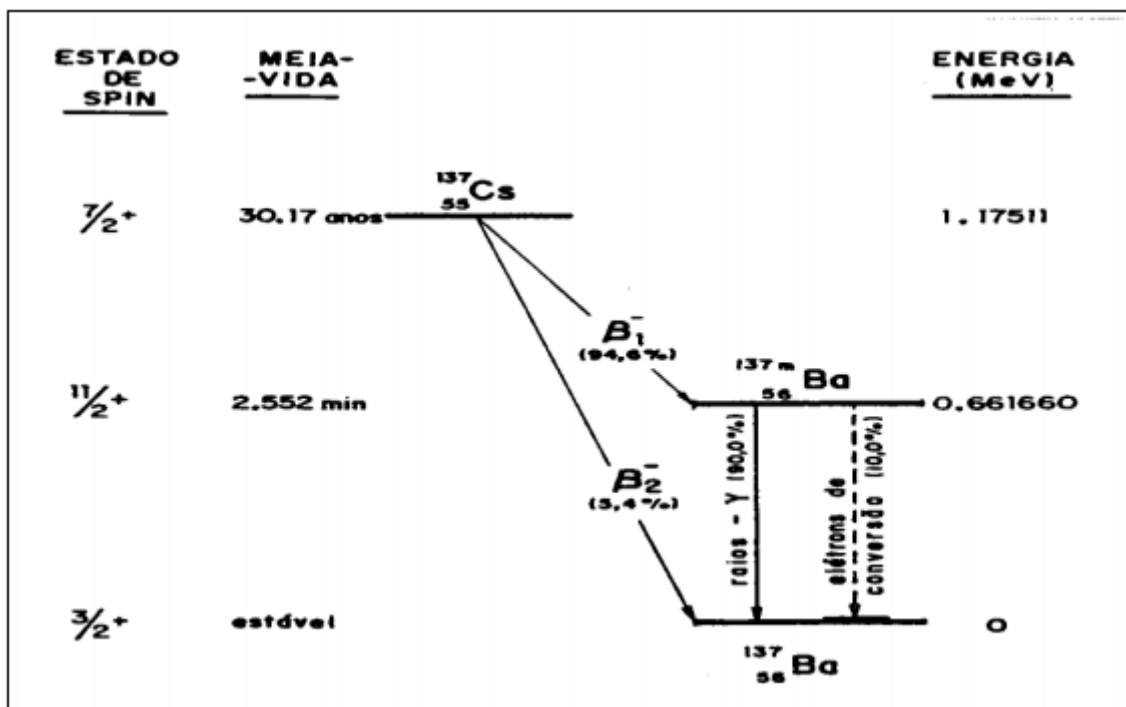


FIG. 2.1: Esquema do decaimento do ^{137}Cs .

(FONTE: GOMES, 2013).

Em 90% das vezes, o estado fundamental do $^{137}\text{Ba}^m$ é atingido por meio de transições gama de 0,662 MeV e 10% decai pelo processo de emissão de elétron de conversão. Portanto, a produção de fótons por decaimento é de aproximadamente 85%.

2.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO GAMA COM A MATÉRIA

Por não possuir carga, a radiação gama está inserida no grupo das radiações indiretamente ionizantes, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons que irão provocar novas ionizações. Neste contexto, a palavra interação é aplicada aos processos nos quais a energia e/ou direção da radiação é alterada (TAUHATA, 2006).

Os principais modos de interação são os efeitos fotoelétricos, Compton e a produção de pares. Todos estes são randômicos e, por isto, só é possível falar na probabilidade de ocorrência dessas interações (TAUHATA, 2006).

Quando toda a energia da radiação gama é transferida para um único elétron orbital, que é liberado, ocorre então o efeito fotoelétrico (FIG. 2.2) descrito pela seguinte equação:

$$E_c = h\nu - E_b \quad (2)$$

Onde E_c é a energia cinética do elétron ejetado, h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e E_b é a energia de ligação do elétron orbital, também denominada função trabalho do material (ATTIX, 1986).

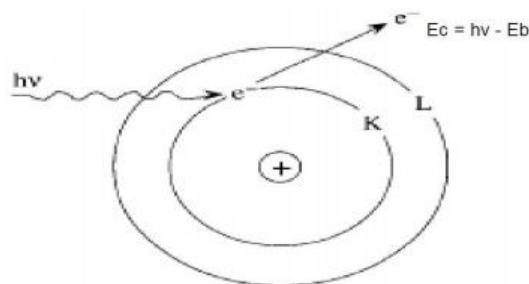


FIG. 2.2: Esquema do efeito fotoelétrico.

(FONTE: RUSIN, 2012).

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico (Z).

No efeito Compton, após ser colidido com um elétron de baixa energia de ligação, o fóton espalhado continua o seu percurso em outra direção, transferindo apenas parte de sua

energia para o elétron (FIG. 2.3). Segundo Martin (2006), o efeito Compton pode ser representado pela seguinte equação:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c}(1 - \cos\theta) \quad (3)$$

Onde m_0 é a massa de repouso do elétron, c é a velocidade da luz, λ é o comprimento de onda da radiação incidente e λ' é o comprimento de onda da radiação após a interação.

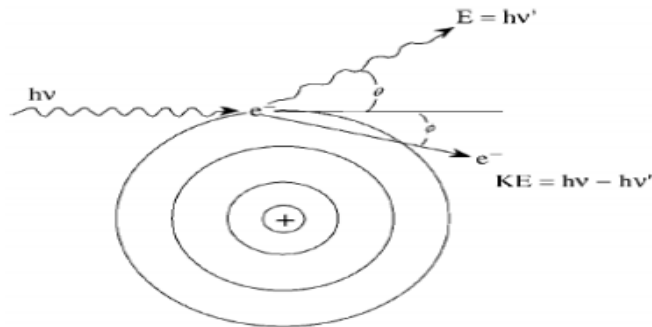


FIG. 2.3: Esquema do efeito Compton.

(FONTE: RUSIN, 2012).

A produção de pares ocorre quando fóton de energia superior a 1,022 MeV interage com o forte campo eletromagnético em torno de um núcleo (FAIRES; PARKS, 1960). Nesta interação a energia pode ser convertida a um par elétron (0,511 MeV) – pósitron (0,511 MeV) (FIG. 2.4) mais uma parcela de energia cinética, caso a energia do fóton incidente seja maior que 1,022 MeV.

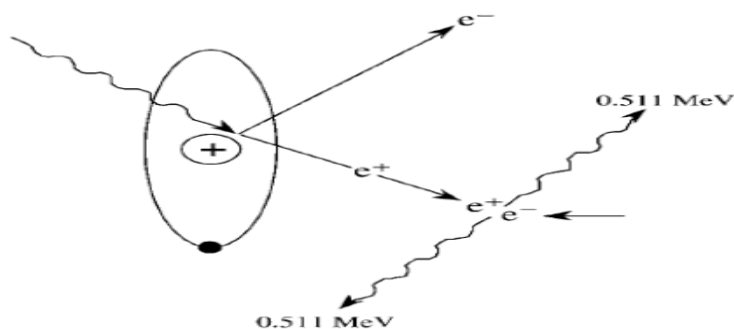


FIG. 2.4: Esquema da produção de pares.

(FONTE: RUSIN, 2012).

As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a dois fótons, cada um com energia de 0,511 MeV.

2.4 ATENUAÇÃO DE RAIOS GAMA

Cada um dos processos de interação da radiação com a matéria remove fótons do feixe e pode ser caracterizado por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento (espessura) do material absorvedor. A soma das probabilidades de ocorrência desses processos de interação, ou seja, a probabilidade, por unidade de comprimento, do fóton ser removido do feixe, é chamada coeficiente linear de atenuação (μ) (FODERARO, 1978).

O μ é composto basicamente por três termos, quais sejam: μ_f = efeito fotoelétrico; μ_c = efeito Compton e μ_p = produção de pares.

Para definir a atenuação de raios gama, deve-se considerar um feixe monoenergético constituído de vários números N_0 de partículas não carregadas incidindo perpendicularmente em uma chapa plana de espessura X , como mostra a FIG. 2.5. Assume-se para este caso ideal, que cada partícula seja completamente absorvida em uma única interação, não produzindo radiação secundária, ou atravesse a chapa sem alterar sua energia ou direção.

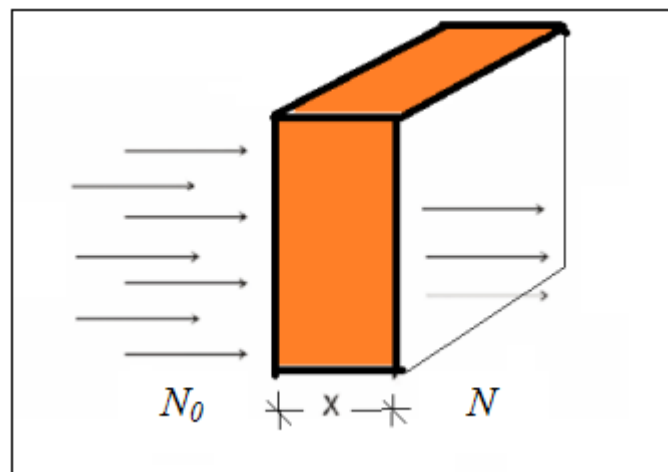


FIG. 2.5: Feixe de radiação incidindo sobre uma chapa de espessura X .

(FONTE: GOMES, 2013).

A probabilidade que uma partícula interaja em uma espessura dx é μdx . Se N partículas são incidentes em dx , a alteração de N (dN) devido à atenuação será dada por:

$$dN = -\mu N dx, \quad (4)$$

Onde μ é dado em cm^{-1} e dx em cm .

Podendo também assim ser representada::

$$\frac{dN}{N} = -\mu dx \quad (5)$$

Integrando a espessura x de 0 a X e, respectivamente, a população de partículas de N_0 a N_x tem-se a probabilidade de penetração da radiação até X , sem que a mesma sofra interação, sendo assim definida por uma função exponencial (CHILTON; SHULTIS; FAW, 1984):

$$\int_{N=N_0}^{N_x} \frac{dN}{N} = - \int_{x=0}^X \mu dx$$

$$\ln \left| \frac{N_x}{N_0} \right| = -\mu X \Big|_0^X$$

$$\ln N_x - \ln N_0 = \ln \frac{N_x}{N_0} = -\mu X$$

$$\frac{N_x}{N_0} = e^{-\mu X} \quad (6)$$

2.5 DOSE ABSORVIDA, D

Geralmente, os efeitos da interação da radiação com a matéria resultam na transferência de energia. Contudo, esta nem sempre é absorvida totalmente, devido à variedade de interação e à natureza do material. Para relacionar somente a energia absorvida por massa do volume atingido foi definida a grandeza dose absorvida, representada pela equação (TAUHATA, 2006):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (\text{J/kg} = \text{Gray}) \quad (7)$$

Onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm .

2.6 CARACTERÍSTICAS GERAIS DOS DOSÍMETROS

Um dosímetro é genericamente definido como um dispositivo capaz de prover uma leitura r da medida da dose absorvida D_g , depositada em um volume sensível V por radiação

ionizante. Este dispositivo é caracterizado como uma cavidade que contém um volume sensível V preenchido com um meio g e rodeado por uma parede composta por outro meio w , tendo uma espessura t maior ou igual a 0 cm como mostra a FIG. 2.6 (ATTIX, 1986).

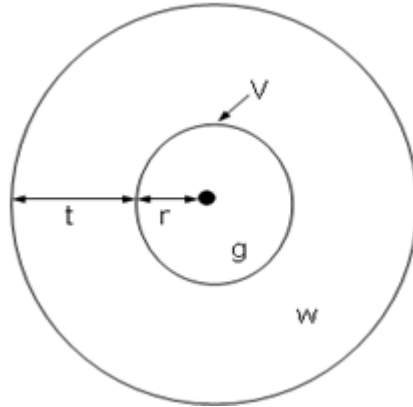


FIG. 2.6: Esquema representativo de um dosímetro.
(FONTE: ATTIX, 1986).

Se existir equilíbrio de partículas carregadas e a contribuição do kerma radiativo para o kerma for desprezível, pode dizer-se que a dose absorvida (D) é igual ao kerma de colisão (K_c) (CARVALHO, 2011).

$$D = K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (8)$$

Onde: Ψ é a fluência em energia da radiação e μ_{en}/ρ é o coeficiente de absorção de energia em massa.

2.7 DOSIMETRIA QUÍMICA

O método direto para medir a dose absorvida é realizado unicamente por calorimetria, que consiste na medição direta do aumento da temperatura de uma massa isolada no meio. Contudo, a utilização deste método ocorre apenas em laboratórios de referência (RÊGO, 2010).

A medição por ionização tem sido a base de grande parte das medições de dose absorvida. Os fatores de correção aplicados a este método derivam da Teoria da Cavidade de Bragg-Gray e dos seus posteriores aperfeiçoamentos.

O fundamento teórico da Cavidade de Bragg-Gray foi o primeiro a relacionar a dose absorvida num dosímetro com a dose absorvida no meio que o contém. O mesmo se refere à

absorção de energia dos fótons, por meio da ionização dos átomos e moléculas do gás de uma cavidade, contida em um meio homogêneo submetido à irradiação (ATTIX, 1986).

De acordo com Johns e Cunningham (1983) citado por Rêgo (2010) existem duas condições básicas para a aplicação da teoria. Na primeira, exige-se que as dimensões da cavidade sejam reduzidas o bastante para não alterar a fluência de elétrons no meio, ou seja, considera-se que a fluência de elétrons num ponto de interesse seja idêntica tanto no caso da presença, como na ausência da cavidade. A segunda condição é a obtenção da dose absorvida, a partir da energia depositada pelos elétrons libertados pelos fótons que passam na cavidade.

Na dosimetria química, a dose absorvida é medida pela quantidade de alteração química em um determinado meio, que pode ser líquido, sólido ou gasoso. Analisando os dosímetros aquosos, a radiação interage principalmente com moléculas de água, produzindo radicais livre H e OH, e, na recombinação desses radicais, produtos moleculares como H₂ e H₂O₂ (ATTIX, 1986).

Os produtos primários ativos são produzidos em $\leq 10^{-10}$ segundos, heterogeneamente, próximo ao percurso da partícula carregada. Em 10^{-6} segundos após a interação inicial, a distribuição espacial destes produtos primários tende a homogeneizar-se devido à difusão, simultânea, com suas interações químicas com os solutos presentes (ATTIX, 1986).

O rendimento químico da radiação é expresso como G-valor, ou G(X) para o produto X, que é o número de entidades química (por exemplo, moléculas) produzidas, destruída ou transformada a cada 100 eV absorvido da energia da radiação incidente. O G(X) é expresso em unidade de moles/J (YAMANAKA, 1994).

Para minimizar os erros devido à interferência química por impurezas ou irradiação, os vasos são cuidadosamente limpos por lavagem e enxágue em água destilada, por aquecimento de 550 °C ou exposição à irradiação de 10^3 a 10^4 Gy. Os típicos vasos de irradiação são feitos de sílica fundida (Vycor) ou plásticos (poliestireno ou lucite), por possuírem números atômicos próximos aos dos correspondentes elementos da solução (ATTIX, 1986).

O método mais comumente usado para a medida dos íons formados é o espectrofotométrico. Este método consiste em comparar a absorvância da solução dosimétrica irradiada com a absorvância da solução não irradiada, no comprimento de onda em que os íons mostram máxima absorção (YAMANAKA, 1994).

