

DETERMINAÇÃO DE FATORES DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE
IONIZAÇÃO TIPO POÇO USANDO MÉTODO DE MONTE CARLO

Antonio Carlos Corrêa da Fonseca

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Akira Iwahara, D.Sc.

Prof. Edgar Francisco Oliveira. de Jesus, D.Sc.

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Profa. Regina Cely Rodrigues Barroso da Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

ABRIL de 2005

FONSECA, ANTONIO CARLOS CORRÊA DA

Determinação de fatores de calibração de câmaras de ionização tipo poço usando Método de Monte Carlo [Rio de Janeiro] 2005

XVII, 80 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Nuclear, 2005)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Métodos de Monte Carlo

2. Simulação

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

À Deus e à minha família.

A meu pai Paulo (*in memorian*) e em especial a minha mãe Wanda

Pelo grande amor, enorme paciência, e exemplo de vida;

A minhas irmãs Vera (*in memorian*) e Heloíza

Pela ajuda pelo amor e amizade, e apoio.

Agradecimentos

Agradeço a todas as pessoas e instituições que direta ou indiretamente contribuíram para realização deste trabalho. Em especial agradeço:

- À minha família pelo apoio, carinho e compreensão, particularmente à minha mãe Wanda.
- Ao corpo docente do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ, pelos conhecimentos transmitidos e oportunidade de desenvolver este trabalho.
- Ao Prof. Dr. Delson Braz pela orientação, dedicação e apoio fundamental na conclusão deste trabalho.
- Ao Dr. Akira Iwahara pelo importante apoio na fase experimental deste trabalho.
- Ao velho grande amigo João Carlos Pereira da Silva, desde os tempos da adolescência, pelo incentivo e apoio inestimáveis na revisão e conclusão deste trabalho.
- Ao amigo e colega Luiz Carlos Reina Pereira da Silva pelo incentivo e apoio na conclusão deste trabalho.
- Ao colega e amigo José Carlos Soares de Almeida pelo incentivo e apoio.
- Ao colega Dr. Paulo Víctor Rodrigues de Carvalho pelo apoio.
- A todos os colegas do Serviço de Instrumentação do IEN pelo grande incentivo, carinho e apoio, em especial a Aparecida, Jorge, Luciene, Santana, Paulo, Renato e André.
- A todos os colegas da Divisão de Instrumentação e Confiabilidade Humana do IEN pelo apoio e incentivo.
- Ao colegas da Divisão de Radiofármacos do IEN pelo auxílio na fase experimental deste trabalho.
- Ao pessoal do LIN pelo apoio.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DETERMINAÇÃO DE FATORES DE CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO
USANDO MÉTODO DE MONTE CARLO

Antonio Carlos Corrêa da Fonseca

Abril/2005

Orientador: Prof. Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

Em medicina nuclear, na medição da atividade de radiofármacos, câmaras de ionização tipo poço são amplamente utilizadas. Esse detector apresenta elevada dependência geométrica e energética, sobretudo na faixa de energias onde se situam aquelas dos radiofármacos mais utilizados. Para a medição da atividade com as exatidão e precisão requeridas são determinados experimentalmente fatores de calibração que estabelecem a relação entre a corrente gerada na câmara e a atividade do radiofármaco. Esses fatores de calibração, basicamente, dependem: do conjunto de energias emitido pelo radiofármaco, das atenuações ou espalhamentos no caminho até o volume sensível da câmara, e da sensibilidade da câmara na região onde é posicionado o radiofármaco. Esses parâmetros podem apresentar grande variabilidade e apenas um pequeno conjunto das variáveis é analisado. Trabalhos tem sido publicados relatando resultados positivos na determinação por simulação da resposta de câmaras de ionização tipo poço e propondo a utilização de simulação para a determinação dos fatores de calibração. O objetivo deste trabalho é efetuar a determinação de fatores de calibração para câmara de ionização tipo poço experimentalmente e por simulação por método de Monte Carlo usando o código MCNP, analisar e discutir resultados obtidos nos dois métodos. Os Resultados obtidos permitem concluir que o modelo desenvolvido descreve de modo aproximado o comportamento do objeto real, possibilitando prever tendências e dentro de uma incerteza relativa de 20%, a resposta da câmara de ionização.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EVALUATION OF WELL TYPE IONIZATION CHAMBER CALIBRATION
FACTORS BY USING MONTE CARLO METHOD

Antonio Carlos Corrêa da Fonseca

April/2005

Advisor: Prof. Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

In nuclear medicine, well type ionization chambers are widely used in activity measurement of radiopharmaceuticals. This kind of detector presents a high degree of geometrical and energetic dependences. The accurate measurement of activity requires experimental determination of calibration factors in order to provide the relation between the activity of a radiopharmaceutical and the current generated by the chamber. These calibration factors depend basically on the radiation spectrum emitted by the radiopharmaceuticals and any radionuclide impurities present, on the attenuation and scattering produced, and on the sensibility of the chamber in the region the radionuclide is placed. These parameters may be highly variable and only a small fraction of them is analyzed. Articles have been published about good results in simulating well type ionization chambers and suggesting the use of simulation to determine calibration factors. The objective of this work is to determine the calibration factors of a well type ionization chamber experimentally and by simulation using a Monte Carlo method implemented on a MCNP4B code, and to analyze and discuss the results obtained. These results show that the developed model describes approximately the real object, allowing to foresee tendencies and, within 20% relative uncertainty, to obtain the ionization chamber response.

ÍNDICE		Página
<u>CAPÍTULO 1</u>		<u>01</u>
<u>INTRODUÇÃO</u>		<u>01</u>
1.1 – Motivação		01
1.2 – Objetivo do trabalho		02
1.3 – Organização do trabalho		02
<u>CAPÍTULO 2</u>		<u>03</u>
<u>CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS</u>		<u>03</u>
2.1 – Medição de atividade		03
2.1.1 – Conceitos básicos		03
2.1.2 – Métodos de medição		05
2.1.3 – Medição de atividade com câmaras de ionização		07
2.2 – A câmara de ionização		10
2.3 – O código MCNP e a simulação por método de Monte Carlo		19
<u>CAPÍTULO 3</u>		<u>23</u>
<u>MATERIAIS E MÉTODOS</u>		<u>23</u>
3.1 – Metodologia		23
3.2 - Fase experimental		24
3.2.1 – O sistema de medição		27
3.2.2 – Ensaios com diferentes tipos de contentores e volumes		28
3.2.3 – Procedimento experimental		28
3.3 – Fase de simulação		32
3.3.1 – Dimensionamento mecânico da câmara		32
3.3.2 – Materiais para simulação		36
3.3.3 – Metodologia para simulação		36
<u>CAPÍTULO 4</u>		<u>39</u>

RESULTADOS E DISCUSSÕES	38
4.1 – Simulação com o código MCNP4B	38
4.1.1 – Modelo construído	38
4.1.2 – Comportamento do código MCNP4B para o modelo construído	39
4.1.2.1 – Comportamento da resposta *F8 e do comando SDEF	39
4.1.2.2 – Resposta do modelo a elétrons e fótons	43
4.2 – Resposta em energia da câmara	47
4.2.1 – Fatores de calibração para as fontes calibradas	46
4.2.2 – Sensibilidade relativa para as fontes calibradas	50
4.3 – Resposta em função da altura em relação ao fundo do poço	52
4.4 – Resposta para variação de posição, volume, e invólucro para o ^{123}I	54
CAPÍTULO 5	57
CONCLUSÕES E SUGESTÕES	57
5.1 – Conclusões	57
5.2 – Sugestões	60
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
APÊNDICE A	64
APÊNDICE B	69
APÊNDICE C	77

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 2		Página
2.1	Diagrama em blocos de um medidor de atividade com câmara de ionização mostrando as duas configurações mais usadas para amplificação.	8
2.2	Esquema de conexão de câmara de ionização com eletrodo de guarda (KNOLL, 2000).	9
2.3	Câmara Centronic IG11: 1-ampola com solução radioativa; 2-carcaça externa de contenção do gás; 3-catodo com tensão de polarização; 4- anodo; 5-suportes isolantes das estruturas internas; 6- conectores de sinal (central) e de polarização (à direita). (SCHRADER, 2000).	11
2.4	Curva de operação da câmara de ionização. V1, V2 e V3 são as tensões onde a câmara atinge a saturação para diferentes valores de atividade de uma fonte ou para diferentes fontes radioativas.	12
2.5	Variação da resposta em função da posição vertical da fonte no poço para dois tipos de câmaras de ionização (KNOLL, 2000).	13
2.6	Dependência da resposta da câmara em relação a posição axial e radial da fonte (RYTZ, 1983).	14

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 2		Página
2.7	Curva de sensibilidade relativa para fótons, normalizada para a sensibilidade do ^{60}Co , de uma câmara de ionização tipo poço (SCHRADER, 1997).	16
2.8	Ajuste de reta pelos mínimos quadrados a radionuclídeos monoenergéticos na parte média – superior da curva de sensibilidade da câmara.	17
CAPÍTULO 3		
3.1	Esquema experimental básico para os ensaios com o iodo-123: variação de volume de frasco pela adição de água e transferência do frasco para seringa.	26
3.2	Câmara de ionização com posicionador de fontes da CAPINTEC, mostrando de forma aproximada a variação de posição entre o local para seringas e o local para frascos.	27
3.3	Principais dimensões medidas externamente à câmara de ionização e usadas para dimensionar as estruturas internas desta.	33
3.4	Dimensionamento da estrutura interna da câmara LND509.	34
3.5	Dimensionamento da estrutura da câmara Capintec. (referência diâmetro do poço).	35

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 3		Página
3.6	Dimensionamento da estrutura interna da câmara Capintec. (referência distância entre a parede externa da câmara e interna do poço)	35
CAPÍTULO 4		
4.1	Vistas “xz” e “yz”, respectivamente, geradas pelo código MCNP4B, do modelo desenvolvido para a câmara com a capa proterora e o posicionador de fontes CAPINTEC e uma ampola com solução aquosa.	39
4.2	Energia depositada por partícula (elétron) em função da energia da partícula, gerada pelo código MCNP4B para a câmara de ionização em estudo. A fonte usada no modelo é monoenergética.	44
4.3	Energia depositada por fóton e por partícula (elétron) (em escala logarítmica) em função da energia emitida pela fonte, determinada pelo código MCNP4B para a câmara de ionização em estudo. A fonte usada no modelo é monoenergética.	45
4.4	Sensibilidade relativa ao cobalto 60 produzida a partir da energia depositada por partícula emitida determinada com o código MCNP4B para as energias consideradas para os radionuclídeos utilizados.	51

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 4		Página
4.5	Sensibilidade Relativa ao cobalto 60 produzida multiplicando-se a sensibilidade relativa simulada (figura 4.4) pela razão entre o fator de calibração simulado e o fator de calibração experimental.	52
4.6	Variação da corrente produzida na câmara de ionização em função da altura, relativa ao fundo do poço, com a fonte de cézio-137, observada nos ensaios e na simulação. As incertezas indicadas correspondem a um desvio padrão.	53
4.7	Efeito de variação de volume no primeiro de três frascos de mesmo tipo e da transferência para uma seringa de 3mL, onde a solução aquosa com a fonte ocupou a quase totalidade do volume disponível na seringa. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.	55
4.8	Efeito da variação de volume do segundo de três frascos de mesmo tipo e da transferência de seu conteúdo para uma seringa de 5mL. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.	55
4.9	Efeito da transferência do conteúdo do terceiro de três frascos de mesmo tipo para uma seringa de 10mL. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.	55

ÍNDICE DE FIGURAS

APÊNDICE B		Página
B1	Vista em corte axial com a localização dos materiais sólidos do modelo da câmara de ionização construído para simulação.	72
B2	Vista em corte axial com a localização dos materiais gasosos do modelo da câmara de ionização construído para simulação.	73
B3	Vista em corte axial com a localização dos materiais usados nos modelos, respectivamente da esquerda para a direita, de ampola, frasco de vidro e frasco de plástico.	74
B4	Vista em corte axial com a localização dos materiais usados nos modelos de seringa construídos para simulação.	75
B5	Vista com a localização dos materiais usados nos modelos dos posicionadores de fontes da CAPINTEC (à esquerda) e do IRD (à direita), construídos para simulação.	76

APÊNDICE C

C1	Distância entre o topo da câmara e a base do invólucro da fonte para o posicionador CAPINTEC para frascos e ampolas. Na figura está representada uma ampola. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.	77
-----------	--	----

ÍNDICE DE FIGURAS

APÊNDICE C		Página
C2	Distância entre o topo da câmara e o topo da peça de suporte de seringas para o posicionador CAPINTEC. Na figura está representada uma seringa. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.	78
C3	Distância entre o topo da câmara e a base do invólucro da fonte para o posicionador IRD para ampolas. Na figura está representada uma ampola. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.	80

ÍNDICE DE TABELAS

CAPÍTULO 3		Página
3.1	Características das fontes radioativas usadas.	25
3.2	Invólucros, volumes e transferências usando o I^{123}	30
CAPÍTULO 4		
4.1	Comparação da resposta gerada pelo MCNP4B com fontes monoenergéticas e com fonte emissora de múltiplas energias.	41
4.2	Fatores de calibração determinados experimentalmente para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão (fator de abrangência $k=1$).	47
4.3	Fatores de calibração determinados por simulação com o MCNP4B para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão (fator de abrangência $k=1$)	48
4.4	Fatores de calibração determinados experimentalmente e por simulação para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão.	49
APÊNDICE A		
A1	Fontes radioativas seladas, atividades e incertezas associadas para dois desvios padrão (fator de abrangência $k=2$) usadas nos ensaios de caracterização da resposta da câmara de ionização.	64

ÍNDICE DE TABELAS

APÊNDICE A		Página
A2	Energias e probabilidades de emissão (PE) consideradas para as simulações com o código MCNP4B.	65
A3	Energias e probabilidades de emissão (PE) para as emissões beta menos dos principais emissores dentre os radionuclídeos usados.	67
A4	Tempos de meia-vida dos radionuclídeos de meia-vida longa com incertezas associadas para um desvio padrão.	67
A5	Tempos de meia-vida dos radionuclídeos de meia-vida curta e incertezas associadas para um desvio padrão.	68
APÊNDICE B		
B1	Composição considerada para os materiais plásticos.	69
B2	Composição considerada para o ar atmosférico.	69
B3	Composição considerada para o vidro.	70
B4	Composição considerada para o material cerâmico.	70
B5	Composição considerada para o aço inoxidável.	71

ÍNDICE DE TABELAS**APÊNDICE C**

C1	Espessuras consideradas para as paredes dos invólucros.	78
C2	Dimensões consideradas para o poço o anodo e o catodo da câmara.	78

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 – Motivação

Medidores de atividade são equipamentos de uso obrigatório em serviços de medicina nuclear, sendo amplamente usados para a medição da atividade de radiofármacos antes de serem ministrados. O rápido crescimento da aplicação de radionuclídeos em medicina nuclear, em particular os de meias-vidas curtas, tem criado a necessidade de realização mais freqüente de estudos para a determinação de fatores de calibração que permitam a medição adequada desses novos radiofármacos em serviços de medicina nuclear.

Da mesma forma, os requisitos por redução da dose aplicada têm levado a maiores exigências quanto a exatidão das medições, o que se traduz em um maior interesse nas diversas condições que afetam essas medições. Parâmetros como presença de impurezas radionuclídicas, o tipo de invólucro e demais condições associadas à geometria de medição estão sendo observados mais atentamente (CALHOUN *et al.*, 1987; TYLER *et al.*, 2002; ZIMMERMAN *et al.*, 2002). As incertezas introduzidas por variações desses parâmetros podem, individualmente, contribuir com pequenas parcelas. Porém, quando combinadas, podem resultar em valores inaceitáveis.

A medição da atividade é relacionada com o fator de calibração, cuja avaliação deve considerar os vários parâmetros que afetam sua estimativa. O fator de calibração é fornecido pelo fabricante do equipamento, no entanto, para atender ao controle de qualidade, o usuário deve realizar periodicamente uma calibração, geralmente em condições diferentes àquelas do fabricante, gerando fatores diferentes para as situações específicas do usuário.

Em situações nas quais há diversos fatores influenciando a medição, o uso de simulação mostra-se vantajoso. Essa técnica permite estudar o comportamento do fator de calibração em função de variações de um ou vários fatores (SUZUKI *et al.*, 1998).

A simulação pode propiciar, por exemplo, uma melhor definição da curva de sensibilidade ou eficiência da câmara de ionização na região de energias abaixo de 300 keV, onde há pouca disponibilidade de radionuclídeos que emitam poucas energias. Ressalte-se que uma boa definição da curva de sensibilidade leva a uma boa determinação do fator de calibração.

Além disso, procedimentos mais simples que melhorem a qualidade das medições podem ser elaborados, evitando-se complexidades inerentes aos processos experimentais (WOODS, *et al.*, 2004), proporcionando, assim, condições para aplicação mais segura das técnicas de medicina nuclear.

1.2 – Objetivo do trabalho

Este trabalho tem como objetivo determinar os fatores de calibração para uma câmara de ionização tipo poço mediante o uso do programa MCNP4B. Os fatores de calibração são avaliados para alguns radionuclídeos com mesma geometria de medição e, em seguida, são avaliados os fatores de calibração para dois radionuclídeos quando há variações na geometria decorrentes de diferentes invólucros, volumes ou posições.

1.3 – Organização do trabalho

No capítulo 1, são apresentados a motivação e o objetivo do trabalho.

No capítulo 2, são apresentados estudos da medição de atividade com câmaras de ionização e da simulação por Monte Carlo de câmaras de ionização tipo poço.

No capítulo 3, são apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do presente trabalho.

No capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos e feita a discussão desses resultados.

No capítulo 5, são apresentadas conclusões sobre o presente trabalho e sugestões para futuros trabalhos.

Por fim são apresentadas referências bibliográficas consultadas durante este trabalho.

CAPÍTULO 2

CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

Este capítulo apresenta estudo sobre medição de atividade e simulação de câmaras de ionização por métodos de Monte Carlo.

2.1- Medição de atividade

2.1.1.- Conceitos básicos

A atividade de uma substância radioativa é dada pela sua taxa de transmutação ou decaimento com o tempo, sendo expressa conforme a equação 2.1 abaixo.

$$A = \frac{dN}{dt} = -\lambda \cdot N \quad (\text{Eq. 2.1})$$

onde:

A é a atividade da substância;

N é o número total de átomos no instante t; e

λ é a constante de decaimento.

A constante de decaimento é característica e específica para cada radionuclídeo, fornecendo a probabilidade de decaimento de um átomo num intervalo de tempo dt.

A taxa de decaimento, ou atividade, de um radionuclídeo não corresponde exatamente à taxa de emissão de radiação pelo mesmo. Em uma cada transmutação, uma ou mais radiações podem ser emitidas, cada qual com uma probabilidade de emissão. Portanto, para se conhecer o total de emissões de um dado nuclídeo, a atividade do radionuclídeo deve ser multiplicada pela probabilidade de emissão dessa radiação específica.

A atividade de uma substância radioativa no instante t pode ser determinada a partir da atividade A_0 em t_0 pela expressão dada na equação 2.2:

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda \cdot (t-t_0)} \quad (\text{Eq. 2.2})$$

onde:

A é a atividade no instante de tempo t ,

A_0 é a atividade no tempo t_0 , e

λ é a constante de decaimento.

A equação 2.2 é válida quando a substância é constituída por um único radionuclídeo ou quando aplicada a apenas um dos radionuclídeos da substância.

A atividade de uma substância não decresce necessariamente ao longo do tempo. Pode decrescer, ou permanecer estável por um certo período, ou mesmo subir. Isso pode ocorrer porque o esquema ou seqüência de decaimento pode conter uma ou mais transmutações para outro radionuclídeo. Assim, pode haver simultaneamente dois ou mais emissores de radiação na substância como resultado do decaimento. A atividade será, então, resultante da contribuição de todos os radionuclídeos existentes na substância.

No sistema internacional, a unidade para a grandeza atividade é o becquerel (Bq). A unidade histórica é o curie (Ci).

Um becquerel corresponde a uma desintegração por segundo.

As relações entre essas unidades são dadas na equação 2.3:

$$\begin{aligned} 1 \text{ Ci} &= 37 \text{ GBq}, \\ 1 \text{ Bq} &= 27,03 \text{ pCi} \end{aligned} \quad (\text{Eq. 2.3})$$

A quantidade total de átomos no instante t , N , conhecendo-se a quantidade total de átomos no instante t_0 , N_0 , é expressa por:

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot (t-t_0)} \quad (\text{Eq. 2.4})$$

A atividade específica é definida como a atividade por unidade de massa do radionuclídeo, sendo expressa por:

$$A_{\text{específica}} = \frac{\text{atividade}}{\text{massa}} = \frac{\lambda \cdot A_v}{M} \quad (\text{Eq. 2.5})$$

onde:

A_v é o número de Avogadro ($6,02 \cdot 10^{23}$ átomos-grama),

M é a massa molecular, e

λ é a constante de decaimento do radionuclídeo.

O tempo de meia-vida é o tempo necessário para que o número de átomos de uma amostra se reduza à metade daquele existente no instante inicial considerado. A expressão que relaciona o tempo de meia-vida com a constante de decaimento é:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (\text{Eq. 2.6})$$

2.1.2 – Métodos de medição

A medição de atividade de uma fonte radioativa pode ser feita de dois modos, a saber: por métodos absolutos ou de medição direta; ou por métodos relativos ou de medição indireta (IWAHARA *et al.*, 1994).

Os métodos absolutos, ou de medição direta, caracterizam-se por determinar a atividade pela observação direta da fonte radioativa, usando para tanto as contagens produzidas em detectores.

Os métodos relativos, ou de medição indireta, caracterizam-se por determinar a atividade pela comparação com uma fonte de referência de mesma natureza cuja atividade seja previamente conhecida.

Os métodos de medição direta requerem basicamente apenas o conhecimento do tipo de decaimento da fonte radioativa. Há diversos métodos de medição direta que empregam a taxa de contagens produzida em detectores. Para esses, os mais usados são de coincidência; de contagem 4π ; contagem em ângulo sólido definido; e de contagem em coincidência pico-soma.

Os métodos de medição indireta demandam controle rígido dos padrões de referência. Além disso, esses métodos devem possuir estabilidade de medição a curto e longo prazos, precisão e exatidão adequadas, facilidade de repetibilidade, e devem ser rastreados às redes metrológicas nacional e internacional.

Dentre os métodos de medição indireta mais empregados estão:

- espectrometria gama com detector de Ge;
- espectrometria gama com detector NaI(Tl);
- câmara de ionização reentrante ou tipo poço;
- espectrometria alfa com detector de barreira de superfície;
- detector proporcional 2π ;
- espectrometria alfa com detector de barreira de superfície.

A medição por espectrometria com detector de Ge usa um sistema convencional composto por um detector de Ge e um sistema de contagens formado por um pré-amplificador, um amplificador e um analisador multicanal, juntamente com as fontes de alimentação de alta e baixa tensões. Os padrões utilizados devem possuir a mesma geometria e faixa de atividade. A resolução do sistema com detector de Ge e o uso de um analisador multicanal, um equipamento capaz de armazenar e processar contagens relativas a várias energias, permite que as contribuições de impurezas radionuclídicas e outros radionuclídeos possam ser removidas, obtendo-se a parcela de atividade devida ao radionuclídeo desejado.

A medição por espectrometria com detector de NaI(Tl) utiliza um sistema de contagem similar ao usado na espectrometria com Ge. O detector de NaI(Tl) é contudo mais sensível, possuindo, porém, menor resolução em energia. Em virtude dessas características, esse método é utilizado para determinação da atividade gama total ou para determinação da atividade de radionuclídeos com energias bem separadas (ou resolvidas).

Na medição por câmara de ionização reentrante ou tipo poço, a amostra, cuja atividade se deseja determinar, é inserida no poço e a corrente gerada pela coleta do pares de íons no gás é convertida em tensão, amplificada, processada e calibrada para a grandeza atividade. O controle de qualidade e a rastreabilidade aos sistemas metrológicos nacional e internacional são feitos com fontes radioativas padrões e intercomparações. É um dos métodos mais usados pela simplicidade de medição, alta estabilidade, ampla faixa de medição e excelentes precisão e exatidão. Sendo de amplo uso em medicina nuclear.

A medição por detector proporcional 2π é utilizada para a determinação de atividade de fontes de partículas alfa e beta, puntiformes ou de grande área. Apresenta elevada estabilidade, simplicidade e ampla faixa de medição.

A medição por detector de barreira de superfície é usada para determinação de atividade de fontes de partículas alfa. O sistema de medição é composto por uma câmara onde se colocam as amostras a medir e o detector, e por um sistema de contagem. Antes da medição, é necessário fazer vácuo na câmara de detecção. Requer controle da geometria da medição e da qualidade do padrão de referência.

2.1.3 – Medição de atividade com câmaras de ionização

O sistema de medição mais usado para a medida por comparação relativa ou indireta de fontes radioativas é o sistema com câmara de ionização. Esse sistema geralmente é caracterizado por:

- alta estabilidade;
- simplicidade de uso;
- precisão e exatidão iguais aos encontrados nos métodos diretos;
- extensa faixa de medição (tipicamente 37 kBq a 370 MBq); e
- baixo custo.