A dose absorvida média na solução de dosímetros químicos é dada pela seguinte equação (ATTIX, 1986):

$$\bar{D} = \left(\frac{\Delta M}{\rho G(X)} \right) \quad (9)$$

Onde ΔM (mol/litro) é a mudança em concentração molar do produto X devido à irradiação, e ρ (g/cm³ ou Kg/litro) é a densidade da solução. $G(X)$ (mol/J) é o rendimento da radiação de uma substância X produzida, destruída ou transformada pela energia média depositada E_m .

O $G(X)$ expresso na equação (9) é descrito pela equação abaixo:

$$G(X) = \frac{n(X)}{E_m} \text{ mol / J} \quad (10)$$

Onde $n(X)$ é a quantidade média da substância de uma entidade específica X .

O valor de G tem sido definido como o número médio de moléculas ou íons produzidos, destruídos ou transformados para cada 100 eV de energia absorvida.

$$G(X) = \frac{[X].NA.100}{E} \text{ moléculas / 100eV} \quad (11)$$

Onde $[X]$ é a concentração molar de espécies X (mol/dm³), NA é o número de Avogadro (6,02x10²³ moléculas/mol) e E é a energia absorvida (eV).

As grandezas mol/J e moléculas/100 eV se relacionam como:

$$\text{mol/J} = 9,65 \times 10^6 \text{ moléculas/100 eV.}$$

2.8 IRRADIADOR GAMA DE PESQUISA DO CTEX

Irradiador é uma instalação especial destinada a irradiar materiais para fins comerciais e/ou de pesquisa, de forma controlada, segura e eficiente (ICGFI, 1999). No Brasil, os irradiadores são licenciados e fiscalizados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) (BRASIL, 2001).

O irradiador gama de pesquisa do Centro Tecnológico do Exército (CTEx) é destinado à investigação da viabilidade, eficácia e condições ideais da exposição à radiação gama no aperfeiçoamento de diferentes tipos de materiais. Dessa maneira, o irradiador é uma valiosa ferramenta na defesa biológica, química e nuclear, pois possibilita a descontaminação ou esterilização de materiais (defesa biológica), degradação de agentes tóxicos (defesa química) e testes de materiais submetidos a altas doses de radiação (defesa nuclear) (VITAL; HERNANDES; SANTOS, 2008).

A construção do irradiador do CTE_x data de 1969. A instalação foi projetada para ser do tipo cavidade blindada, com portas movimentadas por meio de um sistema de controle pneumático. Na sua estrutura existem duas câmaras de irradiação (FIG. 2.7), com 20 cm de altura e dimensões horizontais de 68 x 137 cm, as quais estão posicionadas acima e abaixo do plano da fonte gama, que consiste em 28 placas de cloreto de cério - 137 (¹³⁷CsCl) duplamente encapsuladas (OLTMANN, 1969).



FIG. 2.7: Vista frontal do irradiador gama de pesquisa do CTE_x com as portas abertas.
(FONTE: RUSIN, 2012).

Existe uma simetria entre as duas câmaras – superior e inferior, em termos de taxas de dose. Dessa forma, irradiações poderão ser realizadas simultaneamente em ambas as câmaras sem o risco de se obter taxas de dose muito diferentes entre ambas (diferenças maiores que 10%), desde que o topo das amostras inseridas na câmara inferior esteja bem próximo (<4 mm) da superfície superior da câmara (VITAL et al., 2000).

O mapeamento dosimétrico de um irradiador consiste na distribuição de dosímetros por todo o volume a ser analisado, com o propósito de identificar as zonas de doses mínimas e máximas em padrão especificado (OLIVEIRA et al., 2000).

Em outubro de 1992, foi realizado um mapeamento dosimétrico do irradiador de pesquisa do CTE_x utilizando-se dosímetros Fricke (sulfato ferroso). O Fricke é um dosímetro químico que sofre a oxidação de íons Fe⁺⁺⁺ induzida pela radiação, com a produção de íons Fe⁺⁺

(DIEHL, 1990). Em fevereiro de 2000, foi realizado outro mapeamento dosimétrico com dosímetros de alta precisão de sulfato cérico-ceroso, cujo resultado é apresentado na FIG. 2.8.

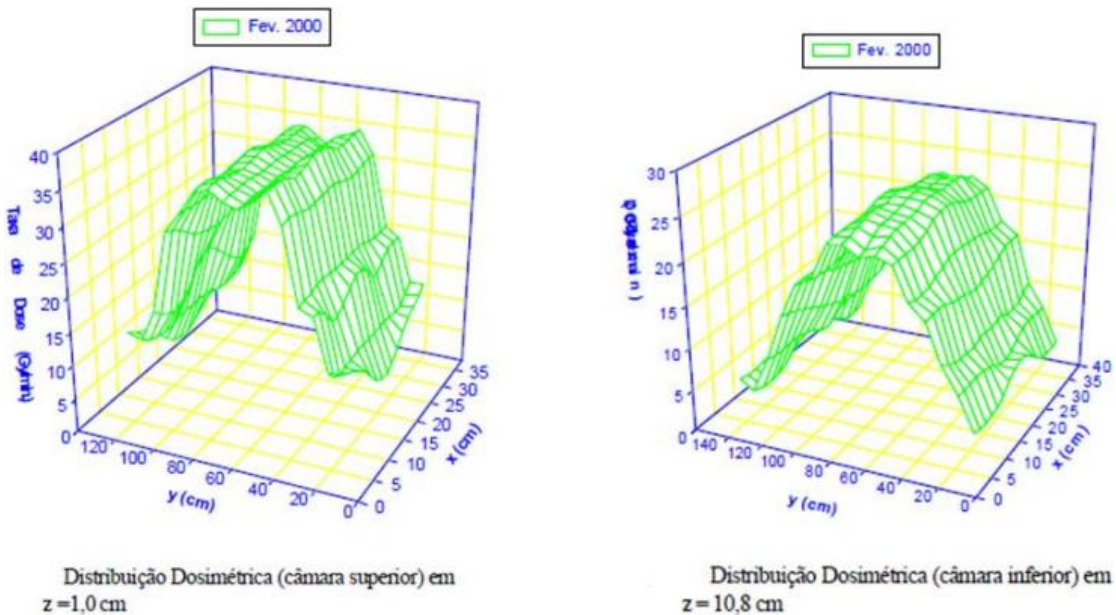


FIG. 2.8: Resultado do mapeamento dosimétrico experimental.

(FONTE: VITAL et al., 2000).

A concordância média ponto a ponto entre as distribuições dosimétricas medidas em 1992 e 2000, quando corrigidas do decaimento da fonte, forneceu erro inferior a 3% (VITAL et al., 2000).

2.9 MÉTODO MONTE CARLO

O Método Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico, onde se utiliza uma seqüência de números aleatórios para a realização de uma simulação, semelhantemente ao que ocorria nos jogos de azar, no cassino Monte Carlo, os quais eram baseados na escolha de números pelo lançamento de dados, daí a denominação do método por Nicholas Metropolis (YORIYAZ, 2010).

A aplicação do MMC é extremamente útil na solução de problemas complexos que não podem ser simulados por códigos computacionais que utilizam métodos determinísticos (PELOWITZ, 2005). Isto pode ser verificado no âmbito do transporte de radiação caracterizado por sua natureza probabilística.

2.10 CÓDIGO MCNPX

Baseado no MMC, o código Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) foi desenvolvido em Los Alamos National Laboratory (USA) para analisar o transporte de radiação (nêutrons, raios gama, elétrons e outras), de maneira que cada uma das radiações geradas, por uma fonte, seja seguida desde a sua criação até a sua fuga do volume de controle ou energia limiar final (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2004).

A fim de facilitar a compreensão deste processo probabilístico foi elaborado, na FIG. 2.9, um esquema simplificado da incidência de um nêutron em um determinado volume de controle.

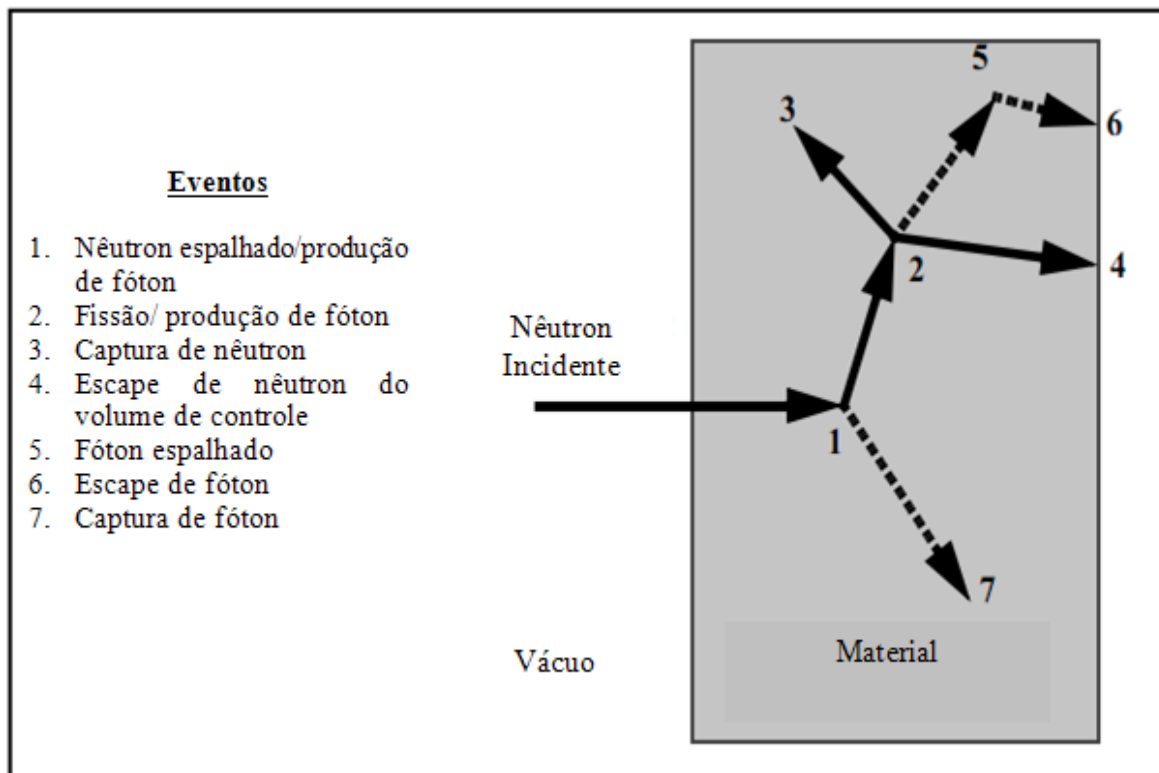


FIG. 2.9: Prováveis eventos de um nêutron incidente em um material.

(X-5 MONTE CARLO TEAM, 2004).

Analisando a FIG. 2.9, acima, percebe-se que em termos de transporte de radiação, o método do MCNPX pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas de cada partícula individual mudam aleatoriamente em cada colisão. O comportamento médio destas partículas é descrito em termos e grandezas macroscópicas como fluxo ou densidade de

partículas. O valor esperado destas grandezas corresponde à solução determinística da equação de Boltzman (que rege o fenômeno de transporte de radiação). Grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas (YORIYAZ, 2010).

O resultado desejado é obtido através da estimativa do valor médio das grandezas observadas, durante um determinado número de simulações (tentativas ou histórias). No código MCNPX, os resultados gerados são seguidos dos seus respectivos erros relativos ou incertezas associadas (SHULTIS; FAW, 2008). A grandeza erro relativo (R) é definida como a razão entre o desvio padrão dos valores médios e a média estimada de todas as histórias simuladas, como pode ser verificada na equação abaixo:

$$R \cong \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad (12)$$

Onde: $S_{\bar{x}}$ é o desvio padrão e \bar{x} é a média de todas as histórias simuladas.

O erro relativo é proporcional a seguinte equação:

$$\frac{1}{N^{1/2}} \quad (13)$$

Onde N é o número de histórias simuladas.

Assim, para que o R tenha seu valor reduzido pela metade, o número de histórias deverá ser quadruplicado. O guia para interpretação do erro relativo encontra-se na TAB. 2.1.

TAB. 2.1: Guia para interpretação do erro relativo.

Faixa de R	Qualidade dos resultados
0,5 a 1,0	Não significativo ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significante
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente confiável, com exceção para detectores pontuais
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

(FONTE: SHULTIS; FAW, 2008).

Haja vista a necessidade de várias histórias para obtenção de resultados satisfatórios, em geral, as simulações são realizadas em computadores. Neste caso, as informações referentes ao problema a ser simulado são inseridas no MCNPX por meio de arquivos denominados de

arquivos de entrada – input file. Estes por sua vez são compostos por cartões de dados, que consistem em linhas de comando limitadas a 80 colunas (PELOWITZ, 2005).

Os cartões que compõem o arquivo de entrada são de: células; superfícies e de dados, os quais estão organizados na seguinte estrutura (FIG. 2.10):

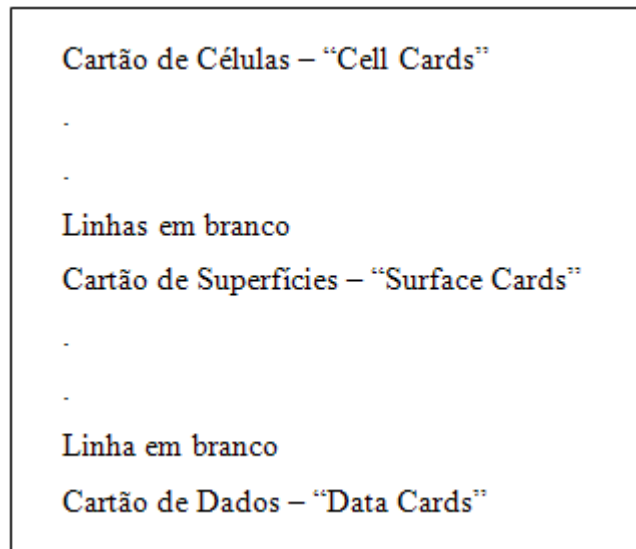


FIG. 2.10: Estrutura do arquivo de entrada.

(FONTE: SHULTIS; FAW, 2008).

As células são definidas pelas interseções, uniões e complementações de superfícies, formando assim regiões associadas a determinados materiais e importâncias (SHULTIS; FAW, 2008). Por isso, no cartão de células são inseridas informações referentes à indicação e densidade de material, assim como a geometria e importância da célula.

O cartão de superfície é o espaço reservado para as definições de superfícies utilizadas na criação da geometria do problema. Todas as superfícies recorrem ao sistema de coordenada cartesiana (SHULTIS; FAW, 2008).

O Cartão de dados contém as informações sobre as características da fonte; materiais, detectores (Tallyes), número de histórias, tempo computacional, entre outras (SHULTIS; FAW, 2008).

3 MODELAGEM DO IRRADIADOR DO CTEX COM O CÓDIGO MCNPX

De forma prática, para obter-se uma determinada dose absorvida em um material a ser irradiado no irradiador de pesquisa do CTEX, controla-se o tempo de exposição do mesmo na câmara de irradiação para que se obtenha a dose prevista. Neste contexto, torna-se relevante o desenvolvimento de modelos computacionais de irradiadores, para simulação virtual do processo de irradiação, antes de executar a operação prática. Ademais, estes modelos poderão ser aplicados para visualização gráfica das distribuições de taxas de dose no interior do irradiador e investigação facilitada de pontos espaciais de interesse especial, incluindo o interior de amostras sob tratamento.

Devido à natureza probabilística do transporte de radiação, tornou-se necessária a utilização de ferramentas também probabilística para a simulação deste fenômeno. Logo, ao desenvolver um modelo computacional para cálculo do ambiente gama do irradiador de pesquisa do CTEX, Rusin (2012) utilizou o código MCNPX. Posteriormente este modelo foi aperfeiçoado por Gomes (2013).