O sistema de medição é composto por:

- a) câmara de ionização e fonte de alta-tensão;
- b) um eletrômetro para medição de baixas correntes;
- c) fontes de baixa-tensão para alimentar os circuitos eletrônicos;
- d) blindagem; e
- e) dispositivos posicionadores da fonte radioativa confeccionadas em material de baixa absorção de energia (como o acrílico), para inserir a fonte no poço reentrante e definir a geometria de medição.

O sinal da câmara de ionização, corrente elétrica da ordem de picoamperes, produzido pela câmara é amplificado por módulos amplificadores especiais denominados eletrômetros. Esses módulos possuem ganho muito alto e elevada impedância de entrada para frequência zero (sinais CC). Esses amplificadores são construídos basicamente de dois modos. Em um deles, a corrente produzida pela câmara passa por um resistor de valor muito alto, da ordem de gigaohms é convertida em tensão pela expressão:

$$V = R \cdot I \quad (\text{Eq. 2.7})$$

onde:

V é a tensão de saída do eletrômetro;

R é a resistência; e

I é a corrente de saída da câmara.

No outro método, a corrente é integrada em um capacitor de capacitância de grande precisão e boa exatidão, por um tempo igualmente bem definido, e convertida em tensão, conforme a expressão:

$$V = \frac{1}{C} \cdot \int_0^T I \cdot dt \quad (\text{Eq. 2.8})$$

Em ambos os casos, a tensão pode ser processada adicionalmente e, é por fim, aplicada a um conversor analógico-digital, novamente processada, e apresentada ao observador da medição.

A figura 2.1 ilustra o diagrama de blocos para a medição de atividade usando câmara de ionização e eletrômetros.

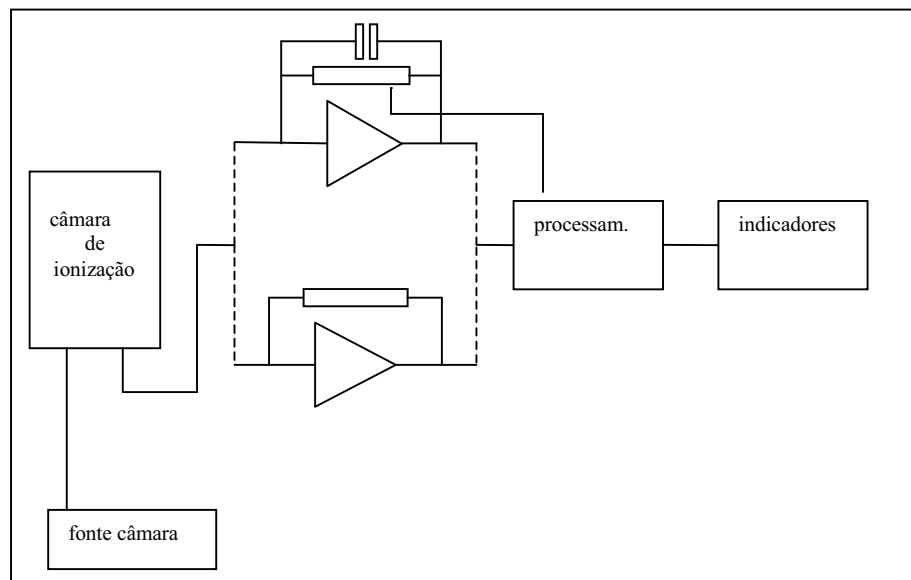


Figura 2.1 – Diagrama em blocos de um medidor de atividade com câmara de ionização mostrando as duas configurações mais usadas para amplificação.

A conversão do sinal de corrente em sinal de tensão, juntamente com a amplificação do sinal, é feita de tal modo que será apresentado ao observador da medição um valor em grandeza de atividade. A corrente inicial produzida pela câmara

de ionização é convertida para o observador da medição em uma tensão que corresponde ao valor de atividade da fonte. A amplificação produzida pelos circuitos eletrônicos e sistemas microprocessados é ajustada de modo a implementar o denominado “fator de calibração” da câmara de ionização, ou seja, a relação entre a corrente gerada pela câmara quando submetida a radiação de um dado radionuclídeo e a atividade deste radionuclídeo.

O eletrômetro é ligado à câmara fazendo uso de uma técnica conhecida como “técnica de guarda”. Nesta técnica, o eletrodo central, por onde é extraído o sinal de corrente, é totalmente circundado por um eletrodo auxiliar, denominado eletrodo de guarda, que é colocado ao mesmo potencial elétrico do eletrodo central. O princípio da técnica de guarda consiste em interpor um eletrodo entre o eletrodo de sinal e o eletrodo externo de referência, de tal modo que a diferença de potencial elétrico entre o eletrodo de sinal e o eletrodo de guarda seja zero, e seja a tensão de polarização entre o eletrodo de guarda e o eletrodo externo de referência. Como a diferença de potencial entre o eletrodo de sinal e o de guarda é zero, as correntes de fuga pelo isolamento entre eletrodos deverá ser muito baixa. Praticamente, toda a corrente de fuga deverá ocorrer entre o eletrodo de guarda e o eletrodo externo de referência, preservando o sinal de interferências produzidas por correntes de fuga. A figura 2.2 ilustra a técnica de guarda em eletrômetros.

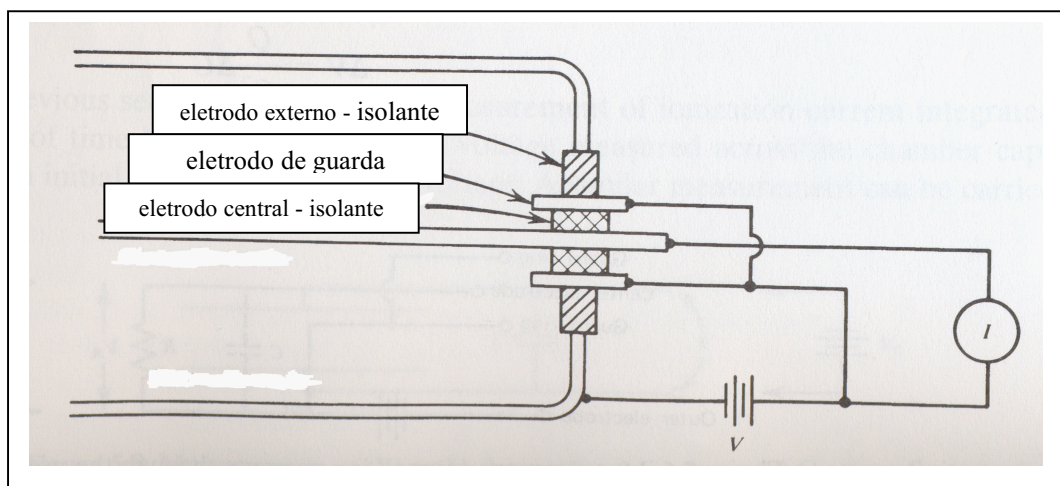


Figura 2.2 – Esquema de conexão de câmara de ionização com eletrodo de guarda (KNOLL, 2000).

A blindagem utilizada tem por finalidade reduzir a corrente produzida na câmara pela radiação de fundo e prover alguma proteção ao operador do medidor de atividade.

Os dispositivos posicionadores da fonte tem por finalidade colocar a fonte numa região do poço onde a sensibilidade da câmara de ionização apresenta menor variação com a altura e haja maior sensibilidade. Esses dispositivos permitem repetir com facilidade a geometria de medição. São construídas geralmente em acrílico de forma a minimizar a atenuação da radiação da fonte.

2.2 – A câmara de ionização

A câmara de ionização é um detector a gás construído e operado de tal modo que, idealmente, todas as cargas produzidas no gás pela interação com a radiação sejam coletadas (TSOUFANIDIS, 1995; KNOLL, 2000).

As câmaras de ionização tipo poço (SCHRADER, 1997) podem ser construídas segundo dois modelos básicos: câmaras com placas paralelas (BREDA *et al.*, 1990) e câmaras com tubos cilíndricos concêntricos (PRASAD, ALEX, *et al.*, 1997; PRASAD, BALAGI, *et al.*, 1997). Na câmara com placas paralelas, o campo elétrico é aproximadamente uniforme na região das placas; na câmara com tubos concêntricos, o campo elétrico varia com o raio.

A carcaça externa é normalmente aterrada nos equipamentos comerciais. Essa carcaça pode constituir o catodo ou ser apenas o limite externo do volume que contém o gás de enchimento e as estruturas do anodo e do catodo. Quando a carcaça externa é o catodo da câmara, ela possui apenas um conector para sinal e para aplicação da fonte tensão de polarização do detector, o que coloca o terminal de sinal no mesmo potencial da fonte quando a carcaça é aterrada. Quando a carcaça externa é apenas o limite do volume que contém o gás e as estruturas do anodo e do catodo, geralmente existem dois conectores, um para sinal e outro para aplicação da fonte de tensão de polarização do detector. Nesse último caso, o terminal de sinal está no potencial elétrico do terra.

A figura 2.3 ilustra uma câmara de ionização Centronic, modelo IG11, e sua composição.

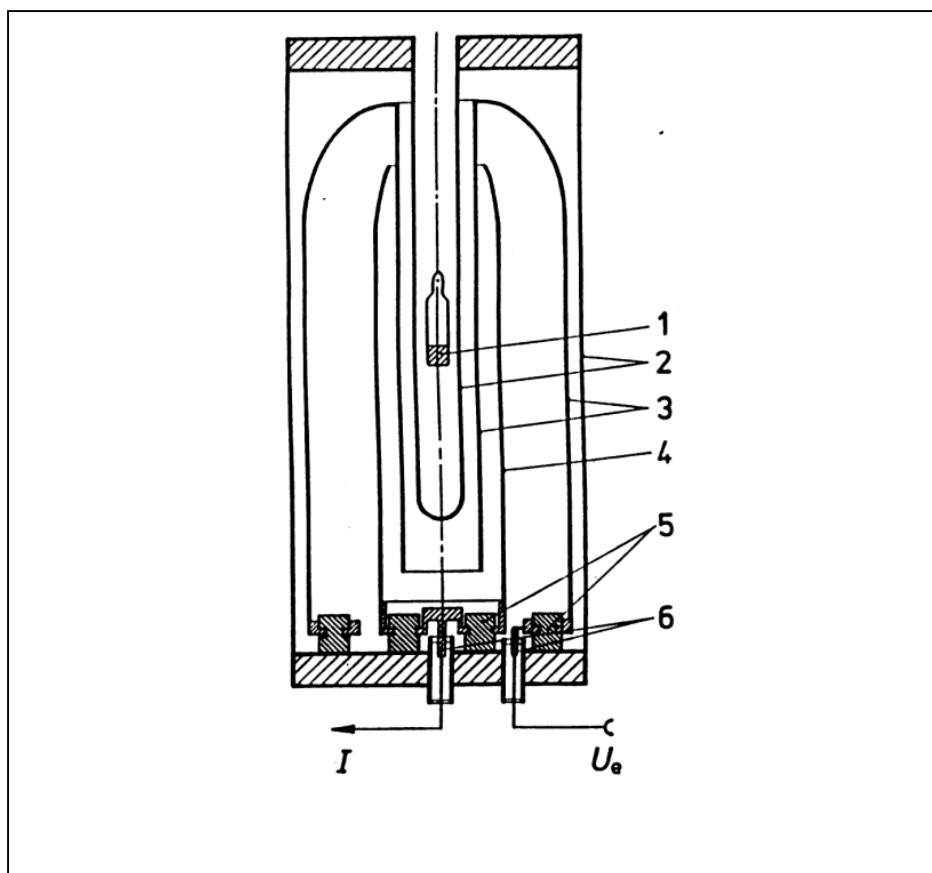


Figura 2.3 – Câmara Centronic IG11: 1-ampola com solução radioativa; 2-carcaça externa de contenção do gás; 3-catodo com tensão de polarização; 4- anodo; 5- suportes isolantes das estruturas internas; 6- conectores de sinal (central) e de polarização (à direita). (SCHRADER, 1997).