3.1 DESENVOLVIDO POR RUSIN (2012)

As informações necessárias para a definição geométrica do irradiador foram obtidas por meio de consulta ao manual do equipamento descrito por Oltmann (1969) e medições *in loco*.

Dentre as maiores dificuldades durante este levantamento, cabem ressaltar a obtenção de informações detalhada sobre o posicionamento e dimensões das fontes de $^{137}\text{CsCl}$, as quais não estavam descritas detalhadamente no manual e por isso foram realizadas medidas, com o auxílio de um paquímetro, em uma figura que apresentava proporções reais do esquema de encapsulamento do $^{137}\text{CsCl}$. Além disso, fizeram-se medições nas câmaras de irradiação para calcular as reais dimensões e posicionamento mais provável das fontes dentro do irradiador.

Dessa forma foi possível dimensionar o irradiador como apresentado nas FIG. 3.1 e FIG. 3.2. Porém, devido à falta de informações sobre o posicionamento e geometria das possíveis estruturas existentes, entre o encapsulamento externo da fonte de $^{137}\text{CsCl}$ e o interior das câmaras de irradiação, e à dificuldade para obtê-las, tais estruturas foram desconsideradas na modelagem.

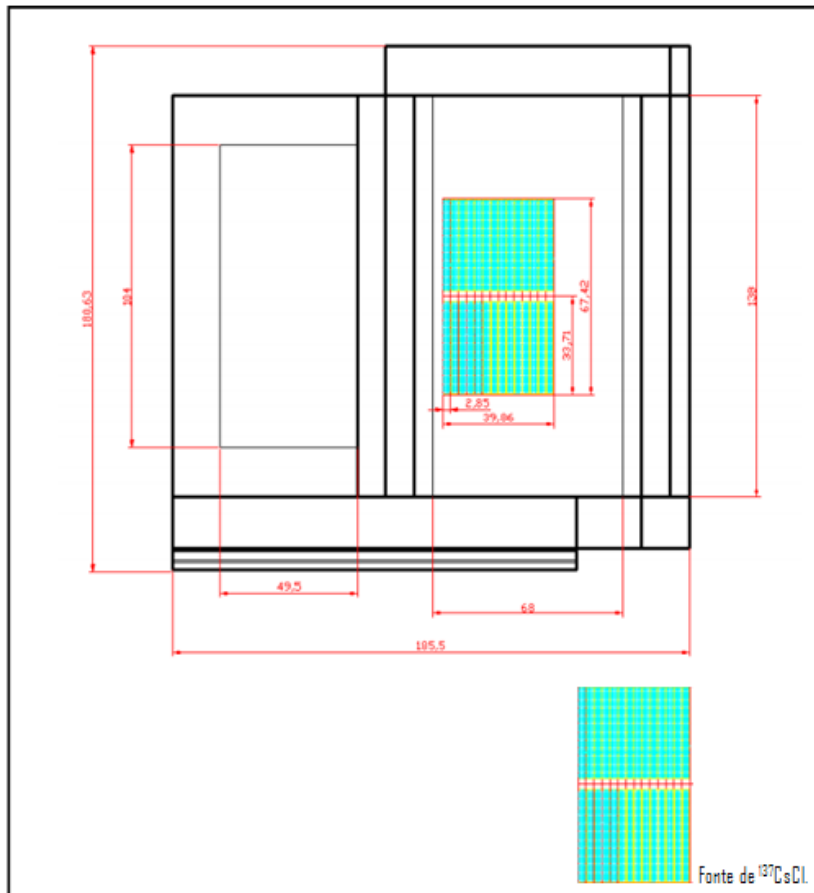


FIG. 3.1: Seção horizontal do irradiador com a fonte (medidas em cm).
(FONTE: RUSIN, 2012).

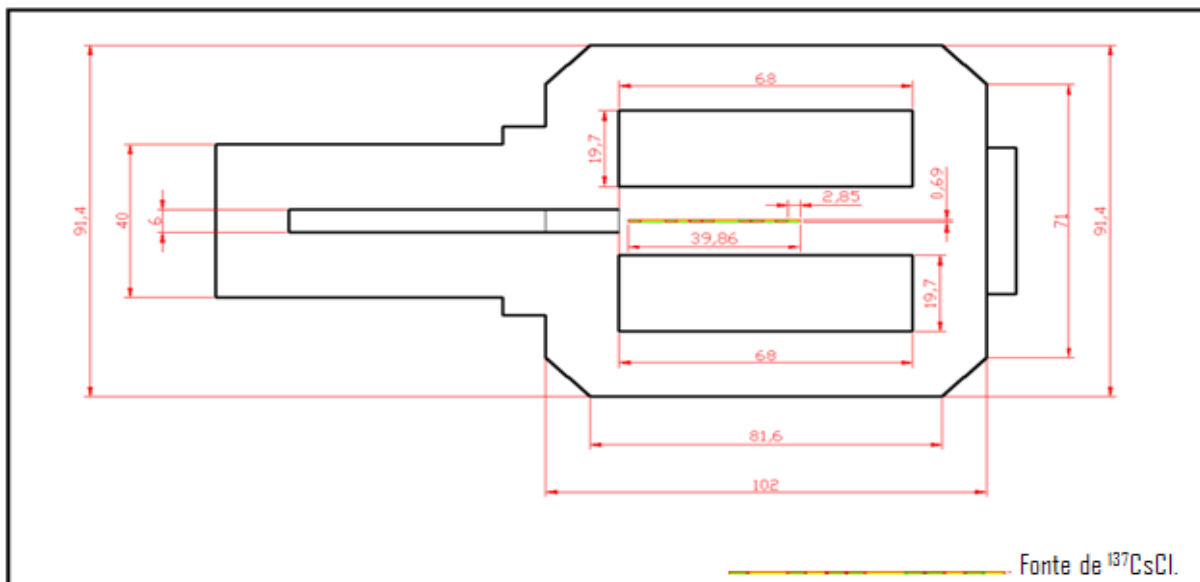


FIG. 3.2: Seção vertical do irradiador com a fonte (medidas em cm).
(FONTE: RUSIN, 2012).

Na modelagem computacional, o irradiador foi composto por uma espessa camada de chumbo, revestida por aço AISI 304. A fonte de $^{137}\text{CsCl}$ foi constituída por 28 placas planas, duplamente encapsuladas com aço, dispostas horizontalmente, divididas em dois conjuntos de 14 placas para cada lado. A região radioativa da fonte (excluindo o encapsulamento) foi modelada na forma de fontes pontuais, distribuídas ao longo de sua área, num total de 111 fontes pontuais por placa (FIG 3.3).

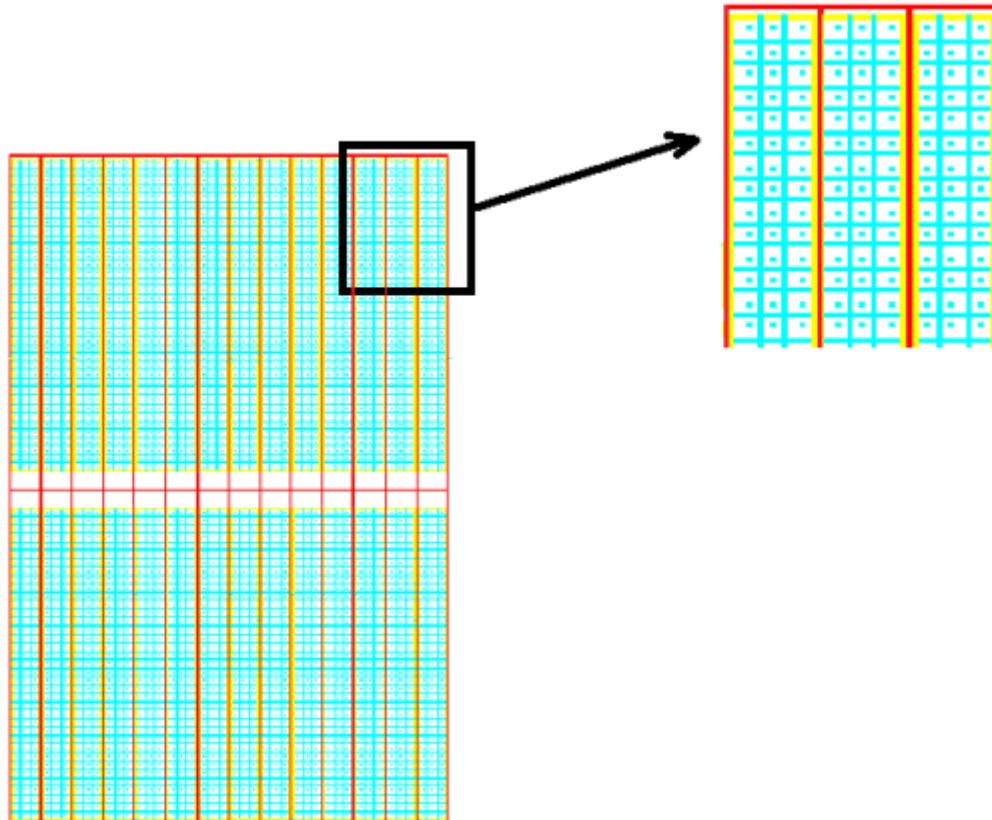


FIG. 3.3: Detalhes da modelagem da fonte de $^{137}\text{CsCl}$.

(FONTE: RUSIN, 2012).

Para visualização geométrica dos dados registrados no input, utilizaram-se os programas Vised e Moritz (VAN RIPER, 2004). A FIG. 3.4 apresenta a imagem do irradiador real e a FIG. 3.5 mostra a visualização do irradiador com o programa Moritz.

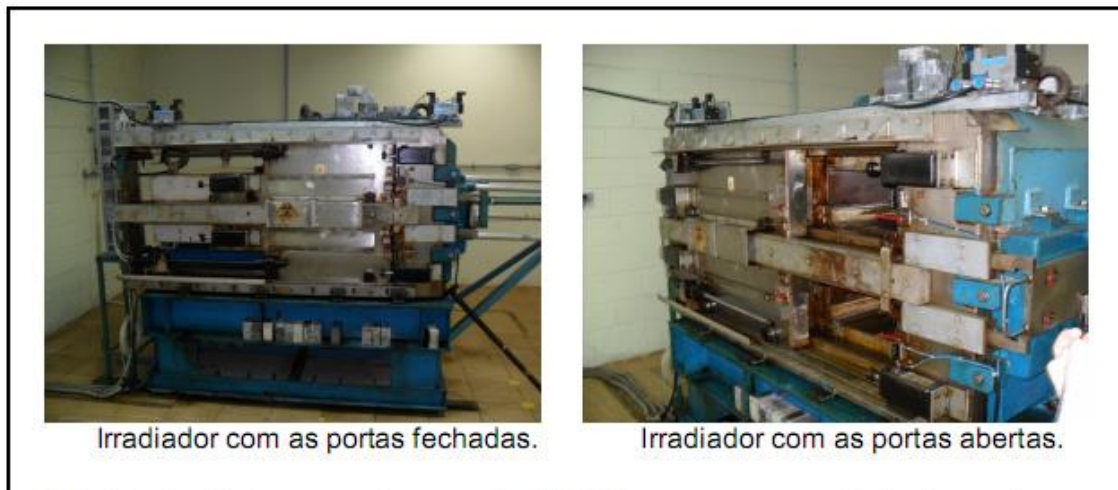


FIG. 3.4: Irradiador gama de pesquisa do CTE_x com as portas fechadas e abertas.
(FONTE: RUSIN, 2012).

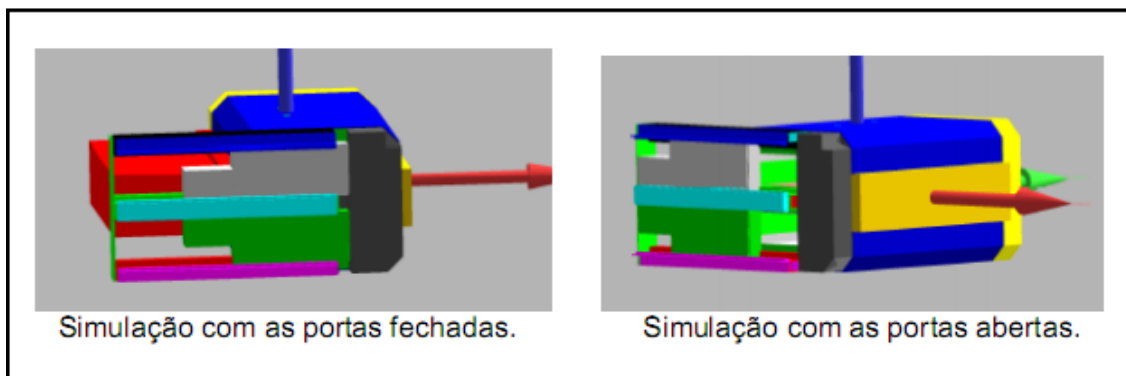


FIG. 3.5: Modelagem do irradiador do CTE_x, visualizada com o programa Moritz.
(FONTE: RUSIN, 2012).

O mapeamento dosimétrico virtual foi realizado com dosímetros esféricos de água de 1 cm de diâmetro. A atividade da fonte foi ajustada para o dia da dosimetria experimental (16/02/2000). A distribuição das taxas de dose obtidas na modelagem apresentou o mesmo comportamento do experimental, onde as maiores taxas de dose foram verificadas no centro da câmara de irradiação (FIG. 3.6).

Semelhantemente as medições de Vital et al. (2000), observou-se um pico central duplo em $z = 1$ cm na câmara superior. Foi verificado que esse fenômeno se deve basicamente a dois fatores: à ausência de $^{137}\text{CsCl}$ nas tampas, as quais ficam situadas na região central, entre os dois conjuntos de placas; e à atenuação do fluxo gama na própria fonte, a qual é mais intensa a baixas alturas.

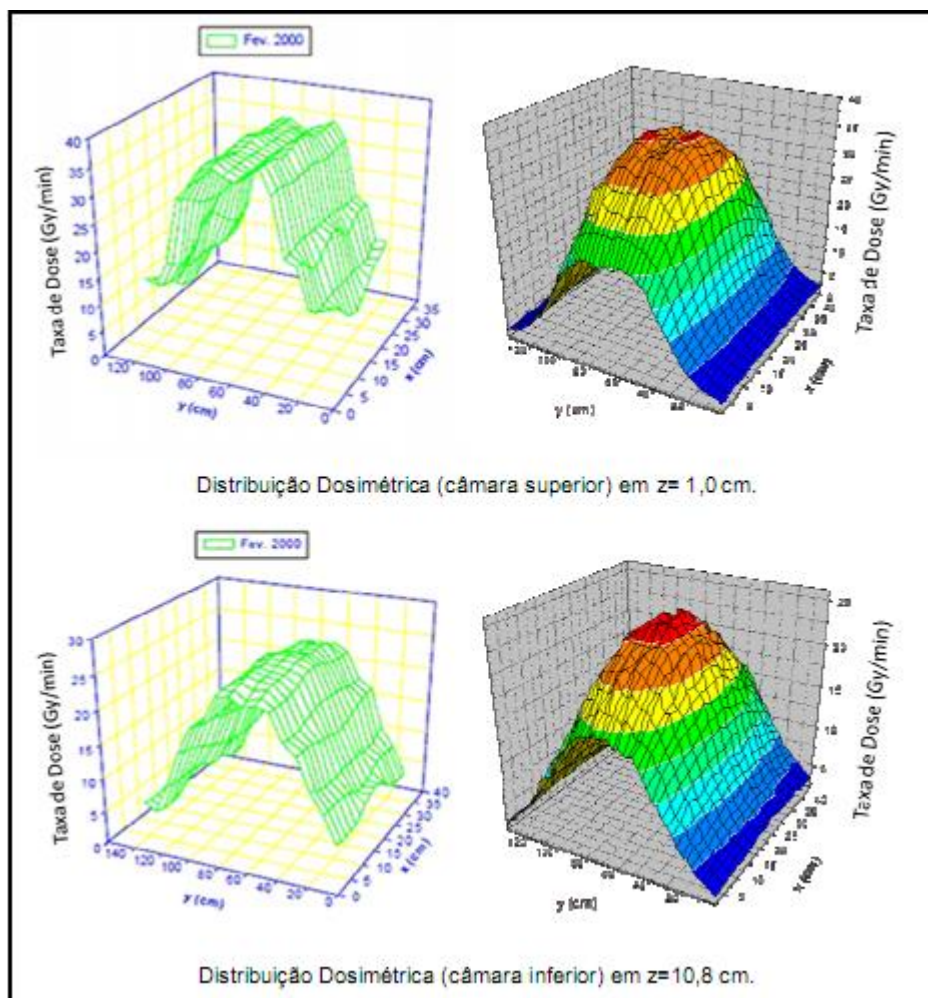


FIG. 3.6: Distribuições de taxas de dose experimentais e calculadas com o MCNPX.
(FONTE: RUSIN, 2012).