A tensão de operação da câmara deve ser escolhida de modo a que a câmara atinja a chamada região de saturação, onde praticamente todas as cargas produzidas no gás são coletadas, considerando as atividades e radionuclídeos com que irá operar. A figura 2.4 mostra que a saturação é atingida em valores diferentes de tensão, dependendo da atividade e da sensibilidade da câmara para as energias emitidas pelo radionuclídeo,

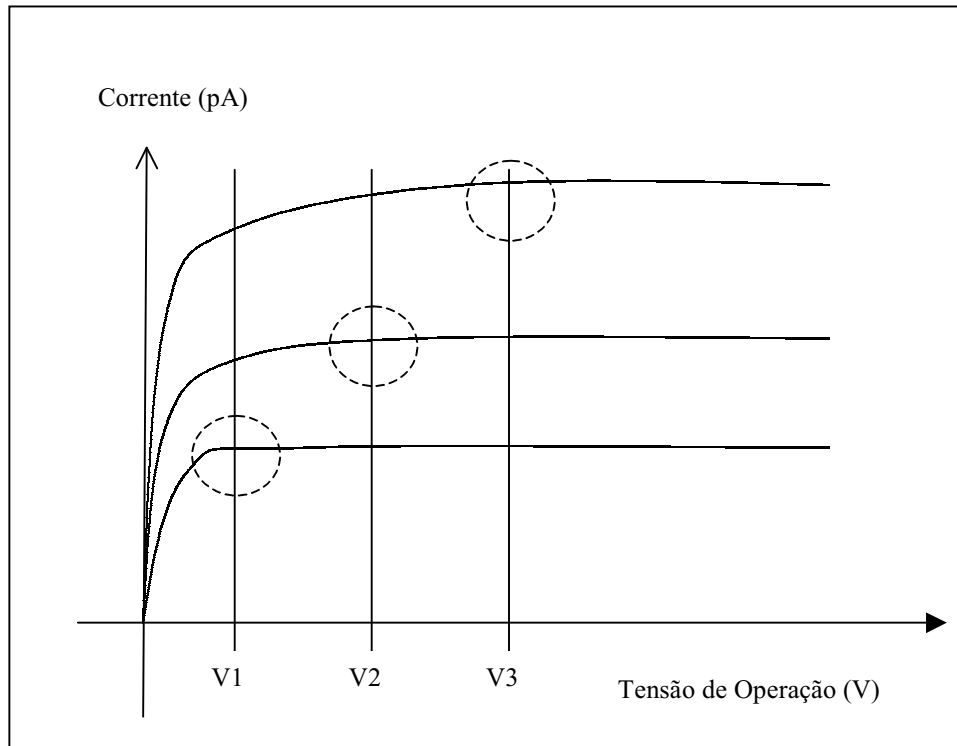


Figura 2.4 - Curva de operação da câmara de ionização. V1, V2 e V3 são as tensões onde a câmara atinge a saturação para diferentes valores de atividade de uma fonte ou para diferentes fontes radioativas.

Vários fatores podem afetar a saturação (SCHRADER,1997; KNOLL, 2000). O principal fator é a recombinação. As causas mais importantes que levam a um aumento da recombinação são:

- elevadas densidades de pares de íons em uma região devido a uma forte interação local com a radiação;
- deslocamento de cargas em um volume reduzido sob a ação de um campo elétrico (efeito radial em direção ao centro de um volume cilíndrico);
- movimento lento de pares de íons em direção ao eletrodo coletor (tempo de transito comparável com aquele de recombinação); e
- trajetórias longas ou complexas no campo elétrico.

Nos projeto e construção da câmara de ionização, deve-se procurar evitar estruturas complicadas nos extremos de eletrodos cilíndricos e que produzam regiões de campo elétrico fraco pois, nesses casos, o efeito de recombinação poderá ser significativo.

A câmara de ionização apresenta uma elevada dependência da geometria de medição. A própria forma do tubo do poço afeta essa dependência.

O tubo que constitui o poço de medição da câmara de ionização pode ser fechado formando um fundo, ou transpassar completamente o comprimento vertical da câmara. Essa construção está associada a outra característica da resposta da câmara de ionização que é a variação da resposta em função da altura da fonte no poço de medição. A figura 2.5 apresenta dois tipos de câmaras e as variações típicas da resposta com a altura da fonte no poço de medição (KNOLL, 2000).

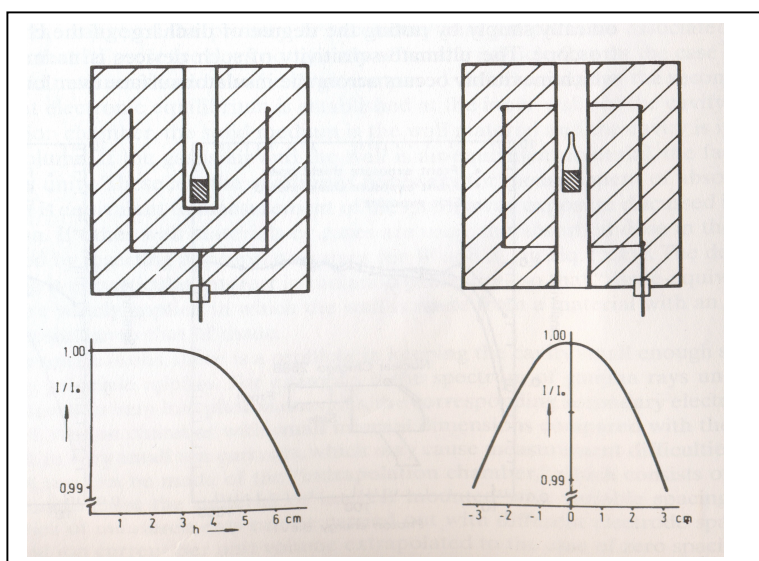


Figura 2.5 – Variação da resposta em função da posição vertical da fonte no poço para dois tipos de câmaras de ionização (KNOLL, 2000).

A dependência da resposta, ou corrente de saída, da câmara em função da posição e da forma da fonte está associada ao fato de a câmara possuir dependência não somente da posição vertical, mas também da posição horizontal em relação ao eixo do poço (RYTZ, 1983). A figura 2.6 ilustra essa dependência. As amplitudes das funções mostradas dependem da energia das radiações.

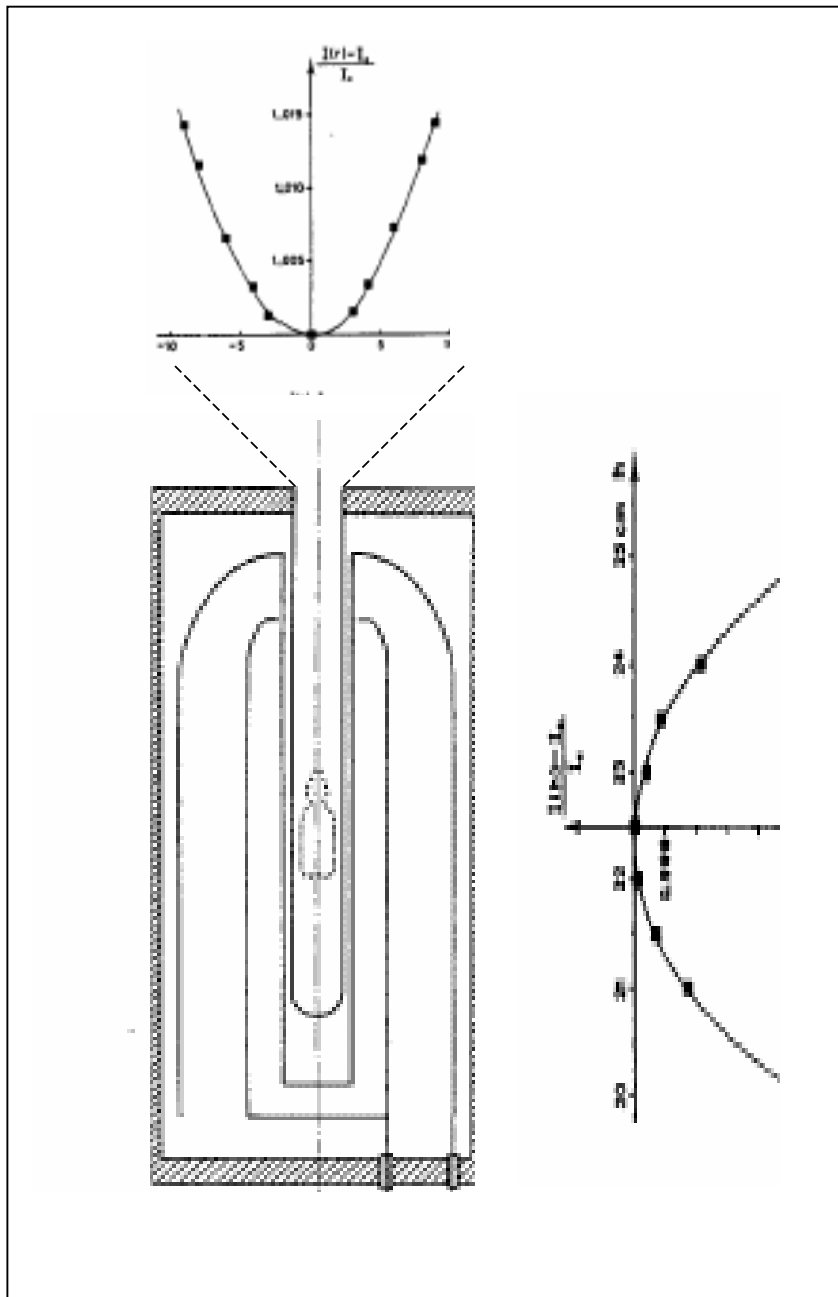


Figura 2.6 – Dependência da resposta da câmara em relação a posição axial e radial da fonte (RYTZ, 1983).

A câmara de ionização tem sua resposta em relação à energia como um dos principais parâmetros. A resposta da câmara é uma corrente elétrica de baixa intensidade, variando de pA a nA para a faixa mais comum de atividades e radionuclídeos usados.

A essa resposta estão associados os seguintes parâmetros:

- sensibilidade ou eficiência para a energia E: é a corrente produzida pela câmara de ionização por um único fóton ou partícula de energia E, ou seja, é a corrente produzida na câmara de ionização por uma fonte monoenergética de energia E e atividade de 1 Bq; é expressa em A/Bq;
- sensibilidade relativa ou eficiência relativa ao cobalto-60: é a razão entre a sensibilidade para uma dada energia e a soma das sensibilidades para as energias emitidas pelo cobalto-60. É adimensional;
- curva de sensibilidade ou eficiência energética: é a curva de sensibilidade ou eficiência em função da energia, definida como sendo a corrente gerada pela câmara quando exposta à incidência de um fóton ou partícula monoenergético em função da energia. Essa curva é geralmente normalizada em relação a resposta para o cobalto-60. A normalização consiste em dividir a sensibilidade de todas as energias pela soma das sensibilidades para as energias emitidas pelo cobalto-60. Para fótons, o ^{60}Co , que possui duas energias, haverá na ordenada da curva de sensibilidade para fótons dois valores cuja soma é 1;
- fator de calibração ou eficiência do radionuclídeo: é definido como a razão entre a corrente produzida pela câmara de ionização e a atividade de um radionuclídeo. A corrente considerada é a corrente total de saturação e é devida a interação de todos os fótons e partículas com a câmara de ionização, e depende da atividade do radionuclídeo e da probabilidade de emissão associada a cada energia emitida. Tem dimensão de A/Bq.

A eficiência para um radionuclídeo ε_N está relacionada com a sensibilidade para uma energia ε_k , que possui uma probabilidade de emissão PE_k para esse radionuclídeo, pela expressão:

$$\varepsilon_N = \sum_k \varepsilon_k \cdot PE_k \quad (\text{Eq. 2.9})$$

Para se avaliar a resposta da câmara, ou seja, a corrente gerada para certo radionuclídeo, usando a curva de sensibilidade relativa a do ^{60}Co , devem ser somados os produtos da ordenada da curva de sensibilidade relativa pela probabilidade de emissão relacionadas a todas as energias emitidas pelo radionuclídeo. O valor resultante dessa

soma de produtos é a sensibilidade relativa total em relação a do ^{60}Co . O valor da corrente, contudo, é derivado do valor absoluto de sensibilidade. Para se saber o valor absoluto de sensibilidade, o valor da soma de produtos acima r multiplicado pelo valor da sensibilidade para o ^{60}Co .

A curva de sensibilidade é geralmente construída considerando apenas um tipo de radiação emitida pelo radionuclídeo. Dessa forma, pode se ter uma curva de sensibilidade para fótons e uma curva de sensibilidade para elétrons. A figura 2.7 apresenta uma típica curva de sensibilidade para fótons relativa a do ^{60}Co .

A curva pode ter formas ligeiramente diferentes, principalmente para energias menores que 300 keV (KLEEVEN *et al.*,1985).

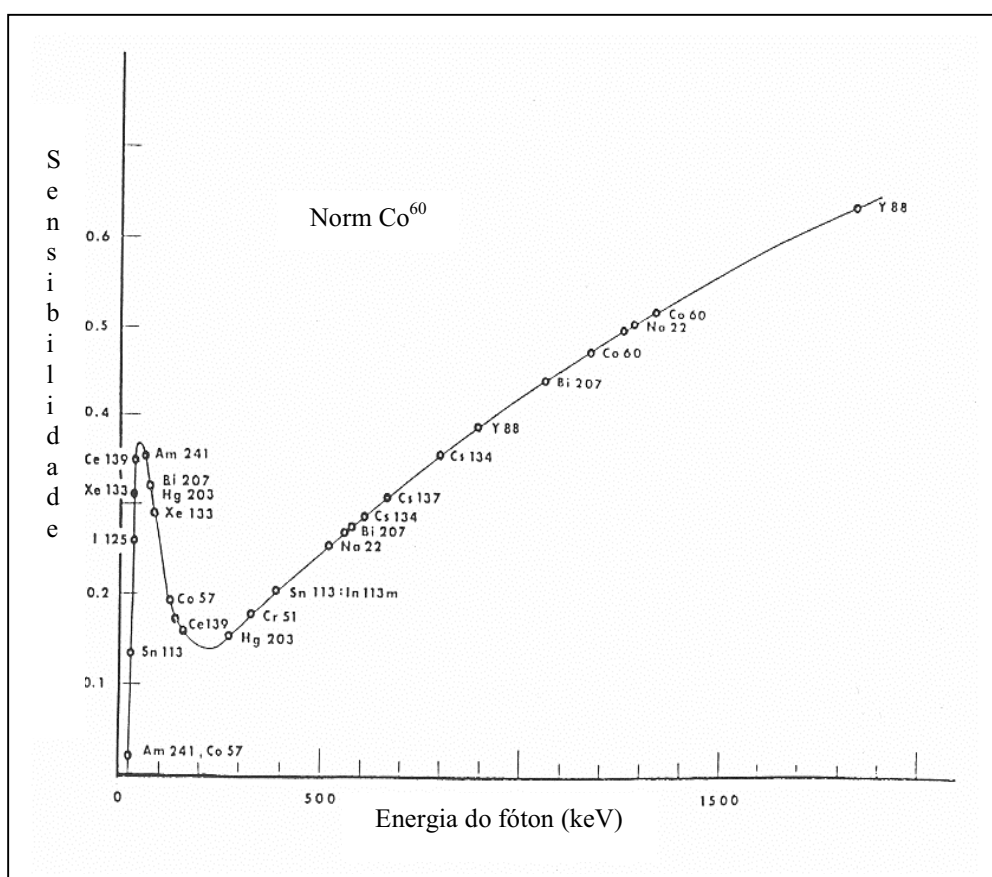


Figura 2.7 – Curva de sensibilidade relativa para fótons, normalizada para a sensibilidade do ^{60}Co , de uma câmara de ionização tipo poço (SCHRADER, 1997).

Na construção experimental da curva de sensibilidade (MICHOTTE, 2002), são considerados inicialmente apenas os radionuclídeos que emitam poucas energias, de tal modo que possam ser usadas apenas as energias com maior probabilidade de emissão ou uma energia média quando as energias emitidas estão próximas. Estabelece-se, então,

uma relação analítica inicial baseada somente nas energias de mais alta emissão e, depois, passam-se a considerar outras energias de um mesmo radionuclídeo ou são agregadas energias de outros radionuclídeos, contanto que estejam dentro da região onde a relação analítica estabelecida descreva satisfatoriamente o comportamento da curva. Nova função analítica é ajustada para atender as variações introduzidas pelas novas energias consideradas e esse processo continua as energias de interesse tenham sido levadas em conta. Esse processo é iterativo e, dependendo das energias consideradas, pode não produzir um resultado satisfatório. Na prática são escolhidos radionuclídeos que possibilitem o uso de apenas uma energia por radionuclídeo. A figura 2.8 ilustra o ajuste de uma reta para descrever a curva de sensibilidade dentro de uma faixa de energias.

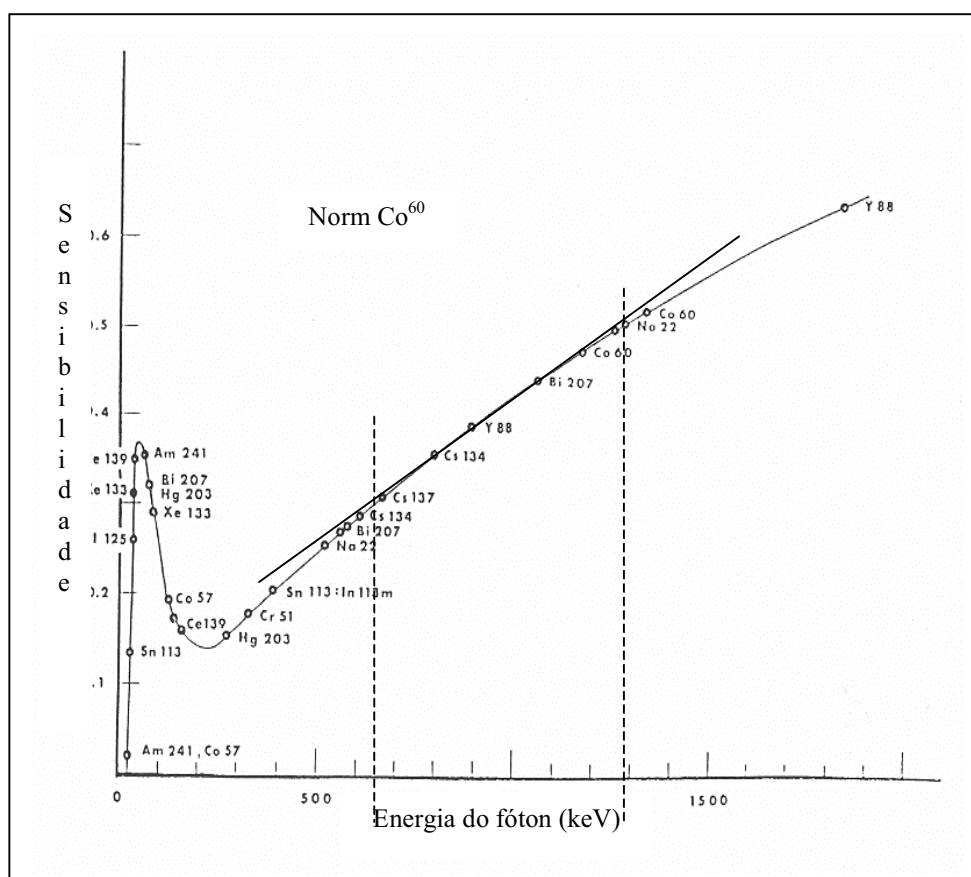


Figura 2.8 – Ajuste de reta pelos mínimos quadrados a radionuclídeos monoenergéticos na parte média – superior da curva de sensibilidade da câmara.

A questão central consiste em estabelecer a contribuição relativa associada a cada energia emitida pelo radionuclídeo para o valor efetivamente medido, resultante da ação combinada de todas as radiações emitidas.

SVEC & SCHRADER (2002) e VALLEY *et al.* (2003) elaboraram procedimentos visando a estabelecer expressões analíticas que descrevam o comportamento da sensibilidade em função da energia.

A curva de sensibilidade para fótons (SVEC & SCHRADER, 2002) pode ser aproximada por uma função analítica da forma:

$$\varepsilon(E) = (a \cdot E^b + c \cdot E^d) \cdot \exp\left[\left(\frac{E}{e}\right)^f\right] \quad (\text{Eq. 2.10})$$

onde:

a, b, c, d, e, f são coeficientes a serem variados para ajustar a expressão à forma da curva;

ε é a eficiência;

E é a energia.

Da mesma forma, a curva de sensibilidade para elétrons ou radiação beta menos (WOODS, *et al.*, 1996, ZIMMERMAN, *et al.*, 2004) pode ser expressa por:

$$\varepsilon_{\beta}(E_{\beta}) = k \cdot E_{\beta} + l \cdot E_{\beta}^2 + m \cdot E_{\beta}^3 \quad (\text{Eq. 2.11})$$

onde:

k, l, m são coeficientes a serem variados para ajustar a expressão a forma da curva;

ε_{β} é a eficiência para betas;

E_{β} é a energia da partícula beta.

SVEC & SCHRADER (2002) propuseram um método computacional baseado na ferramenta *solver* desenvolvido como opcional para o *software* Excel pela Front Line Systems, que busca resolver as equações 2.10 ou 2.11 ajustando os cujos coeficientes dessa equações para obter a curva de sensibilidade, tendo conseguido bons resultados para fótons e betas. O Excel usualmente possui a ferramenta *solver* não com o algoritmo empregado nesse trabalho, mas capaz de algum sucesso desde que escolhida adequadamente a função a resolver.

A eficiência total é calculada como a soma da eficiência para fótons com a eficiência para radiações β^- (MICHOTTE, 2002). A eficiência β^- é usualmente várias

ordens de magnitude menor que a eficiência para fótons para muitos radionuclídeos e é, dependendo do radionuclídeo, geralmente desconsiderada no cálculo da eficiência total.

2.3 – O Código MCNP e a simulação por método de Monte Carlo

A aplicação de técnicas estatísticas para a solução de problemas remonta ao século 19. O chamado método de Monte Carlo é um método probabilístico desenvolvido a partir de estudos relacionados ao desenvolvimento da bomba atômica no LANL (Los Alamos National Laboratory) nos EUA.

Basicamente, o método de Monte Carlo consiste em gerar dados a partir de um gerador de números aleatórios e de uma função de distribuição de probabilidades associada a uma variável de interesse.

O método de Monte Carlo pode ser usado para simular teoricamente um processo estatístico (como o existente na interação da radiação com a matéria) e é especialmente útil para a solução de problemas complexos que não podem ser modelados computacionalmente por métodos determinísticos.

O método de Monte Carlo aplicado ao transporte de partículas consiste em criar partículas e acompanhar suas histórias, registrando alguns aspectos de seu comportamento médio, e usando para isso técnicas de amostragem aleatória. Essas técnicas aleatórias descrevem o comportamento da partícula em suas interações e trajetórias na matéria. A história da partícula é acompanhada e registrada até que determinadas condições preestabelecidas sejam atingidas para as quais não são mais produzidas informações relevantes para o problema.

O MCNP é um código de simulação de transporte de radiação com aplicação geral que utiliza a técnica de Monte Carlo (BRIESMEISTER, 1997). Foi desenvolvido e continua sendo atualizado em sucessivas versões pelo LANL. É atualmente um dos mais utilizados no mundo, trabalhando em sua versão 4B com nêutrons, fótons e elétrons. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em três dimensões, a possibilidade de visualizar a geometria implementada com indicação de eventuais erros de codificação, a variedade de opções para definição do termo fonte, a apresentação de análise estatística de desempenho da execução do código, entre outros fatores, fazem desse código uma ferramenta muito útil e poderosa para a área de energia nuclear, sendo

aplicado a estudos tais como a modelagem e análise de detectores, proteção radiológica, medicina nuclear, reatores e modelagem de instalações nucleares.

Esse código utiliza o método de Monte Carlo, que é um método probabilístico, para implementar o transporte de radiação, estimando a energia depositada, o espalhamento da radiação, entre outras variáveis, para fótons e partículas. Pode ser utilizado em diversos modos: apenas para nêutrons, fótons ou elétrons ou algumas combinações entre eles. Para fótons, o código considera o espalhamento coerente e incoerente, a possibilidade de emissão de fluorescência após a absorção fotoelétrica, absorção pela produção de pares com emissão de radiação de aniquilamento e de frenagem. A faixa de energias com que o MCNP4B é ampla, conforme descrito a seguir:

- nêutrons: 10^{-11} a 20 MeV,
- fótons: 1 keV a 100 GeV,
- elétrons: 1 keV a 100 GeV.

As variáveis de entrada a serem definidas incluem:

- especificação da geometria;
- descrição dos materiais;
- descrição das características de emissão, forma e localização das fontes emissoras de nêutrons, fótons ou elétrons;
- tipo de resposta (denominada *tally*) desejada do código dentre sete respostas básicas e suas variantes; e
- técnicas de redução de variância para melhorar o desempenho do código.

A geometria do sistema é definida por meio de superfícies e células em um sistema cartesiano que são associadas por operadores lógicos de união, interseção e complemento para definir volumes ou superfícies onde são estimadas as respostas do MCNP4B.

O código utiliza diversas bibliotecas para avaliar as seções de choque para as reações que possam ocorrer durante a interação com a radiação com o meio material. Assim, para as interações com fótons, existem tabelas para os elementos desde o hidrogênio ($Z=1$) até o plutônio ($Z=94$).

Os resultados podem ser apresentados como valores médios do fluxo de partículas ou da energia depositada. Esses valores são acompanhados pela respectiva incerteza relativa ao valor produzido, correspondendo a 1 desvio padrão.