Apesar do comportamento de distribuição de taxas de dose semelhante, os valores calculados no MCNPX (com erros associados menores que 8%) foram maiores que os medidos no experimento, acarretando em uma discrepância de aproximadamente 80%, na região central das câmaras. Rusin (2012) levantou então duas hipóteses para os possíveis erros sistemáticos, sendo: a superestimação da quantidade de ^{137}Cs usada na modelagem da fonte, pois cerca da metade do césio está na forma do isótopo césio – 134 (^{134}Cs); e o uso de dosímetros virtuais de água.

3.2 APERFEIÇOADO POR GOMES (2013)

Atendendo às sugestões de Rusin (2012) para o aperfeiçoamento da modelagem computacional do irradiador gama de pesquisa do CTEEx, Gomes (2013) realizou um

mapeamento dosimétrico com dosímetros virtuais definidos com a mesma composição do dosímetro químico Fricke, e modelou a fonte de $^{137}\text{CsCl}$ considerando as concentrações dos elementos estáveis (TAB. 3.1).

TAB. 3.1: Composição da fonte de $^{137}\text{CsCl}$ e aglutinante adotada nas simulações.

Elemento Químico	Massa (g)	%	Z	A
Cs-137	587,92	11,75%	55	137
Cl	483,54	9,67%	17	35
Ba-137	782,19	15,64%	56	137
Cs-133	1205,41	24,10%	55	133
Cs-134	-	-	55	134
Ba-134	19,42	0,39%	56	134
Aglutinante				
C	785,99	15,71%	6	12
H	90,06	1,80%	1	1
O	1047,99	20,95%	8	16
Total	5002,52	100,00%	-	-

(FONTE: GOMES, 2013).

As alterações realizadas por Gomes (2013) permitiram reduzir à metade (de 80% para 40%) as discrepâncias máximas entre taxas de dose calculadas e medidas. Todavia, as possíveis estruturas existentes entre o encapsulamento externo da fonte de $^{137}\text{CsCl}$ e o interior das câmaras de irradiação continuaram sendo desconsideradas na modelagem.

4 METODOLOGIA

O irradiador de pesquisa do CTE_x foi modelado nas mesmas condições do experimento de Vital et al. (2000), na data de 16 de fevereiro de 2000, utilizando fatores multiplicativos FM que forneceram os resultados finais em taxa de dose absorvida (Gy/min) e fluxo (gama/cm²/s).

4.1 MODELAGEM DA FONTE VOLUMÉTRICA

No modelo computacional desenvolvido por Rusin (2012), a fonte gama do irradiador foi constituída por um conjunto de 28 placas de ¹³⁷CsCl duplamente encapsuladas por aço. O material ¹³⁷CsCl foi definido na forma de pequenos paralelepípedos, no total de 111 por placa. No centro de cada paralelepípedo foi inserida uma fonte pontual gama isotrópica, distanciadas a 0,85 cm umas das outras e situadas num plano horizontal, passando no meio das placas (FIG. 4.1).

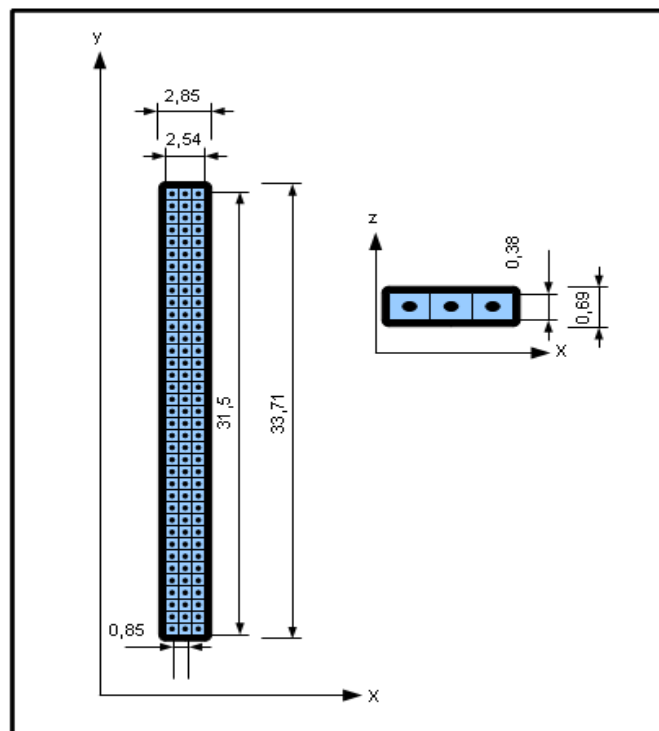


FIG. 4.1: Detalhes em cm da placa de ¹³⁷CsCl desenvolvido por Rusin (2012).

A modelagem da fonte volumétrica teve como motivação tornar o modelo do irradiador ainda mais próximo do real, contudo em um tempo computacional, necessário para obtenção

de resultados e incertezas satisfatórios, semelhante ao exigido no modelo computacional aperfeiçoado por Gomes (2013). Na adaptação da nova fonte, manteve-se o mesmo dimensionamento utilizado por Rusin (2012) e composição química utilizada por Gomes (2013). A única diferença então foi que cada placa deixou de ser um conjunto de fontes pontuais distribuídas ao longo de um plano, para se tornar um conjunto de fontes pontuais distribuídas aleatoriamente ao longo de um volume.

Por serem 28 placas, para a especificação da fonte foi utilizada a opção múltiplas fontes volumétricas do MCNPX (SHULTIS; FAW, 2008). Nesta opção, as células fontes devem ser cercadas por um campo de amostragem cilíndrico definido pelos parâmetros POS, RAD e EXT. O POS se refere às posições X, Y e Z do cilindro, o AXS se refere aos eixos de referência para a determinação do raio (RAD) e da extensão (EXT) do cilindro, sendo os eixos AXS= X, Y e Z. A técnica de rejeição é utilizada nesta opção (SHULTIS; FAW, 2008). Tal técnica consiste na introdução aleatória de fontes pontuais somente no interior das células desejadas, sendo neste caso as que definiram as 28 placas de $^{137}\text{CsCl}$.

A fim de comparar os cálculos de taxas de dose absorvida e de suas respectivas incertezas, entre conjunto de fontes pontuais e volumétricas, foi realizada uma simulação para cada geometria (pontual e volumétrica), com a utilização do Tally F6. Em ambas as simulações, os dosímetros virtuais possuíam geometria esférica com 1 cm de diâmetro e da mesma composição que os do mapeamento (Fricke). Estes foram posicionados na altura de 1 cm da superfície inferior da câmara de irradiação superior, distanciadas a 20 cm cada, formando uma matriz horizontal com 3 colunas e 7 linhas (FIG. 4.2).

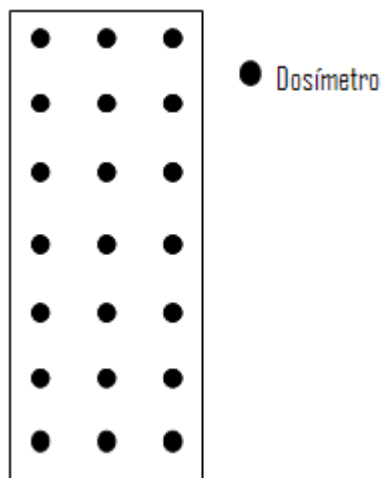


FIG. 4.2: Disposição dos dosímetros nas câmaras de irradiação (seção horizontal).

Adotou-se um tempo computacional de 4320 minutos para cada simulação.

4.2 AUTO-ABSORÇÃO DOS RAIOS GAMA NA FONTE VOLUMÉTRICA

O estudo da auto-absorção dos raios gama é importante para a verificação da eficiência das fontes radioativas, no sentido de analisar a relação de raios gama emitidos por retidos na própria estrutura da fonte. O estudo ocorreu por meio da comparação do valor do fluxo emitido por uma fonte volumétrica composta por $^{137}\text{CsCl}$ duplamente encapsulada por aço, e por outra fonte composta apenas por ar.

O detector virtual foi definido no Tally F4 como sendo a mesma célula da base da câmara superior, dimensionada com 68 cm de largura, 138 cm de comprimento e 0,3 cm de espessura, posicionada a uma distância de 8,7 cm acima da fonte radioativa (FIG. 4.3). A modelagem deste detector foi uma forma de aproveitar uma célula já existente cuja área abrangesse a da fonte.

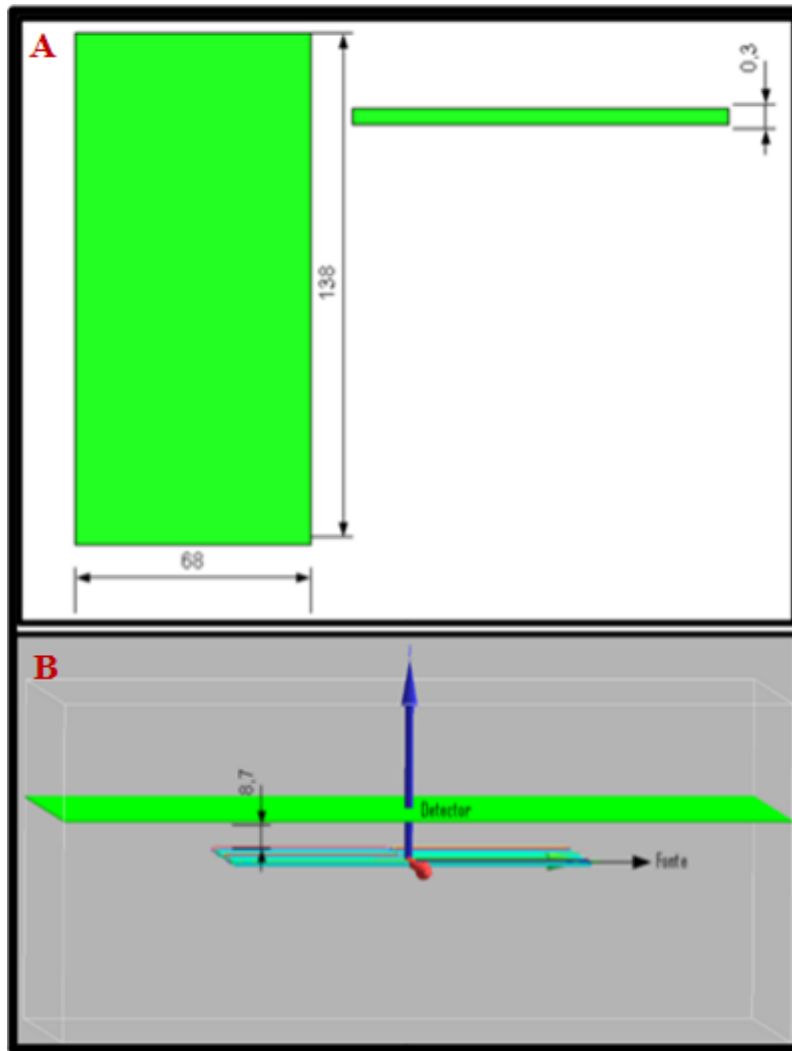


FIG. 4.3: (A) Dimensão em cm e (B) posição do detector em relação à fonte.

Para cada tipo de fonte foi realizada uma simulação em um tempo computacional de 15 minutos, resultando em incertezas menores que 1%.

4.3 AJUSTE DAS TAXAS DE DOSE CALCULADAS COM AS MEDIDAS

Devido à falta de informação sobre a existência de algum material atenuador entre a fonte radioativa e as câmaras de irradiação, tentou-se desenvolver uma estrutura que reproduza o efeito de atenuação dos raios gama de modo que os resultados das taxas de dose absorvida, no modelo computacional, sejam os mais próximos possíveis da realidade, haja vista que as taxas de dose simuladas na região central das câmaras de irradiação tem superestimado em 40% as taxas de dose obtidas no experimento de Vital et al. (2000). Logo, foram modeladas duas

chapas de aço, sendo uma entre a fonte e a câmara superior e outra entre a fonte e a câmara inferior.

A escolha do aço para a composição das chapas foi devido à verificação da presença de tal material em diversas peças do irradiador. Considerando que, as superestimções elevadas das taxas de dose estavam ocorrendo somente nos dosímetros posicionados em cima da área correspondente a região da fonte, as chapas de aço foram modeladas com uma largura de 39,86 cm e comprimento de 67,42 cm, distanciadas a 8,1 cm da fonte de $^{137}\text{CsCl}$. Dessa maneira, a atenuação dos raios gama ocorreu predominantemente apenas na região central das câmaras de irradiação.

A espessura das chapas foi pré-determinada a partir da função exponencial que define a atenuação dos raios gama (CHILTON; SHULTIS; FAW, 1984), sendo:

$$I = I_0 e^{-\mu X} \quad (14)$$

Onde I é a intensidade final da emissão de partículas não carregadas, I_0 é a inicial, μ é o coeficiente linear de atenuação e X é a espessura do material atenuador.

No presente trabalho considerou-se $\mu = 0,569 \text{ cm}^{-1}$, pois é o valor apresentado por Foderaro (1978) para feixes de 0,662 MeV incidentes no aço. O I_0 é a intensidade simulada que foi 40% maior que a medida no experimento, assim $I_0 = 1,4$ e X é a espessura (cm) necessária de aço para que $I_0 = 1,4$ resulte em $I = 1$, ou seja, uma redução de 40% de I .

$$1 = 1,4 e^{-0,569 X}$$

$$X = 0,6$$

Portanto, a espessura das chapas de aço foi 0,6 cm (FIG. 4.4).