A esse respeito, a simulação da resposta da câmara de ionização por métodos de Monte Carlo pode dar importante contribuição. Há a possibilidade de fornecer valores para compor, juntamente com os radionuclídeos emissores de poucas energias, a curva de resposta ou simplesmente produzi-la integralmente.

A simulação pode estimar a curva de sensibilidade na qual podem ser estabelecidos os pesos relativos das energias emitidas por um dado radionuclídeo na composição da resposta total. Aplicados esses pesos à resposta medida para o radionuclídeo torna-se possível obter a curva de sensibilidade para a câmara de ionização com base em resultados experimentais. Como exemplo, a razão entre o fator de calibração simulado e o fator de calibração medido para um determinado radionuclídeo pode ser multiplicado pelos valores de sensibilidade produzidos por simulação para as energias do radioisótopo em discussão para se obter a sensibilidade da câmara nessas energias.

Por exemplo, a simulação de câmaras de ionização por códigos utilizando método de Monte Carlo foram realizadas pelos seguintes códigos: EGS4 (SUZUKI *et al.*, 1998); GEANT e MCNP (GOSTELY & LAEDERMANN, 2000); EGS4 e MCNP (ALEISSA, 2002); PENELOPE (AMIOT, 2003); PENELOPE (VISMES & AMIOT, 2003), MCNP (OLŠOCOVÁ, 2004).

As câmaras de ionização simuladas foram:

- EGS4 (Centronic - IG11/A10, IG12/N20, e IG11/A20 ; Aloka);
- GEANT e MCNP4B (Centronic – IG11);
- EGS4 e MCNP4B (Centronic – IG11, IG12);
- PENELOPE (Vinten Type 471, similar a Centronic IG42);
- PENELOPE (Vinten Type 471, similar a Centronic IG42) e;
- MCNP4C (CMI $4\pi\gamma$).

Os desenhos detalhados dessas câmaras estavam disponíveis para os pesquisadores referidos. Apesar disso, as câmaras simuladas com o código GEANT (IG11) e PENELOPE (Vinten Type 471) foram radiografadas e suas dimensões mecânicas avaliadas. A câmara simulada com o código MCNP4C (CMI $4\pi\gamma$) teve uma unidade de mesmo tipo desmontada para verificação de dimensões mecânicas e materiais.

Em três das simulações, foram feitos ajustes nos parâmetros de simulação para melhorar os resultados. Os dois parâmetros alterados foram:

- pressão do gás de enchimento: alterado em cerca de 7,4% para mais do valor nominal no trabalho de VISMES & AMIOT (2003); e recomendada

a alteração em pequenos valores percentuais no trabalho de GOSTELY & LAEDERMANN (2000);

- energia média para formação de um par de íons (W) foi ajustado para 25 eV para o argônio no trabalho de GOSTELY & LAEDERMANN, (2000), sob a alegação de que a literatura apresenta um valor entre 23,8 eV a 26,4 eV. Alegações similares foram apresentadas no trabalho de VISMES & AMIOT (2003) para ajustar o valor de W para o neônio dentro da faixa estabelecida na literatura, porém não se efetuou a alteração. Igualmente, o trabalho de OLŠOCOVIČ (2004) ajustou o valor de W para 25,8 eV sob a mesma justificativa usada por GOSTELY & LAEDERMANN, (2000).

Nas simulações em que foi comparado a outros códigos, o MCNP4B foi considerado mais lento que o GEANT para energias abaixo de 100 keV, e mais simples para descrever a geometria que o EGS4.

Os resultados mostraram discrepâncias entre os valores experimentais e o valores obtidos por simulação entre 0,5% e 6%.

Em todos os casos, pressupôs-se que 100% da carga gerada na interação com a radiação era coletada, e a corrente produzida foi determinada a partir da expressão a seguir, ou de expressões equivalentes:

$$I = \frac{E_{dep} \cdot A \cdot q}{W} \quad (\text{Eq. 2.9})$$

onde:

I é a corrente gerada na câmara, em A;

E_{dep} é a energia média depositada no gás por fóton emitido pela fonte, em eV;

A é a atividade total, em Bq;

q é a carga do elétron, em C; e

W é a energia média depositada por par de íons produzidos no gás, em eV.

Cabe observar que o parâmetro E_{dep} , energia depositada por fóton ou partícula, é fornecido pelo MCNP4B diretamente por intermédio da resposta *tally* *F8. O termo $E_{dep} \cdot q/W$ dá o número médio de cargas gerado no gás da câmara para cada emissão da fonte. Ao se multiplicar esse termo pela atividade da fonte obtém-se a corrente total gerada pela câmara.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os materiais considerados e a metodologia adotada para estabelecer experimentalmente e por simulação usando modelagem computacional dos experimentos, os fatores de calibração para alguns radionuclídeos e condições de ensaio da câmara de ionização usada no calibrador de dose CRC-10BC da CAPINTEC.

3.1 – Metodologia

A metodologia para obter por simulação os fatores de calibração para os radionuclídeos, invólucros e posicionamento geométrico ensaiados, para a câmara de ionização do calibrador de dose CAPINTEC, CRC-10BC, e avaliar os resultados, consiste, em termos gerais, em comparar os resultados medidos experimentalmente com os obtidos pela simulação computacional das condições experimentais.

Os procedimentos adotados no que se referem ao tipo de invólucro utilizado, ao posicionamento geométrico no poço da câmara e ao radionuclídeo escolhido procuram reproduzir o que habitualmente ocorre nos trabalhos de calibração e de caracterização de resposta de medidores de atividade realizados pelo fabricante, em laboratórios de calibração e nos trabalhos realizados nos serviços de medicina nuclear.

Os fabricantes normalmente utilizam invólucros tipo ampola de vidro com paredes finas e dimensões padronizadas que, normalmente, não produzem atenuação significativa na região de baixas energias da faixa na qual a câmara é sensível, e fazem uso de radionuclídeos com baixo teor de impurezas radioativas. Já nos serviços de medicina nuclear, os invólucros são em geral frascos de vidro e seringas de diversas procedências, possuindo geralmente paredes mais espessas e irregulares, cujas características variam conforme o fabricante, e que podem produzir atenuação

importante na faixa de baixas energias, podendo também ter impurezas radionuclídicas em teor mais significativo.

A câmara de ionização é caracterizada pelos fatores de calibração para os radionuclídeos e condições ensaiadas e pela variação da resposta com a geometria de medição (sendo analisados dentre os fatores de geometria, a variação da resposta com a altura em relação ao fundo do poço de medição). São utilizadas nos trabalhos experimentais de caracterização da câmara de ionização fontes acondicionadas em ampolas de vidro e frascos de plástico, com atividade conhecida com boa exatidão.

Os trabalhos em serviços de medicina nuclear são em parte reproduzidos pelo uso fontes de I-123 acondicionadas em frascos de vidro e seringas. Observa-se as variações de resposta decorrentes da mudança do tipo de invólucro, volume, e posição da fonte.

As mesmas condições experimentais (invólucro, radionuclídeo, posição geométrica) são modeladas computacionalmente e simuladas, obtendo-se um valor para o fator de calibração aplicável ao radionuclídeo e à geometria de medição simulados. Os resultados da simulação são comparados aos experimentais.

A obtenção experimental dos fatores de calibração para a câmara de ionização é feita por intermédio da medição direta da corrente gerada pela câmara para radionuclídeos com atividade conhecida com boa exatidão por método de medição direta ou indireta (comparação com padrão rastreável a padrões nacionais e internacionais).

Os materiais e métodos empregados são apresentados em maior detalhe, considerando uma divisão dos trabalhos em duas fases: experimental e simulação.

3.2 – Fase experimental

A fase experimental foi executada em duas etapas.

Na primeira etapa, são realizados os ensaios destinados a caracterização da resposta da câmara (fatores de calibração e variação da resposta com altura em relação ao fundo do poço) no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Os ensaios com as fontes de I-123 foram realizados no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN).

A obtenção experimental dos fatores de calibração para a câmara de ionização é feita por intermédio da medição da corrente gerada pela câmara para radionuclídeos

com valor de atividade conhecido com boa exatidão e rastreável a padrões nacionais e internacionais, buscando atender as seguintes condições:

- meia-vida adequadamente longa, para que o tempo decorrido de experiência não afete de modo relevante o valor de atividade da fonte, se possível podendo ser desconsiderada (meia-vida do radionuclídeo muito maior que o tempo necessário para o ensaio);
- menor número possível de energias emitidas na faixa sensível da câmara;
- ser utilizada habitualmente pelos fabricantes de medidores de atividade para caracterização de câmaras de ionização usadas nesses instrumentos para eventualmente comparar os resultados;
- estar disponível em ampola de vidro ou invólucro habitualmente empregado para controle de qualidade de medidores de atividade de modo a não atenuar significativamente as energias emitidas na faixa de baixas energias.

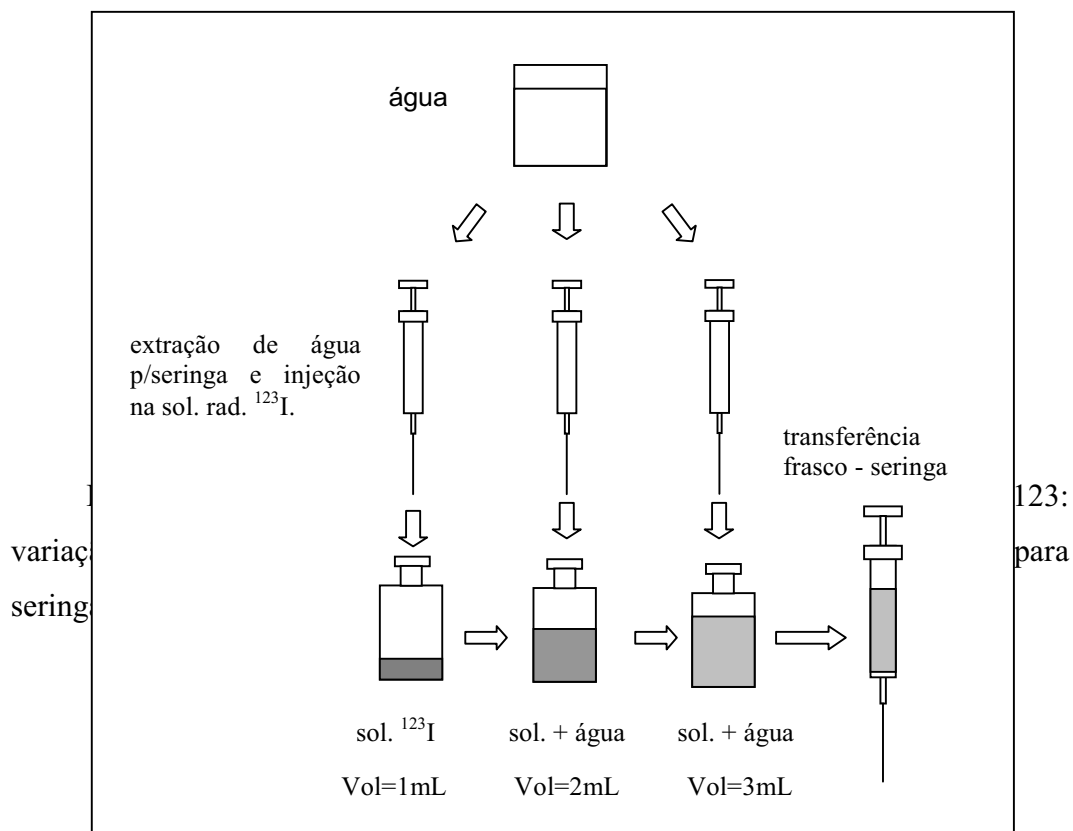
A corrente produzida na câmara é diretamente medida por um eletrômetro Keithley modelo 6517A. São efetuadas três medições para cada radionuclídeo e o resultado da média é adotado como valor da medição.

Os radionuclídeos usados estão relacionados na tabela 3.1.

Radionuclídeo	Fabricante	N Série	Atividade Total (MBq)	Incert.(MBq) (k=2)	Data Medição
Am241	IPL	-	15,27166	0,02775	27/3/2002
Ba133	CAPINTEC	S8107021-01	9,65700	0,26076	13/9/1999
Ce139	IPL	958-62-2	2,30822	0,03959	26/3/2004
Co57	CAPINTEC	S8221080-08	196,84000	4,74053	12/10/1999
Co60	CAPINTEC	S8123031-07	3,70740	0,07416	22/1/2004
Cs134	IPL	-	0,73663	0,01665	20/2/2002
Cs137	IPL	-	54,83968	0,03626	5/3/1998
Cs137	CAPINTEC	S8117030-02	3,86280	0,11202	13/12/1999
Mn54	IPL	958-62-6	5,26577	0,05920	27/4/2004
Y88	IPL	989-58-2	0,87450	0,03700	22/10/2004
Zn65	IPL	-	1,60091	0,05920	24/5/2004

TABELA 3.1: Características das fontes radioativas usadas.