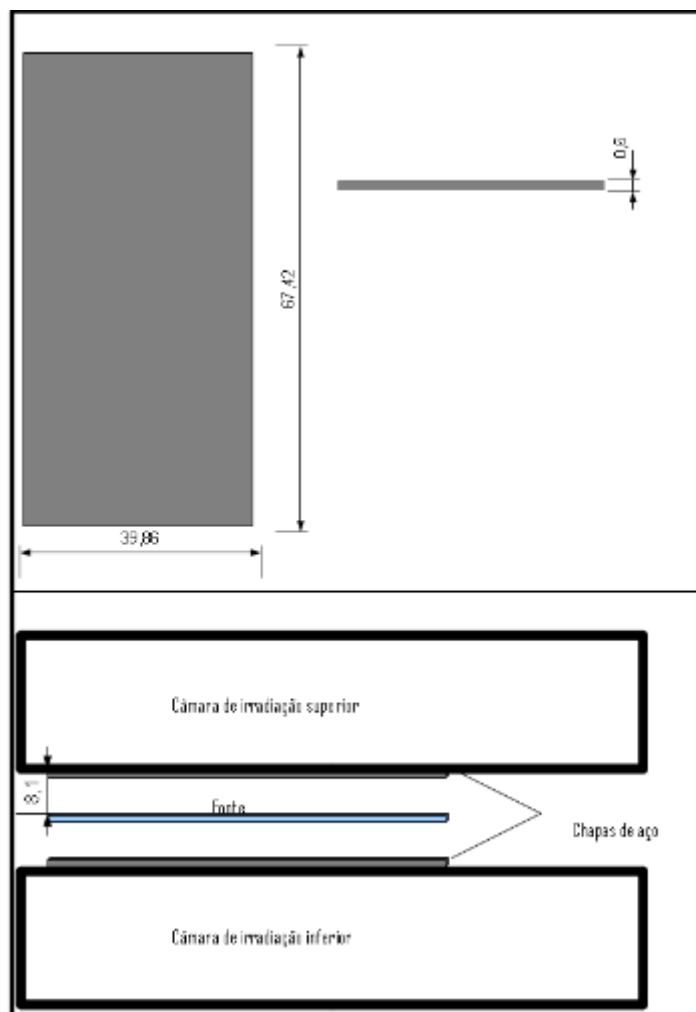


FIG. 4.4: Detalhes em cm das chapas de aço e suas respectivas posições.

A verificação da espessura pré-determinada foi feita usando a simulação computacional, comparando-se os resultados obtidos com os esperados (medidos). Para a comparação dos valores calculados com os medidos, os cálculos de taxas de dose absorvida foram realizados com o Tally F6, com a utilização de 32 dosímetros virtuais (Fricke), todos nas mesmas posições do experimento realizado por Vital et al. (2000) na altura de 1 cm ($Z=1$ cm) da base de aço inferior da câmara superior (FIG 4.5).

O arranjo do mapeamento dosimétrico foi simulado em sete alturas, sendo $Z= 1; 3; 6; 9; 12; 15$ e 18 cm. Considerou-se como Z , a distância originada na base de aço inferior da câmara superior, no sentido do teto do irradiador.

No propósito de atender à demanda por conhecimento quanto ao gradiente de taxas de dose a curtas distancias ao longo de X , Y e Z para irradiação de pequenos objetos (igual ou menores que 3 cm) e considerando a existência da simetria das taxas de dose ao longo de X e

Y, verificada por Vita et al. (2000), fez-se um novo mapeamento dosimétrico ao longo de 5 a 20 cm de X, 15 a 66 cm de Y e 1 a 18 cm de Z, como pode ser visualizado na área demarcada em vermelho e identificada como novo mapeamento na FIG. 4.5.

O X foi definido como a distância em centímetros para a direita a partir da extremidade esquerda da frente do trilho (rente à porta móvel) da câmara superior ou inferior e Y como a distância em centímetros medida na direção ao longo do trilho e a partir do início do trilho para o fundo do irradiador. Neste mapeamento, as taxas de dose foram calculadas a cada 3 cm de distancia ao longo de X, Y e Z, totalizando em 756 pontos. Entretanto, foram simulados apenas 224 dosímetros, sendo apenas estes os pontos com taxas de dose conhecidas, os demais pontos foram obtidos por interpolação por meio de ajustes de curvas pelo método dos mínimos quadrados, que consiste na determinação de valores fora do intervalo conhecido. As taxas de doses calculadas e interpoladas foram organizadas em tabelas.

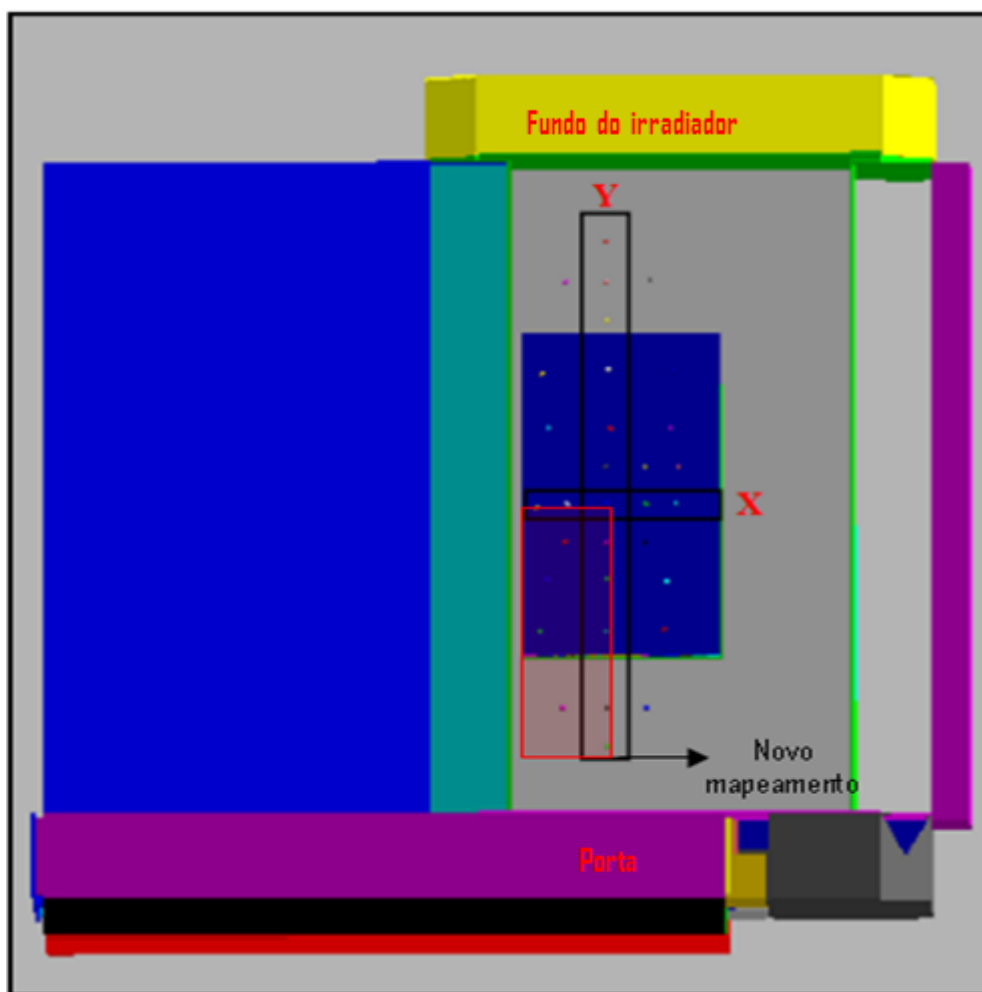


FIG. 4.5: Arranjo do mapeamento dosimétrico.

Foram conduzidas sete simulações, cada uma correspondente a uma altura do mapeamento dosimétrico. Em todas as simulações foram utilizadas 70 milhões de histórias, o que resultou em incertezas nos cálculos abaixo de 3%.

4.4 MODELAGEM SIMPLIFICADA DO IRRADIADOR

O propósito da modelagem simplificada do irradiador foi de reproduzir a mesma taxa de dose medida no experimento, mas em um tempo computacional menor do que os obtidos no modelo adaptado de Rusin (2012), descrito no tópico 4.3 do presente trabalho.

Para isso, utilizou-se o método de redução de variância (SHULTIS; FAW, 2008), onde as únicas estruturas mantidas no arquivo de entrada do MCNPX foram: o conjunto de fontes de $^{137}\text{CsCl}$; as bases de aço inferior da câmara superior e superior da câmara inferior; e as chapas de aço situadas entre a fonte e a base inferior da câmara superior e entre a fonte e a base superior da câmara inferior (FIG. 4.6).

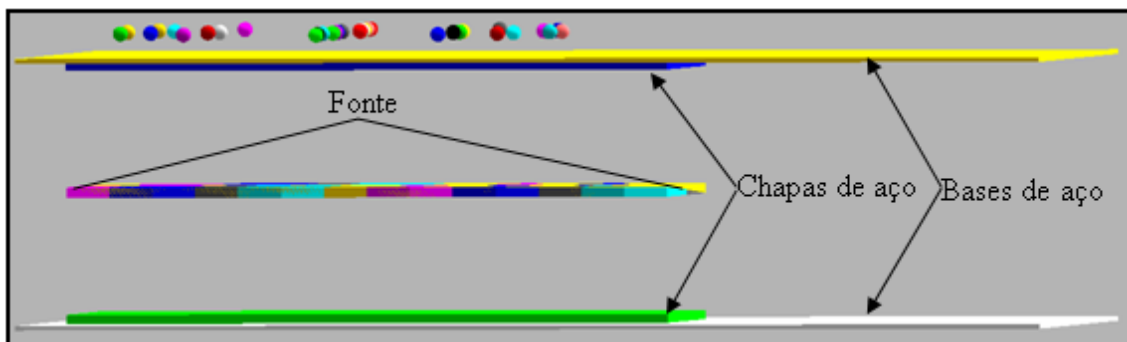


FIG. 4.6: Vista frontal do modelo simplificado do irradiador.

Semelhantemente ao descrito no tópico 4.3, os cálculos de taxas de dose absorvida foram realizados com o Tally F6, com a utilização de 32 dosímetros virtuais (Fricke), todos nas mesmas posições do experimento para fins de comparação. A simulação foi conduzida com 70 milhões de histórias, que resultou em incertezas nos cálculos abaixo de 3%.

4.5 ALTERAÇÃO NAS TAXAS DE DOSE DEVIDO A DIFERENTES ARRANJOS COM DOSÍMETROS VIRTUAIS

O estudo dos efeitos nas medições das taxas de dose absorvida, ocasionados por diferentes arranjos entre dosímetros, foi realizado no intuito de analisar a disposição ótima dos dosímetros em mapeamentos dosimétricos de modo a reduzir o máximo possível a perturbação recíproca de um dosímetro sobre outro. A taxa de dose absorvida foi calculada, com o uso do Tally F6, em dosímetros virtuais (Fricke) dispostos em três arranjos posicionados a 1 cm da base inferior da câmara superior. Os arranjos foram identificados como I, II e III (FIG. 4.7).

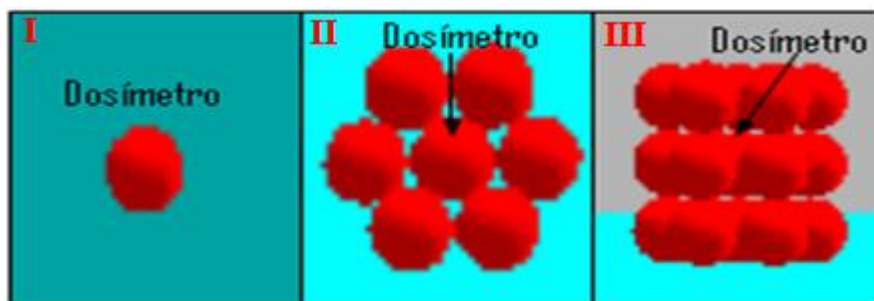


FIG. 4.7: Diferentes arranjos com dosímetros virtuais.

No arranjo I objetivou-se criar uma situação de mínima perturbação entre dosímetros, por isto foi definido apenas um dosímetro. No arranjo II, o dosímetro foi rodeado por seis células com sua mesma geometria e composição química, observando assim, a perturbação de dosímetros alocados em um mesmo plano horizontal. No arranjo III, o dosímetro ficou situado no centro de um bloco com sete células no plano superior e inferior e seis células a sua volta no plano horizontal, possibilitando o estudo da perturbação de dosímetros posicionados em diferentes planos.

Para cada arranjo foi realizada uma simulação com 45 milhões de histórias, onde foram obtidas incertezas nos cálculos abaixo de 2,16% no modelo computacional simplificado do irradiador.

4.6 APARATO

No total foram realizadas 15 simulações (TAB. 4.1) entre junho e dezembro de 2013 em um aparato composto por um computador Xeon. Este possui 4GB de RAM e pertence à Seção de Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, RJ.

TAB. 4.1: Simulações realizadas, quantidades e computadores para condução.

Simulações	Quantidade	Computador
Comparação entre fontes pontuais e volumétricas	2	Xeon
Auto-absorção do fluxo gama na fonte volumétrica	2	Xeon
Material atenuador	1	Xeon
Distribuição de taxas de dose em Z	6	Xeon
Modelo simplificado do irradiador	1	Xeon
Dosímetros alocados em diferentes arranjos	3	Xeon
Total	15	

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 MODELAGEM DA FONTE VOLUMÉTRICA

Os valores das taxas de dose absorvida no irradiador com conjuntos de fontes pontuais e volumétricas foram apresentados na TAB. 5.1. O menor valor médio da taxa de dose foi obtido no conjunto de fontes pontuais sendo aproximadamente, 1,35% menor que o conjunto de fontes volumétricas.

TAB. 5.1: Taxas de dose (1 = 52,4 Gy/min) calculadas com fonte planar e volumétrica.

Conjunto de fontes pontuais			
Taxa de dose normalizada			
	X(cm)¹		
Y(cm)²	1	21	41
1	0,05	0,07	0,06
21	0,15	0,22	0,17
41	0,45	0,77	0,54
61	0,57	0,98	0,66
81	0,57	0,99	0,68
101	0,38	0,64	0,43
121	0,11	0,15	0,13
Média	0,417		
CV(%)	70,31		
Conjunto de fontes volumétricas			
Taxa de dose normalizada			
	X (cm)		
Y(cm)	1	21	41
1	0,06	0,07	0,06
21	0,16	0,22	0,16
41	0,48	0,79	0,52
61	0,64	0,99	0,68
81	0,62	1,00	0,67
101	0,38	0,61	0,41
121	0,12	0,15	0,12
Média	0,423		
CV(%)	70,36		

¹distância em centímetros para a direita a partir da extremidade esquerda da frente do trilho (rente à porta móvel) da câmara superior ou inferior. ²distância em centímetros medida na direção ao longo do trilho e a partir do início do trilho para o fundo do irradiador.

Em um tempo computacional de 4320 minutos foram obtidos valores médios de incertezas de 2,15% e 2,09% para os cálculos realizados com o conjunto de fontes pontuais e

volumétricas respectivamente (TAB. 5.2). Verificou-se que, numericamente, estes valores foram semelhantes, no entanto o menor foi atribuído à fonte volumétrica.

TAB. 5.2: Incertezas nos cálculos de taxas de dose com fonte planar e volumétrica.

Conjunto de fontes pontuais			
Incertezas (%)			
	X (cm)¹		
Y(cm)²	1	21	41
1	4,56	3,81	3,99
21	2,73	2,24	2,55
41	1,60	1,22	1,46
61	1,43	1,09	1,32
81	1,43	1,08	1,30
101	1,75	1,35	1,64
121	3,14	2,64	2,92
Média	2,15		
CV(%)	47,16		
Conjunto de fontes volumétricas			
Incertezas (%)			
	X (cm)		
Y(cm)	1	21	41
1	4,04	3,72	3,97
21	2,61	2,22	2,55
41	1,52	1,20	1,47
61	1,32	1,07	1,29
81	1,33	1,07	1,31
101	1,71	1,37	1,65
121	2,97	2,61	2,93
Média	2,09		
CV(%)	45,59		

¹distância em centímetros para a direita a partir da extremidade esquerda da frente do trilho (rente à porta móvel) da câmara superior ou inferior. ²distância em centímetros medida na direção ao longo do trilho e a partir do início do trilho para o fundo do irradiador.

Em ambas as fontes (pontuais e volumétricas), as fontes pontuais foram inseridas em um mesmo meio composto por elementos estáveis da barra de ¹³⁷CsCl, somados ao aço da capsula de selamento da fonte. A única diferença foi que nas fontes pontuais, a sua distribuição limitava-se apenas a pontos discretos posicionados num plano passando pelo centro das barras de ¹³⁷CsCl, enquanto que nas fontes volumétricas, as fontes pontuais foram distribuídas aleatoriamente em todo o volume das barras de ¹³⁷CsCl. Com isto, verificou-se que todos os raios gama, independentemente do tipo de fonte, foram submetidos a um mesmo

meio absorvente, explicando assim a diferença menor que 1,35% entre as taxas de dose e 3% entre as incertezas das fontes pontuais e volumétricas.

Portanto, a modelagem computacional com o conjunto de fontes volumétricas foi importante por dois motivos básicos: primeiro, por contribuir para que as simulações fossem as mais próximas possíveis das condições reais em que se encontra o irradiador e segundo, por em um mesmo tempo computacional, obter-se resultados com menores incertezas (numericamente) do que os obtidos com conjuntos de fontes pontuais.

5.2 AUTO-ABSORÇÃO DOS RAIOS GAMA NA FONTE VOLUMÉTRICA

Nas simulações da auto-absorção dos raios gama verificou-se que na fonte definida apenas por ar, o fluxo foi de $1,41093E+11$ gamas/cm²/s. O mesmo foi reduzido para $1,13342E+11$ gamas/cm²/s, na simulação com a fonte definida por aço e ¹³⁷CsCl, onde cerca de 20% dos raios gama foram absorvidos na própria fonte. De acordo com Faïres; Parks (1960), isto pode ter ocorrido devido os elementos estáveis da barra de ¹³⁷CsCl que, somados aos elementos da cápsula de selamento da fonte radioativa, contribuem para a auto-absorção dos raios gama, uma vez que aquela também funciona como um meio absorvente.

Apesar dessa absorção dos raios gama na fonte do irradiador de pesquisa do CTE_x, verificou-se que a mesma possui uma eficiência acima da média e que isso possa estar relacionado com o duplo encapsulamento ao invés de triplo, pois segundo o IPE (2012) as fonte de césio triplamente encapsuladas absorvem entorno de 50% dos seus raios gamas.

5.3 AJUSTE DAS TAXAS DE DOSE CALCULADAS COM AS MEDIDAS

Verificou-se que, na região central da câmara de irradiação houve uma discrepância média ponto a ponto de 3,23%, entre valores calculados com as chapas de aço e medidos no experimento por Vital et al. (2000).

A chapa de aço não apenas reduziu a discrepância de aproximadamente 40% para uma média de 3,23% na região central da câmara, como também manteve a mesma distribuição da taxa de dose absorvida obtida no experimento, observando-se neste caso a presença de um pico duplo compatível com a geometria da fonte gama (FIG. 5.1).

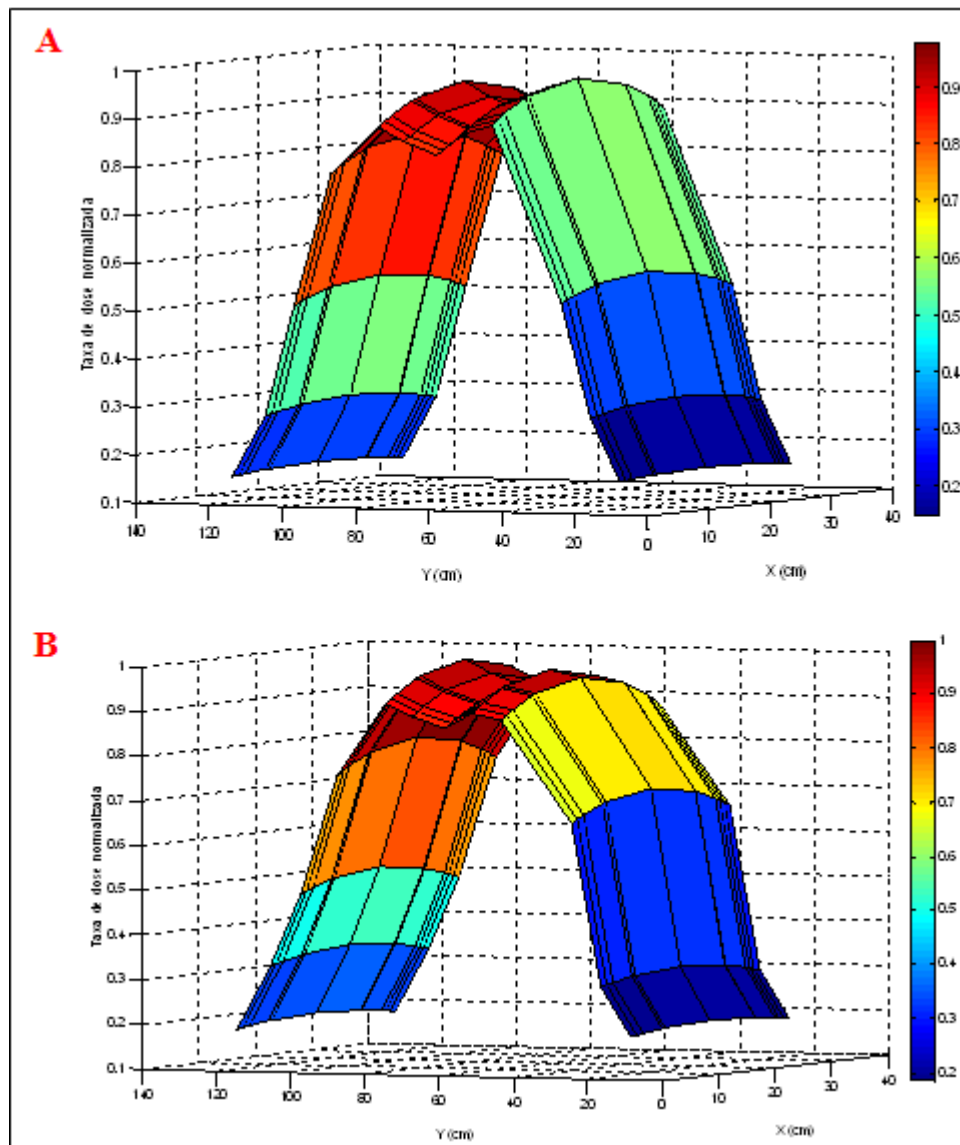


FIG. 5.1: Valores (A) medidos e (B) calculados em $Z = 1$ cm. ($I = 37,6$ Gy/min).

A concordância dos resultados calculados no MCNPX, em relação aos medidos no experimento é dependente das informações inseridas nos cartões do código, de maneira que quanto mais exatas elas forem, menor será a discrepância entre os valores virtuais e reais. Isso pôde ser observado na modelagem computacional, de um acelerador linear de elétrons de uso industrial, desenvolvida por Pereira (2013), onde os resultados da simulação apresentaram boa concordância e foram considerados validados e aptos a serem utilizados.

No presente trabalho, a redução da discrepância dos valores calculados com os experimentais não implica em dizer que de fato haja uma chapa de aço entre a fonte e as câmaras de irradiação, mas evidencia a provável existência dessa e/ou de outros componentes

com finalidades estruturais que possam estar atenuando a radiação gama e, conseqüentemente, reduzindo a taxa de dose no irradiador de pesquisa.

Observando o mapeamento dosimétrico ao longo de Z, verificou-se que a 9 cm da base não houve mais o pico duplo. Este resultado é compatível com o obtido por Vital et al. (2000), onde, com o afastamento da fonte, ocorreu uma gradual degradação da resolução espacial, a qual acarretou uma transformação do máximo num pico único (FIG. 5.2, 5.3 e 5.4). Isso provavelmente ocorreu devida à redução da influência relativa da região das tampas, que passou a ocupar menor ângulo sólido.

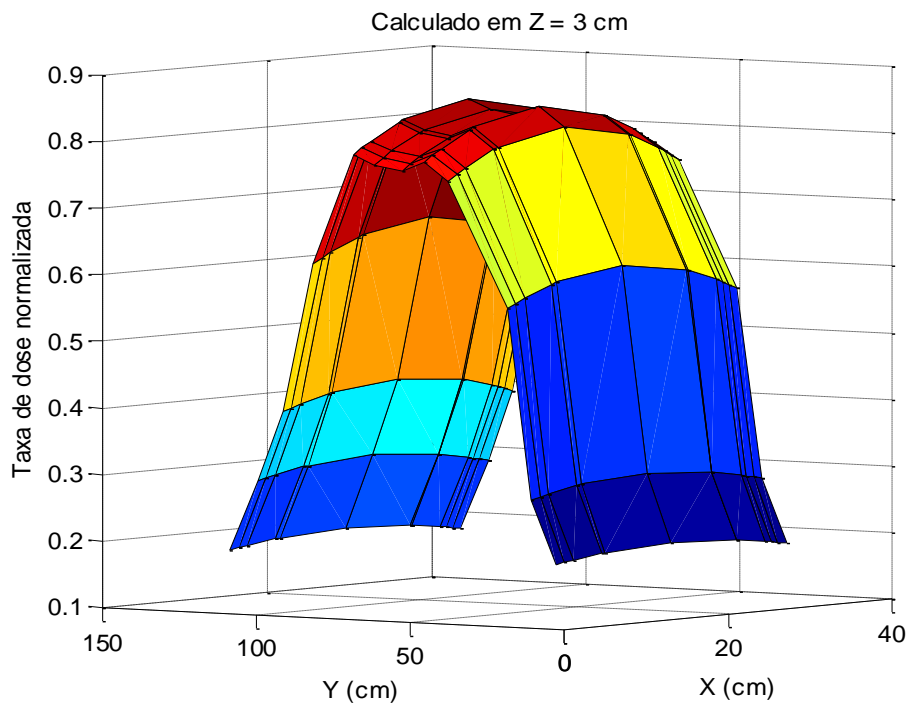


FIG. 5.2: Distribuição da taxa de dose normalizada ($1 = 37,6 \text{ Gy/min}$) em $Z = 3 \text{ cm}$.

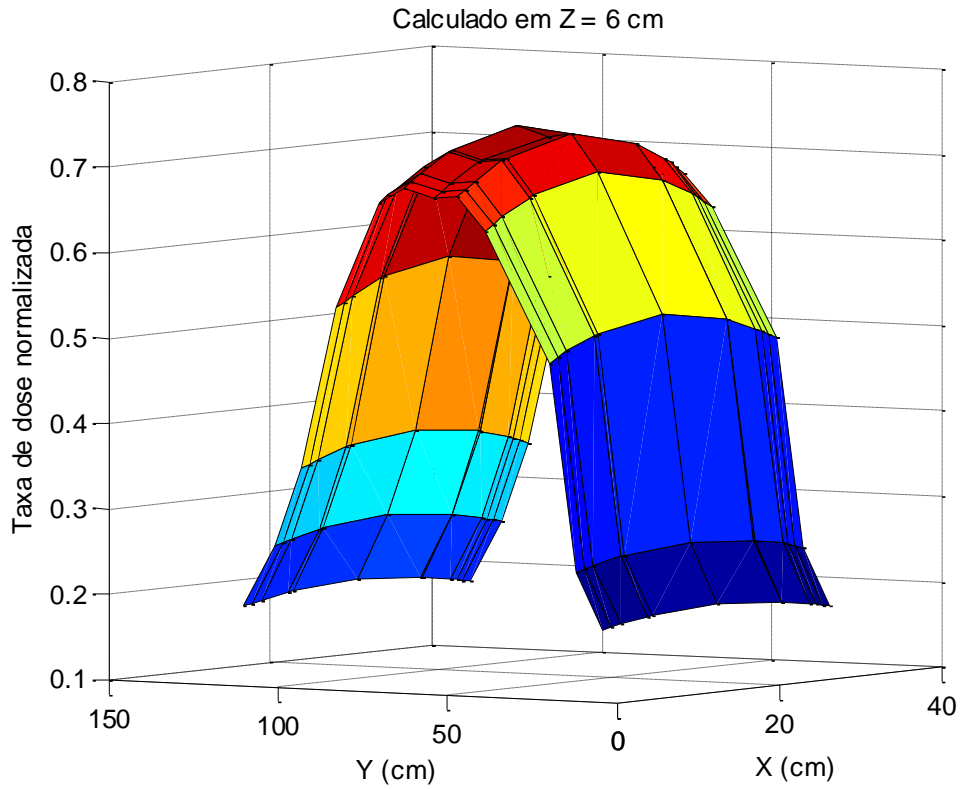


FIG. 5.3: Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 6$ cm.

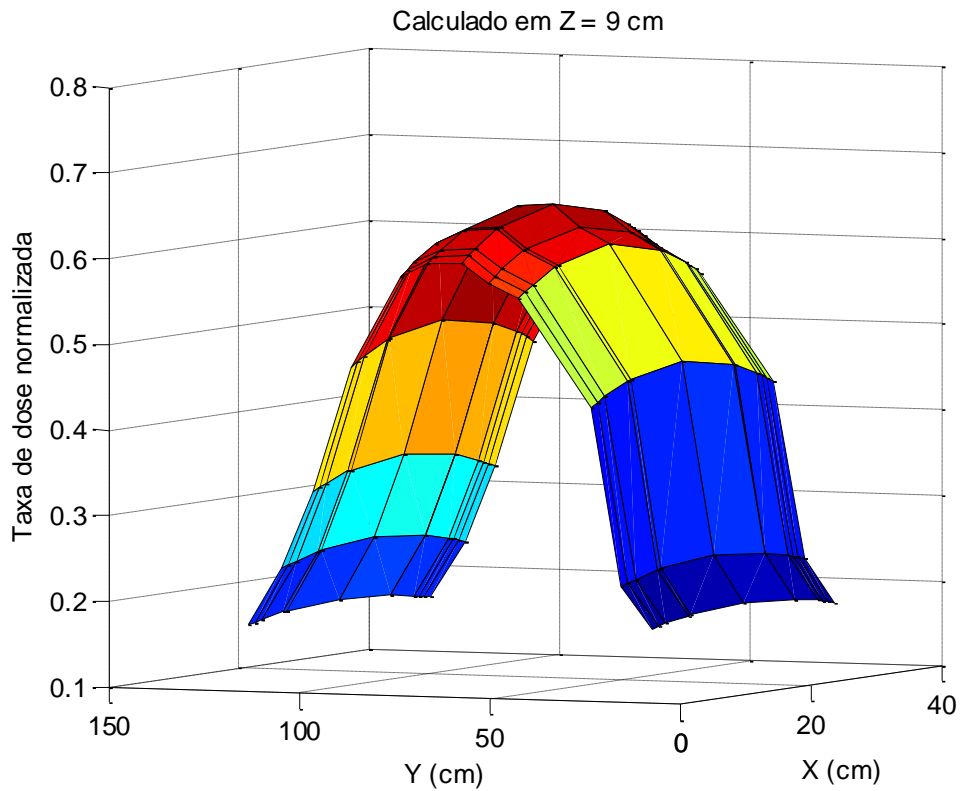


FIG. 5.4: Distribuição da taxa de dose normalizada ($I = 37,6$ Gy/min) em $Z = 9$ cm.

Aumentando a altura do mapeamento dosimétrico (FIG. 5.5, 5.6 e 5.7), as taxas de dose máximas reduziram para menos que 50% em $Z = 18$ cm, corroborando com os resultados obtidos por Vital et al (2000). Nesse caso, observou-se que o espaço preenchido somente por ar é o suficiente para reduzir, pela metade, a taxa de dose ao longo da altura da câmara de irradiação.