Na segunda etapa, foram realizados os ensaios com as fontes de I-123 no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN). O radionuclídeo I-123, produzido no IEN, tem sua atividade determinada previamente pelo setor de produção de radiofármacos e a hora da medição é registrada, sendo então disponibilizado para experiência em frascos tamponados. É feita a variação de volume por adição de água, para manter o mesmo valor de atividade e feitas transferências do conteúdo dos frascos para seringas, visando a observar variações na resposta da câmara com o volume, tipo de contentor e posição do contentor no poço da câmara de ionização. A figura 3.1 ilustra o processo e a figura 3.2 mostra a variação da posição para frascos para a posição para seringas no poço de medição da câmara.



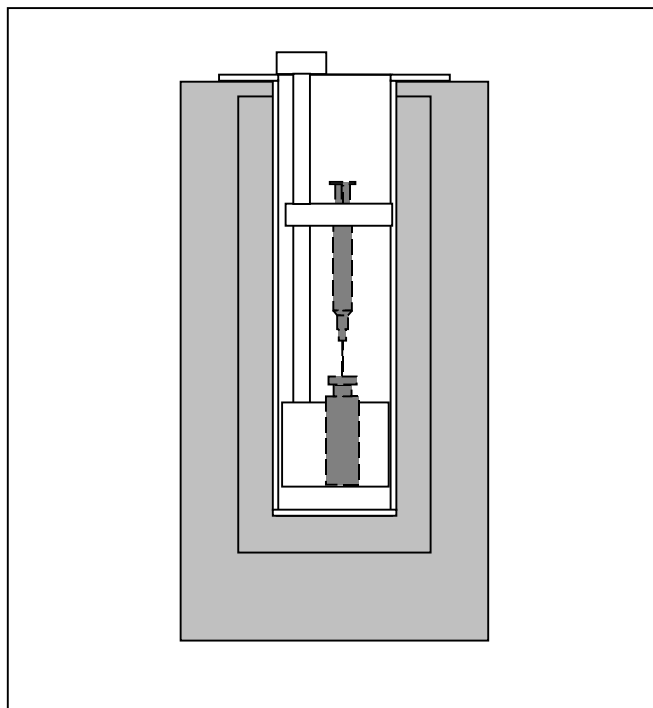


Figura 3.2: Câmara de ionização com posicionador de fontes da CAPINTEC mostrando de forma aproximada a variação de posição da fonte em função da diferença de posição entre o local para seringas e o local para frascos e ampolas

As correntes produzidas na câmara são medidas diretamente pelo mesmo eletrômetro Keithley modelo 6517A utilizado na primeira etapa, e os fatores de calibração determinados a partir dos valores previamente conhecidos para a atividade do I-123 e dos valores medidos de corrente.

3.2.1 – O sistema de medição

O sistema de medição usado é composto pela câmara de ionização do calibrador de dose CRC-10BC; fonte de tensão contínua (frequência zero, CC) de aproximadamente 150 V, formada por uma bateria para a polarização elétrica da câmara; blindagem radiológica para a redução dos efeitos da radiação de fundo sobre a medição e para proteção do observador; e por um eletrômetro Keithley, modelo 6517A, para a medição direta da corrente gerada pela câmara de ionização. Somam-se a esses as

peças de posicionamento da fonte radioativa dentro do poço de medição da câmara para permitir a repetição da geometria de medição e alteração dessa geometria quando requerido.

O eletrômetro é um instrumento empregado em medidas de sinais contínuos (frequência zero, CC), que possui como características principais um elevado valor de impedância de entrada e um fator de amplificação ou ganho muito alto, sendo capaz de medir correntes com valores da ordem de grandeza de pA.

As medições foram realizadas inserindo-se a fonte radioativa no poço de medição com uma peça adequada de posicionamento para a fonte, de forma a manter a geometria de medição ou alterá-la quando desejado.

3.2.2 – Ensaios com diferentes tipos de contentores e volumes

Nesta etapa uma solução contendo o I-123 foi acondicionado em quatro tipos diferentes de invólucro e alguns volumes. O objetivo é verificar o efeito da variação da forma e materiais do invólucro, do volume e da posição da fonte no poço de medição.

Como invólucros, foram usadas três seringas: de três, cinco e dez mililitros, e três frascos tipo “penicilina” (jargão usado para esse tipo de frasco) com capacidade de dez mililitros, respectivamente, perfazendo um total de seis itens.

Optou-se apenas por usar seringas da Benton & Dickson, em função da literatura sobre ensaios nesses tipos de seringas desse fabricante (CALHOU *et ali*, 1957; TYLER & WOODS, 2002).

3.2.3 – Procedimento experimental

Em todas as medições, os valores de corrente são diretamente medidos no eletrômetro Keithley 6517A. Para cada condição de ensaio, três medições são feitas e o resultado considerado é a média dessas três medições.

Por condição de ensaio entende-se como uma variação na altura da fonte em relação ao fundo do poço, tipo de invólucro e volume da solução radioativa no invólucro.

Todas as fontes foram posicionadas no poço com o uso de peças especificamente construídas para esse fim.

Nos ensaios com fontes em posições fixas, foram utilizadas duas peças em acrílico pertencentes aos acessórios do calibrador de dose CRC 10-BC, uma de proteção contra contaminação do poço e outra para posicionar a fonte. A peça usada para evitar que vazamentos de material radioativo contaminem o poço é colocada dentro do poço entre este e a peça de posicionamento de fontes. A peça de posicionamento de fontes possui dois locais para a colocação de fontes: um destinado a frascos e ampolas localizado na porção baixa da peça e outro para seringas, localizado aproximadamente a meia altura do posicionador.

Nos ensaios com variação de altura em relação ao fundo do poço, foi usado um posicionador construído no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Esse posicionador é feito em acrílico e possui um copo de vidro em sua porção inferior onde são colocadas as fontes.

Os ensaios de caracterização da resposta da câmara no IRD foram realizados de tal forma que apenas a fonte em uso estava no laboratório onde se realizava a medição a fim de evitar influência das outras fontes nas medições

Nos ensaios realizados no IEN com o I-123, os três frascos com a solução radioativa contendo I-123 ficaram relativamente próximos ao local de medição, dentro de cadinhos de chumbo para blindagem. Os valores de corrente devidos a radiação de fundo puderam contudo ser anulados sem dificuldades efetuando-se ajustes no eletrômetro e não interferiram de modo relevante nos resultados.

Nos ensaios com I-123, as seguintes condições de ensaio foram realizadas:

- frascos de mesmo tipo com atividades iniciais próximas e volumes diferentes; três frascos são usados;
- variação de volume de um frasco, mantendo a atividade, pela adição de água;
- transferência de frasco para seringa.

A tabela 3.2 mostra as variações de volume e as transferências de frasco para seringa efetuadas.

TABELA 3.2: Invólucros, volumes e transferências usando o I-123.

Invólucro Inicial	Volume 1 (mL)	Volume 2 (mL)	Volume 3 (mL)	Invólucro Final
frasco 1 de vidro 10 mL	1	2	3	seringa 3 mL
frasco 2 de vidro 10 mL	1	2	3	seringa 5 mL
frasco 3 de vidro 10 mL	3	-	-	seringa 10 mL

Primeiramente é efetuada a medição do valor de corrente no frasco em três volumes distintos, a saber: 1mL, 2mL, e 3mL, variando-se o volume pela injeção de água no frasco. Em seguida o conteúdo do frasco é transferido para uma seringa. A seringa é posicionada no posicionador de fontes no local usado para seringas e o valor de corrente produzido pela câmara é medido.

Nas transferências de frasco para seringa, o valor de atividade transferido para a seringa é determinado tomando por base a medição do valor da corrente residual produzida pelo frasco esvaziado. Considerando que a razão entre as correntes produzidas pelo frasco antes de ser esvaziado e após ser esvaziado é a mesma que existe entre as atividades no frasco antes e após ser esvaziado, a atividade remanescente no frasco é dada pelo produto da atividade pela razão entre as correntes antes e após o esvaziamento do frasco. A atividade transferida para a seringa é dada pela atividade antes da transferência subtraída da atividade residual do frasco.

Para que isso seja válido, foi suposto que: toda a atividade removida do frasco foi para a seringa e que variações de volume de alguns microlitros até 3 mL não produzem variações significativas na resposta da câmara. Essa última condição foi observada experimentalmente (capítulo 4).

No procedimento experimental, cada condição ensaiada teve seu tempo de início e término registrado. Esse tempo nunca foi maior que 30 minutos. Entre os tempos de início e término de cada condição ensaiada, não foram feitos registros adicionais de tempo para as medições realizadas.

Em função da meia-vida curta do I-123 (13,8 horas), os valores de atividade usados no cálculo dos fatores de calibração foram corrigidos conforme a equação de decaimento da atividade do material radioativo, sendo tomado o valor médio entre as

atividades de início e fim de cada medição. Cada valor experimental foi obtido a partir da média de três valores.

A diferença entre as atividades inicial e final, determinadas pelo decaimento a partir do tempo decorrido entre a medição inicial e os tempos de início e de término de cada medição, é muito menor a atividade considerada para o cálculo do fator de calibração, e constitui um fator de incerteza no valor de atividade, e, portanto, foi adicionada ao conjunto de fatores levados em conta no cálculo da incerteza do resultado obtido.

3.3 – Fase de simulação

A modelagem dos itens a serem simulados pelo código MCNP4B requer o conhecimento do desenho mecânico e dos materiais constituintes dos objetos a serem simulados, conforme analisado em 2.3.

Em virtude da recusa do fabricante em fornecer informações detalhadas sobre a estrutura interna e materiais usados na câmara, a modelagem foi feita considerando-se materiais assemelhados aos provavelmente adotados, tomando como referência outra câmara de ionização (LND 509), e determinando-se as dimensões das estruturas internas por análise de imagens radiográficas.

3.3.1 – Dimensionamento mecânico da câmara

As dimensões das estruturas internas da câmara foram determinadas por meio de medições de dimensões mecânicas com paquímetros e análise de imagens radiográficas produzidas pelo equipamento Fein-Focus Röntgen System GmbH, modelo FXS-100.10, do Laboratório de Instrumentação Nuclear da COPPE/UFRJ, com o uso do *software* de processamento de imagens fotográficas (Corel Photo-Paint, parte do Corel Draw).

Em função da simetria axial da câmara de ionização, não foram utilizados, inicialmente, gabaritos como referências para medição. As medições foram realizadas em *pixels* na imagem radiográfica tomando-se primeiramente dimensões observáveis na radiografia e diretamente mensuráveis externamente na câmara, localizadas no plano frontal ao feixe de raios X formado pelo eixo axial no centro do cilindro da peça e pelo diâmetro do cilindro. Isso tem por fim produzir um fator de conversão, para ser usado como referência para as demais partes da imagem.

Esse procedimento foi testado numa câmara LND 509, que teve algumas de suas dimensões radiograficamente avaliadas conforme o método descrito. A câmara foi posteriormente cortada para se ter acesso a sua estrutura interna e as dimensões reais das peças observadas nas imagens foram medidas e comparadas com os resultados obtidos. As discrepâncias observadas não excederam a 1%.

A figura 3.3 mostra as principais referências externas usadas para a determinação das dimensões das estruturas internas das câmaras. As figuras 3.3 a 3.5 ilustram o procedimento realizado para o levantamento das dimensões da câmara.

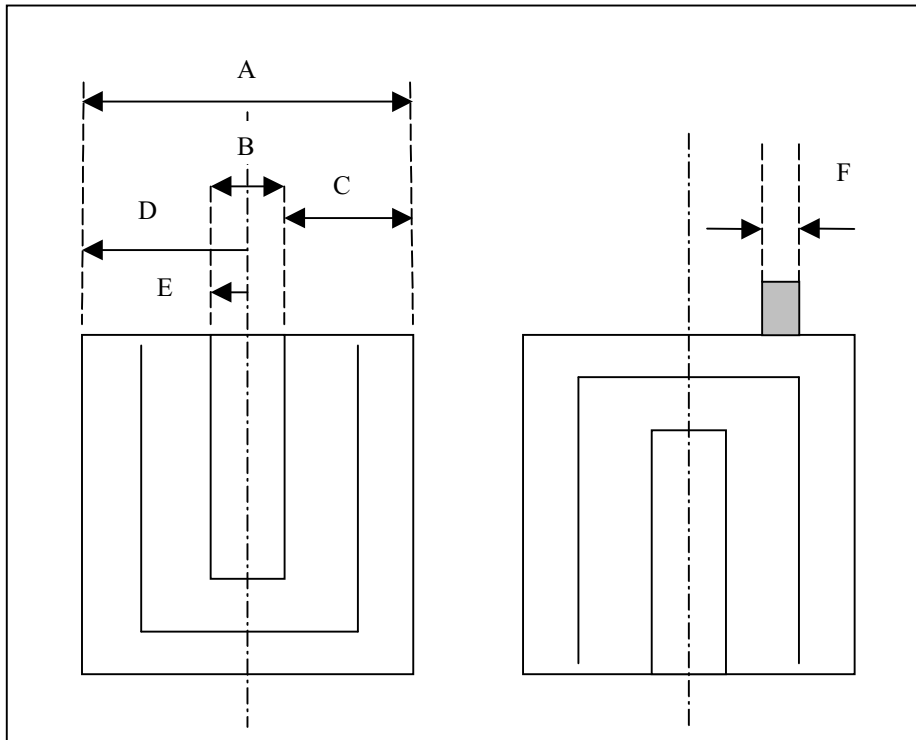


FIGURA 3.3: Principais dimensões medidas externamente à câmara de ionização e usadas para dimensionar as estruturas internas desta.