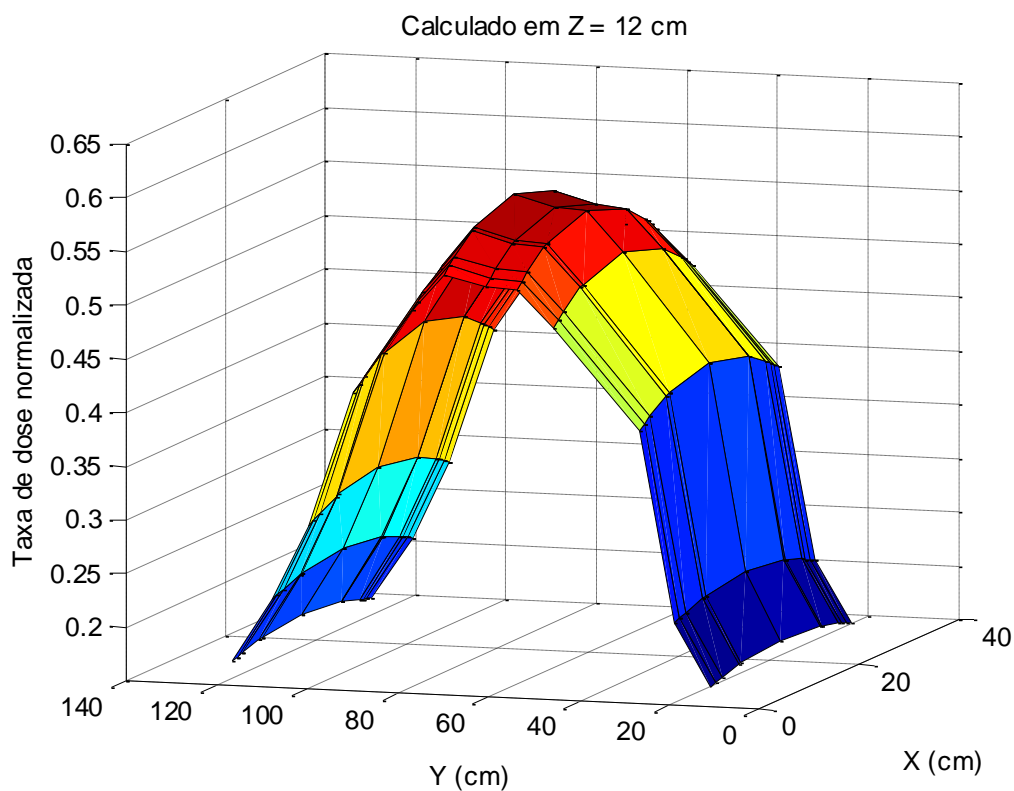


FIG. 5.5: Distribuição da taxa de dose normalizada ($1 = 37,6$ Gy/min) em $Z = 12$ cm.

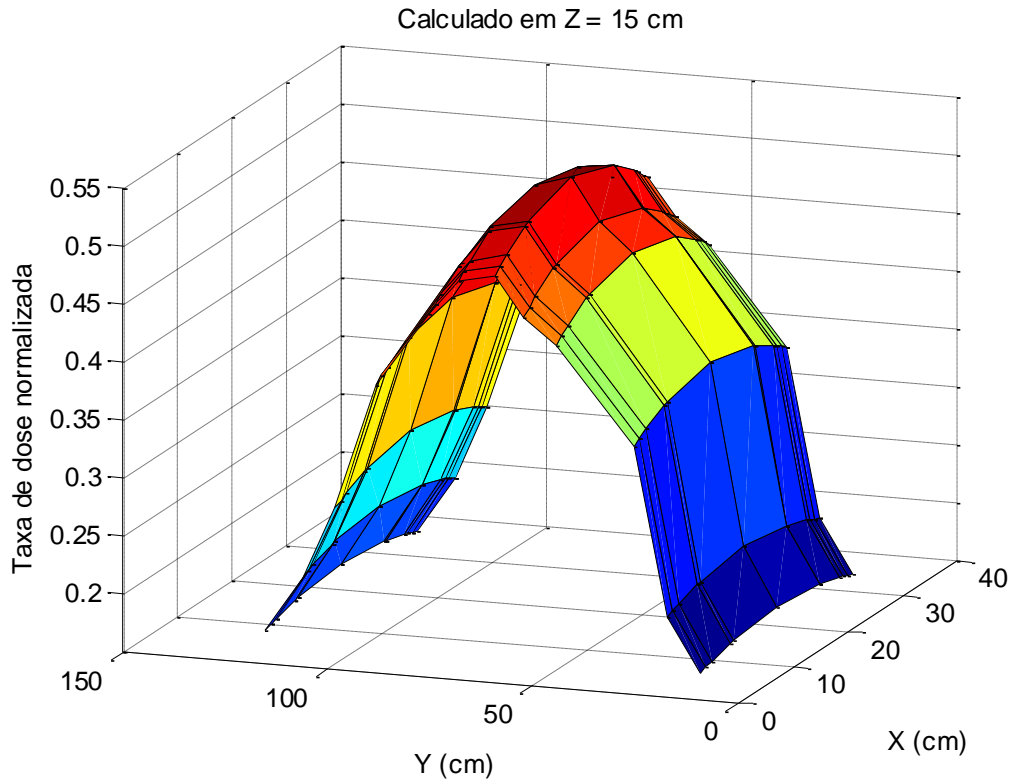


FIG. 5.6: Distribuição da taxa de dose normalizada ($1 = 37,6 \text{ Gy/min}$) em $Z = 15 \text{ cm}$.

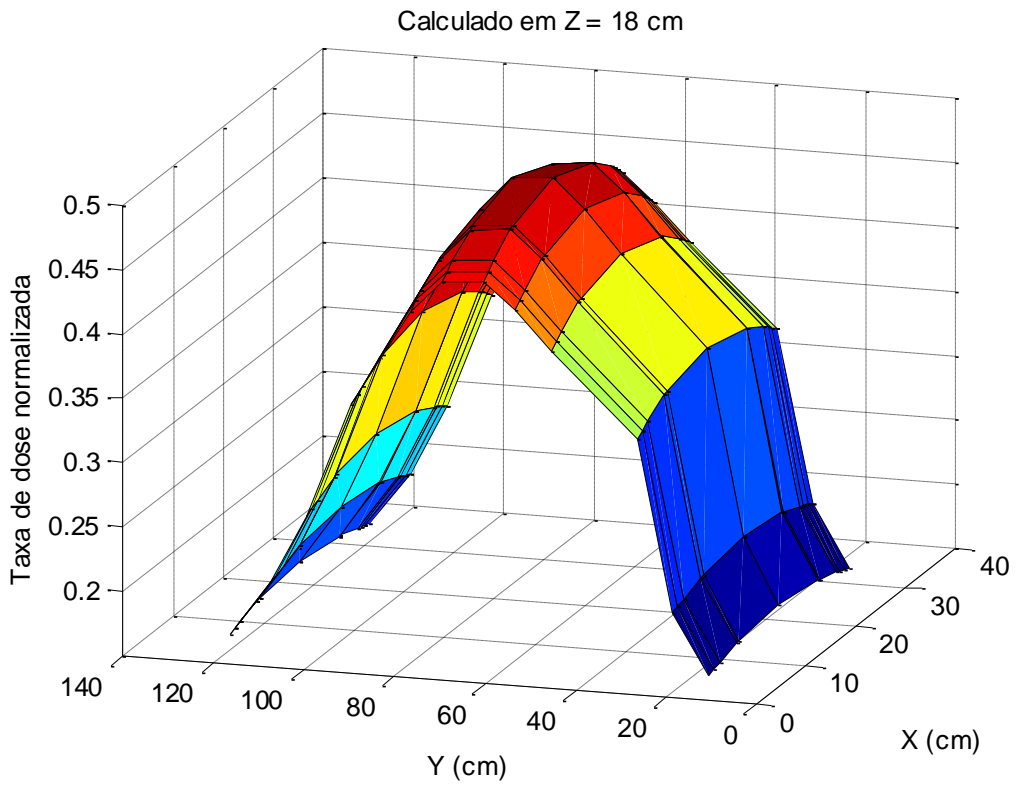


FIG. 5.7: Distribuição da taxa de dose normalizada ($1 = 37,6 \text{ Gy/min}$) em $Z = 18 \text{ cm}$.

Os valores das taxas de dose no novo mapeamento dosimétrico em pontos distribuídos a cada 3 cm em X, Y e Z foram tabelados no APÊNDICE 1. A partir desse resultado, verificou-se a possibilidade de mudança de taxa de dose dentro do irradiador mudando apenas a posição do objeto irradiado.

5.4 MODELAGEM SIMPLIFICADA DO IRRADIADOR

Houve uma discrepância média de 3%, entre o valor calculado no modelo tradicional e simplificado, na região central da câmara. A curva de distribuição de taxas de dose no modelo simplificado foi semelhante a do experimento (FIG. 5.8), com as maiores taxas de dose no centro da câmara e a presença de um pico duplo devido à geometria do conjunto de fonte de $^{137}\text{CsCl}$.

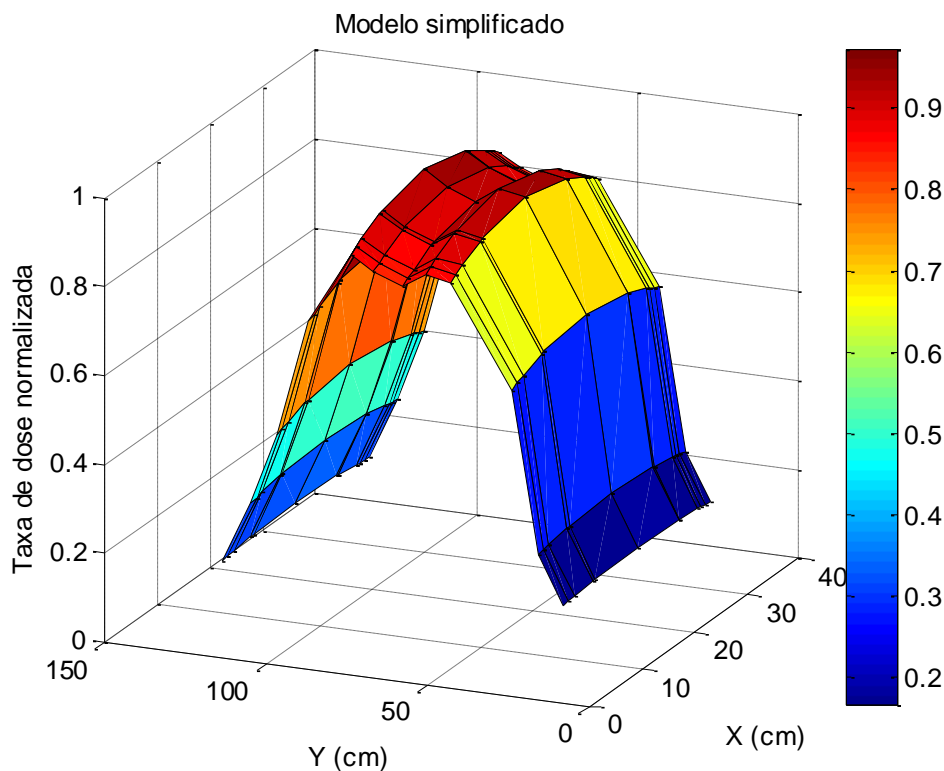


FIG. 5.8: Distribuição da taxa de dose normalizada ($1 = 37,6 \text{ Gy/min}$) em $Z = 1 \text{ cm}$.

Na simulação descrita no tópico 5.3 deste trabalho, onde foi utilizado um modelo mais complexo do irradiador, foram geradas 70 milhões de histórias em um tempo computacional de aproximadamente 2,8 dias. Porém, gerando o mesmo número de histórias com resultados e

incertezas associadas semelhantes, a simulação no modelo simplificado do irradiador demandou um tempo de apenas 0,6 dias.

5.5 ALTERAÇÃO NAS TAXAS DE DOSE DEVIDO DIFERENTES ARRANJOS COM DOSÍMETROS VIRTUAIS

As taxas de dose nos diferentes arranjos (FIG. 5.9) apresentaram maior alteração no arranjo III, reduzindo, aproximadamente, 2% a taxa de dose. Isso, provavelmente, tenha ocorrido porque a simples colocação de um dosímetro dentro de um campo de radiação introduz uma mudança no próprio meio, devido às diferenças na densidade e no número atômico entre o dosímetro e o ambiente, fazendo com que a radiação absorvida pelo dosímetro seja diferente da que seria absorvida pelo meio não perturbado (BURLIN, 1966 citado por CONCEIÇÃO, 2006).

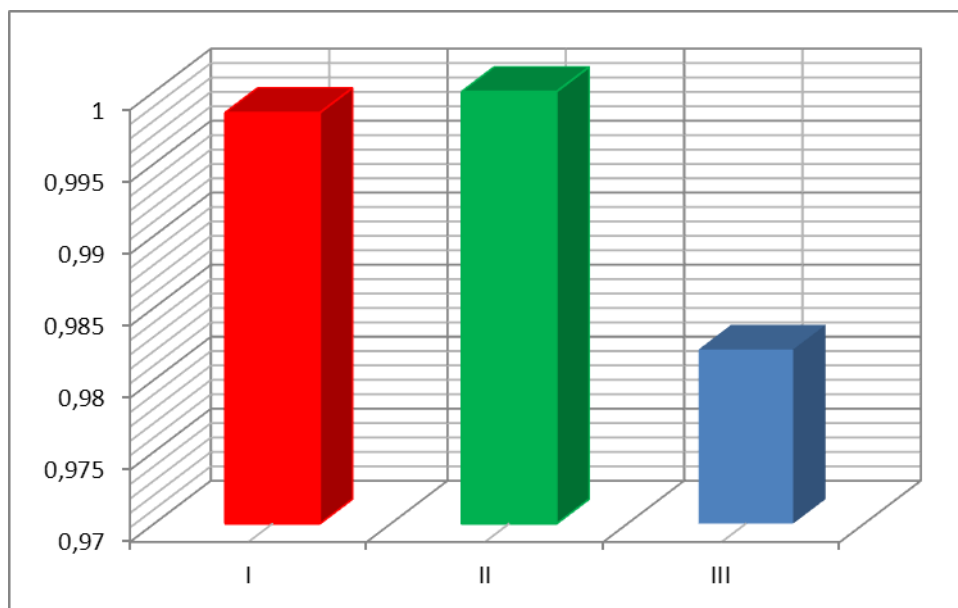


FIG. 5.9: Taxas de dose nos diferentes arranjos (I, II, III), (1 = 35,95 Gy/min).

Logo, verificou-se que as células localizadas abaixo do dosímetro reduziram o ângulo sólido submetido pela fonte, servindo, assim, como barreiras para os feixes primários.

6 CONCLUSÃO E SUGESTÕES

6.1 CONCLUSÃO

Neste trabalho, foi aperfeiçoada a modelagem do irradiador de pesquisa do CTE_x com o código MCNPX para cálculo de taxas de dose em ambiente gama não perturbado, ou seja, quando não existem amostras nas câmaras de irradiação.

A inserção, no modelo computacional, de uma chapa adicional de aço entre as câmaras de irradiação e a fonte mostrou-se a melhor solução para reduzir as taxas de dose calculadas, que haviam sido superestimadas em 40% em trabalho anterior. O procedimento proposto, o qual se justifica pelo atual desconhecimento das características e formas exatas das estruturas internas do irradiador, ocasionou uma atenuação adicional no feixe primário, o que fez com que as novas taxas de dose calculadas praticamente reproduzissem aquelas medidas em mapeamentos dosimétricos anteriores, que por sua vez, têm incertezas em torno de 3%.

Foram também investigadas prováveis fontes de erros sistemáticos no modelo, como a modelagem da fonte, por expansão de simulação unidimensional para tridimensional, além da perturbação introduzida no ambiente por diferentes configurações de dosímetros virtuais, utilizados para cálculo das taxas de dose. No entanto, foram encontradas em ambos os casos, diferenças máximas nos resultados em torno de apenas 2%.

Outra contribuição deste trabalho foi o desenvolvimento de um modelo computacional simplificado, o qual permitiu realizar os mesmos cálculos do modelo aperfeiçoado completo sem perda de precisão. Utilizando-se esse modelo compacto, foi possível gerar muito mais rapidamente as taxas de dose para todo o volume interno útil das câmaras do irradiador, expressas de forma relativa, objetivando independência temporal.

Finalmente, podem ser destacadas também as simulações realizadas para avaliar o efeito de auto-absorção da radiação na própria fonte, que é duplamente encapsulada em aço. A perda efetiva no feixe primário foi calculada em 20%.

6.2 SUGESTÕES

Com o intuito de prosseguir com o aperfeiçoamento do presente modelo computacional do irradiador de pesquisa do CTE_x para uma definição mais precisa das suas características reais, fez-se as seguintes sugestões:

- continuar a pesquisa sobre o posicionamento e geometria (dimensões) das possíveis estruturas existentes entre o encapsulamento externo da fonte de $^{137}\text{CsCl}$ e o interior das câmaras de irradiação, bem como, a identificação e a constituição química (elementos químicos, fórmulas moleculares ou proporções em massa) do material que compõe tais estruturas;
- de posse do modelo aperfeiçoado, realizar medição da distribuição de taxa de dose dentro de amostras usando dosímetros de alta precisão, no intuito de melhorar a simulação de amostras de materiais de interesse, usando composições e geometrias mais detalhadas. Associar tais medidas a simulações computacionais, utilizando modelos precisos dos dosímetros utilizados.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. John Wiley & Sons, inc. New York. 1986.
- BRASIL, Resolução RDC nº21 de 26 de janeiro de 2001. **Aprova o Regulamento Técnico para Irradiação de Alimentos**. Diário Oficial da União, Brasília, 29 de janeiro de 2001.
- CARVALHO, A. I. A. B. **Projecto, construção e caracterização de um irradiador portátil para verificação metrológica de monitores fixos de área**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências e Tecnologia – Universidade Nova de Lisboa. Lisboa, 2011.
- CHILTON, A. B.; SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. **Principles of radiation shielding**. Prentice-Hall, INC., Englewood Cliffs, New Jersey. 1984.
- CHOPPIN, G. R.; RYDBERG, J. **Nuclear Chemistry**. Pergamon Press. Oxford. 1980.
- CNEN. **Radioatividade**. Rio de Janeiro: CNEN, 2012. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/ensino/radioatividade.asp>>. Acesso em: 17 nov. 2012.
- CONCEIÇÃO, C. C. S. **Implementação de dosimetria química de altas doses para irradiadores industriais**. Tese de doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rj, Rio de Janeiro. 2006.
- DIEHL, J. F. **Food Irradiation – past, present and future**. Radiation Physics and Chemistry 63.2002.
- FAIRES, R. A; PARKS, B. H. **Radioisótopos Técnicas de Laboratorio**. Buenos Aires: EUDEBA, 1960. 310 p.
- FODERARO, A. **The photon shielding manual**. University Park Pennsylvania. 1978.
- GOMES, RENATO GUEDES. **Cálculo do ambiente gama do irradiador de pesquisa do CTEEx usando o código MCNPX**. Dissertação de Mestrado. Instituto Militar de Engenharia – Seção de Engenharia Nuclear, Rj, Rio de Janeiro. 2013.
- ICGFI. **Facts about food irradiation**. International Consultative Group on Food Irradiation document. FAO/IAEA, Vienna, 1999.
- INSTITUTO DE PROJETOS ESPECIAIS. **Fontes de controle de irradiação**. Rio de Janeiro: IPE, 2012.
- KAPLAN, I. **Física Nuclear**. 2º edição. Rio de Janeiro, ED. Guanabara Dois S.A-1978.
- MARTIN, J. E. **Physics for radiation protection: A handbook**. 2 ed. Wiley-Vch Verlag. USA. 1996.

- OLIVEIRA, C.; SALGADO, J.; BOTELHO, M. L.; FERREIRA, L. M. **Dose determination by Monte Carlo – A useful Tool in Gamma Radiation Process**. Pergamon. Radiaton Physics and Chemistry 57. Portugal. 2000.
- OLTMANN, A. **B.P.C.D.I. Manual. BNL 13506**. Brookhaven National Laboratory. New York. 1969.
- PELOWITZ, D. B. **MCNPX user's manual**. Los Alamos National Laboratory. University of California. USA. 2005.
- PEREIRA, P. S. **Cálculos do espectro de raios x e do equivalente de dose ambiente no interior da sala de um acelerador linear de elétrons de uso industrial**. Dissertação de mestrado. Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.
- RUSIN, T. **Cálculo do fluxo e taxa de dose gama no irradiador do CTE_x usando o Código MCNPX**. Dissertação de Mestrado. Departamento de ciência e tecnologia-Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2012.
- REGO, F. M. **Desenvolvimento de dosímetros de estado sólido para dosimetria em radiologia e braquiterapia**. Tese de doutorado. Universidade de Lisboa. Lisboa. 2010.
- SHULTS, J. K.; FAW, R. E. **AN MCNP Primer**. Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering. Kansas State University, Manhattan. 2008.
- TAUHATA, L.; SALATI, P. A. I.; PRINZIO, R. D.; PRINZIO, A. R. D. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e dosimetria (IRD), revisão, 2006.
- VAN RIPER, K. A. **Moritz user's guide**. White Rock Science. USA. 2004.
- VITAL, H. C.; HERNANDES, N. K.; SANTOS, A. **A conservação de alimentos por irradiação**. Revista CTE_x P&D, v. 2. Rio de Janeiro. 2008.
- VITAL, H. C. PIRES, L. F. G. LIMA, R. Q. VELLOZO, S. O. **Experimentos Dosimétricos no Irradiador Gama do IPE**. V Encontro Nacional de Aplicações Nucleares. Rio de Janeiro. 2000.
- X-5 MONTE CARLO TEAM. **MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5**. Los Alamos National Laboratory. University of California. USA. 2004.
- YAMANAKA, L. K. **Aplicação de métodos químicos modificados em dosimetria das radiações**. Dissertação de Mestrado. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. São Paulo, 1994.
- YORIYAZ, H. **Fundamentos do Método de Monte Carlo para transporte de radiação**. Apostila da Disciplina TNR-5763 – IPEN – CNEN, São Paulo. 2010.

8.1 APÊNDICE 1: TAXAS DE DOSE EM DIFERENTES ALTURAS
CALCULADAS COM O MCNPX

TAB. 8.1: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 1 cm.

Taxas de dose normalizadas (1= 37,6 Gy/min.)						
	X (cm)					
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,19	0,19	0,19	0,20	0,20	0,20
18	0,22	0,23	0,23	0,24	0,24	0,24
21	0,26	0,27	0,27	0,27	0,28	0,28
24	0,30	0,30	0,31	0,31	0,32	0,32
27	0,42	0,43	0,43	0,44	0,45	0,46
30	0,54	0,55	0,56	0,57	0,58	0,59
33	0,66	0,67	0,69	0,70	0,71	0,72
36	0,70	0,71	0,72	0,74	0,75	0,76
39	0,74	0,75	0,76	0,78	0,79	0,80
42	0,78	0,79	0,80	0,82	0,83	0,84
45	0,81	0,83	0,84	0,86	0,87	0,88
48	0,85	0,87	0,88	0,90	0,91	0,92
51	0,89	0,90	0,92	0,93	0,95	0,97
54	0,90	0,91	0,93	0,94	0,96	0,97
57	0,92	0,94	0,95	0,97	0,98	1,00
60	0,91	0,93	0,94	0,96	0,97	0,99
63	0,89	0,90	0,92	0,94	0,95	0,97
66	0,87	0,88	0,90	0,91	0,93	0,94

TAB. 8.2: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 3 cm.

Taxas de dose normalizadas (1= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,19	0,19	0,19	0,20	0,20	0,20
18	0,22	0,22	0,23	0,23	0,23	0,24
21	0,25	0,26	0,26	0,26	0,27	0,27
24	0,28	0,29	0,29	0,30	0,30	0,31
27	0,38	0,38	0,39	0,40	0,40	0,41
30	0,47	0,48	0,49	0,50	0,51	0,51
33	0,57	0,58	0,59	0,60	0,61	0,62
36	0,60	0,61	0,62	0,63	0,64	0,65
39	0,63	0,64	0,65	0,66	0,68	0,69
42	0,66	0,67	0,69	0,70	0,71	0,72
45	0,69	0,71	0,72	0,73	0,74	0,75
48	0,73	0,74	0,75	0,76	0,78	0,79
51	0,76	0,77	0,78	0,80	0,81	0,82
54	0,77	0,78	0,79	0,81	0,82	0,83
57	0,76	0,77	0,78	0,80	0,81	0,82
60	0,78	0,80	0,81	0,82	0,84	0,85
63	0,78	0,79	0,80	0,82	0,83	0,84
66	0,77	0,78	0,80	0,81	0,82	0,84

TAB. 8.3: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 6 cm.

Taxas de dose normalizadas (I= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,18	0,18	0,18	0,19	0,19	0,19
18	0,20	0,20	0,21	0,21	0,21	0,22
21	0,22	0,22	0,23	0,23	0,24	0,24
24	0,24	0,25	0,25	0,26	0,26	0,26
27	0,32	0,33	0,34	0,34	0,35	0,35
30	0,41	0,41	0,42	0,43	0,43	0,44
33	0,49	0,49	0,50	0,51	0,52	0,53
36	0,51	0,52	0,53	0,54	0,55	0,56
39	0,54	0,55	0,56	0,56	0,57	0,58
42	0,56	0,57	0,58	0,59	0,60	0,61
45	0,59	0,60	0,61	0,62	0,63	0,64
48	0,61	0,62	0,63	0,64	0,65	0,66
51	0,64	0,65	0,66	0,67	0,68	0,69
54	0,65	0,66	0,67	0,68	0,69	0,71
57	0,64	0,65	0,66	0,67	0,68	0,69
60	0,68	0,69	0,70	0,71	0,72	0,73
63	0,67	0,69	0,70	0,71	0,72	0,73
66	0,67	0,68	0,70	0,71	0,72	0,73

TAB. 8.4: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 9 cm.

Taxas de dose normalizadas (I= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,18	0,18	0,19	0,19	0,19	0,20
18	0,20	0,20	0,20	0,21	0,21	0,21
21	0,21	0,22	0,22	0,22	0,23	0,23
24	0,23	0,23	0,24	0,24	0,25	0,25
27	0,30	0,30	0,31	0,31	0,32	0,32
30	0,37	0,37	0,38	0,39	0,39	0,40
33	0,44	0,44	0,45	0,46	0,47	0,47
36	0,46	0,47	0,47	0,48	0,49	0,50
39	0,48	0,49	0,49	0,50	0,51	0,52
42	0,50	0,51	0,52	0,53	0,53	0,54
45	0,52	0,53	0,54	0,55	0,56	0,56
48	0,54	0,55	0,56	0,57	0,58	0,59
51	0,56	0,57	0,58	0,59	0,60	0,61
54	0,57	0,58	0,59	0,60	0,61	0,62
57	0,56	0,57	0,58	0,59	0,60	0,61
60	0,58	0,59	0,60	0,61	0,62	0,63
63	0,59	0,60	0,61	0,62	0,63	0,64
66	0,60	0,61	0,62	0,63	0,64	0,65

TAB. 8.5: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 12 cm.

Taxas de dose normalizadas (I= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,16	0,16	0,16	0,17	0,17	0,17
18	0,18	0,18	0,18	0,19	0,19	0,19
21	0,20	0,20	0,20	0,21	0,21	0,21
24	0,22	0,22	0,22	0,23	0,23	0,23
27	0,27	0,28	0,28	0,29	0,29	0,30
30	0,33	0,34	0,35	0,35	0,36	0,36
33	0,39	0,40	0,41	0,41	0,42	0,43
36	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44	0,44
39	0,42	0,43	0,44	0,45	0,45	0,46
42	0,44	0,45	0,45	0,46	0,47	0,48
45	0,45	0,46	0,47	0,48	0,49	0,49
48	0,47	0,48	0,49	0,49	0,50	0,51
51	0,49	0,49	0,50	0,51	0,52	0,53
54	0,50	0,50	0,51	0,52	0,53	0,54
57	0,49	0,49	0,50	0,51	0,52	0,53
60	0,52	0,53	0,54	0,55	0,56	0,56
63	0,52	0,53	0,54	0,55	0,56	0,57
66	0,52	0,53	0,54	0,55	0,56	0,57

TAB. 8.6: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 15 cm.

Taxas de dose normalizadas (1= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,16	0,16	0,16	0,16	0,17	0,17
18	0,17	0,17	0,18	0,18	0,18	0,19
21	0,19	0,19	0,19	0,20	0,20	0,20
24	0,20	0,21	0,21	0,21	0,22	0,22
27	0,25	0,25	0,26	0,26	0,27	0,27
30	0,30	0,30	0,31	0,31	0,32	0,32
33	0,35	0,35	0,36	0,36	0,37	0,38
36	0,36	0,37	0,37	0,38	0,39	0,39
39	0,37	0,38	0,39	0,39	0,40	0,41
42	0,39	0,39	0,40	0,41	0,41	0,42
45	0,40	0,41	0,42	0,42	0,43	0,44
48	0,41	0,42	0,43	0,44	0,44	0,45
51	0,43	0,44	0,44	0,45	0,46	0,47
54	0,44	0,44	0,45	0,46	0,47	0,47
57	0,43	0,44	0,44	0,45	0,46	0,47
60	0,45	0,46	0,47	0,47	0,48	0,49
63	0,47	0,48	0,48	0,49	0,50	0,51
66	0,48	0,49	0,50	0,51	0,52	0,53

TAB. 8.7: Taxas de dose calculada com o MCNPX em Z = 18 cm.

Taxas de dose normalizadas (I= 37,6 Gy/min.)						
X (cm)						
Y(cm)	5	8	11	14	17	20
15	0,15	0,16	0,16	0,16	0,16	0,17
18	0,17	0,17	0,17	0,18	0,18	0,18
21	0,18	0,19	0,19	0,19	0,20	0,20
24	0,20	0,20	0,21	0,21	0,21	0,22
27	0,24	0,25	0,25	0,26	0,26	0,26
30	0,29	0,29	0,30	0,30	0,31	0,31
33	0,33	0,34	0,34	0,35	0,36	0,36
36	0,34	0,35	0,35	0,36	0,37	0,37
39	0,35	0,36	0,37	0,37	0,38	0,38
42	0,36	0,37	0,38	0,38	0,39	0,40
45	0,37	0,38	0,39	0,39	0,40	0,41
48	0,38	0,39	0,40	0,40	0,41	0,42
51	0,40	0,40	0,41	0,42	0,42	0,43
54	0,41	0,41	0,42	0,43	0,43	0,44
57	0,40	0,40	0,41	0,42	0,42	0,43
60	0,43	0,43	0,44	0,45	0,45	0,46
63	0,44	0,44	0,45	0,46	0,47	0,47
66	0,45	0,45	0,46	0,47	0,48	0,48