Na figura 3.1 as dimensões tem os seguintes valores:

A - diâmetro externo da câmara: 127,1 mm;

B - diâmetro do poço: 69,5 mm;

C - diferença entre o raio externo da câmara e o raio interno do poço: 28,8 mm;

D - raio externo da câmara: 63,55 mm;

E - raio interno do poço: 34,75 mm;

F - diâmetro de peça usada como referência externa: 22,00 mm.

Na figura 3.4 apresentam-se as medições da câmara LND 509 com as linhas usadas para o dimensionamento mediante o uso de *software* de processamento de imagens fotográficas. As medições foram tomadas em *pixels* e referenciadas ao raio externo da câmara, o qual pode ser visualizado na figura, e cuja medida é obtida em

pixels e em cm. O valor do fator de conversão cm/pixel foi determinado, e todas as demais medidas em *pixels* podem ser transformadas.

Na figura 3.5 mostra-se parte da estrutura interna da câmara utilizada no calibrador de dose CAPINTEC CRC-10BC. As medições são referenciadas ao diâmetro do poço que então é dimensionado em *pixels* e em cm, permitindo o estabelecimento do fator de conversão cm/pixel para as demais peças da imagem. Cada fator de conversão se aplica, a princípio, apenas à figura onde é determinado, podendo haver mais de um fator de conversão por imagem.

Na figura 3.6 mostra-se a parte do topo da estrutura da câmara Capintec, vista invertida. Para esta imagem, a dimensão externa conhecida, tomada como referência para estabelecer o fator de conversão cm/pixel , é a diferença entre o raio externo da câmara e o raio do poço. As demais dimensões foram convertidas para cm usando-se esse fator.

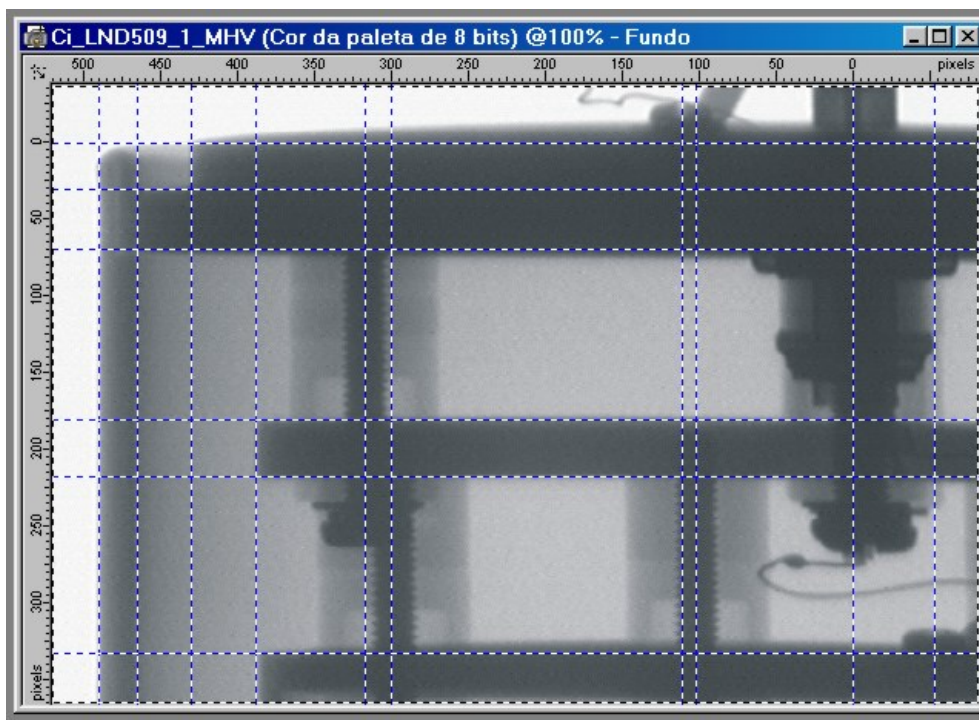


FIGURA 3.4: Dimensionamento da estrutura interna da câmara LND509.

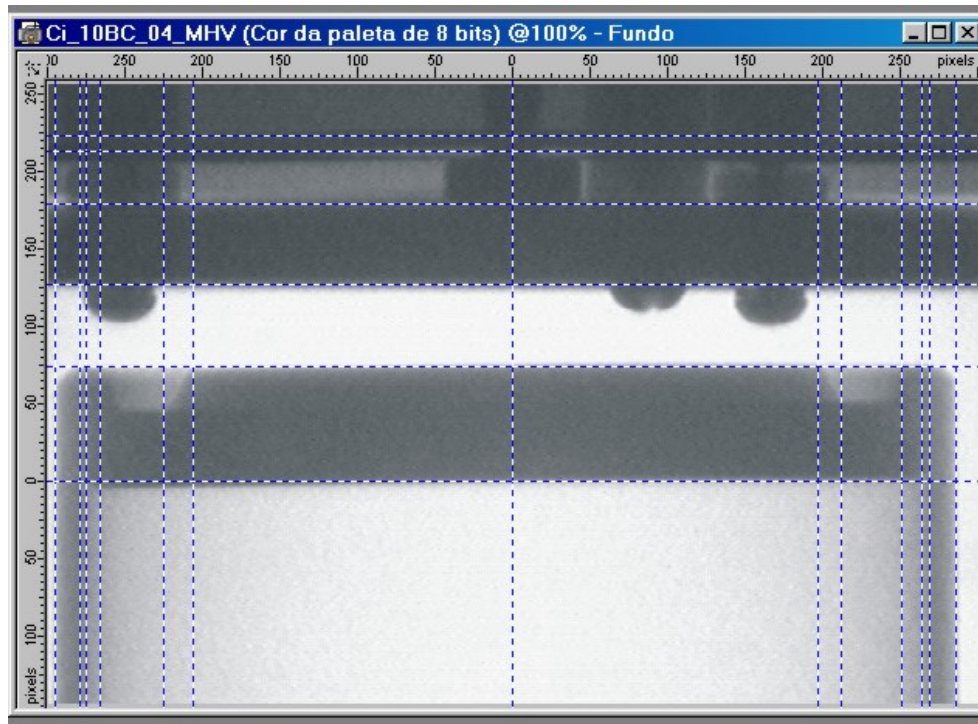


FIGURA 3.5: Dimensionamento da estrutura da câmara Capintec. (referência diâmetro do poço).

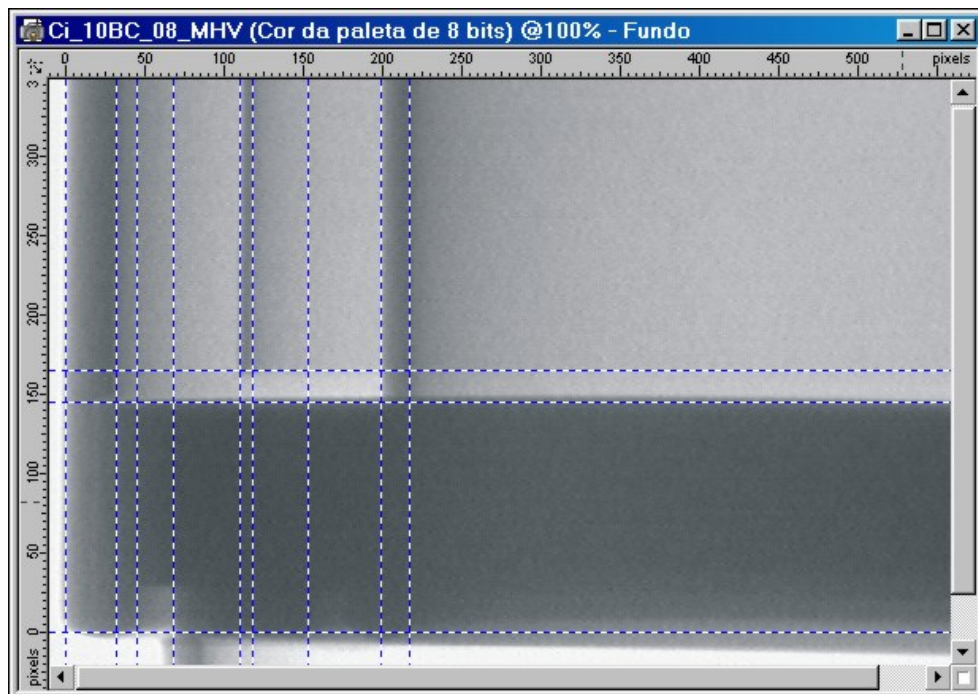


FIGURA 3.6: Dimensionamento da estrutura interna da câmara Capintec. (referência distância entre a parede externa da câmara e interna do poço)

3.3.2 – Materiais para simulação

As composições químicas empregadas no modelamento dos frascos e ampolas de vidro foram aproximadas por aquelas encontradas no mercado e utilizadas para finalidades médicas. A composição dos isoladores da câmara foi suposta equivalente a aquela encontrada nos isoladores de cerâmica utilizados na câmara LND 509, que foi cortada para avaliar a medição dimensional por imagem radiográfica. Essa composição foi determinada de forma aproximada com base em análise por espectrometria por fluorescência de raios X realizada no Instituto de Engenharia Nuclear (IEN).

Os materiais usados na simulação são:

- alumínio – câmara de ionização, tampo de frasco;
- aço AISI 304 – agulhas;
- acrílico – capa protetora e posicionador de fontes CAPINTEC, posicionador de fontes para variação de altura do IRD;
- borracha – tampo de frasco;
- epóxi – matriz de retenção de material radioativo em fontes CAPINTEC;
- polipropileno – cabeça da agulha;
- polietileno – seringas, invólucros das fontes CAPINTEC;
- cerâmica – isoladores de suporte de estruturas na câmara de ionização;
- vidro borossilicato tipo I – frascos, seringas, posicionador de fontes para variação de posição em altura do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD).

No apêndice B, os dados relativos aos materiais compostos usados e a composição considerada são apresentados.

3.3.3 – Metodologia para simulação

A corrente produzida na câmara pode ser determinada a partir da informação da energia depositada no gás argônio, para uma fonte definida com apenas uma energia ou por uma fonte com múltiplas energias e probabilidades de emissão associadas.

Tomando por base as experiências anteriores sobre simulação de câmara de ionização, os seguintes procedimentos foram adotados:

a) o resultado da resposta *tally* *F8 do código MCNP4B, energia média depositada no meio por fótons e elétrons, será usado para determinar a corrente produzida pela câmara, para uma fonte definida com apenas uma energia ou por uma fonte com múltiplas energias e probabilidades de emissão associadas, conforme as equações 3.1 e 3.2 (KNOLL, 2000; SUZUKI *et al.*, 1998, BRIESMEISTER, 1997):

$$I_k = A \cdot \frac{q}{W} \cdot E_{dep-k} \cdot PE_k \quad (\text{Eq. 3.1})$$

$$I_t = A \cdot \frac{q}{W} \cdot E_{dep-t} \cdot \sum_{k=1}^N PE_k \quad (\text{Eq. 3.2})$$

onde:

I_k : corrente devida ao k-ésima energia emitida pelo radionuclídeo com probabilidade de emissão real PE_k . Corrente calculada a partir da energia depositada no gás argônio pela emissão de fonte simulada no MCNP4B como uma fonte monoenergética com probabilidade de emissão de 100%;

I_t : corrente total produzida por todas as energias e probabilidades de emissão associadas. Corrente calculada a partir da energia depositada no gás argônio pelas emissões de fonte simulada no MCNP4B como uma fonte multienergética com probabilidades de emissão associadas;

A: atividade do radionuclídeo em Bq;

q: carga do elétron em C;

W: energia necessária para produção de um par iônico (íon positivo – elétron) no argônio em eV;

E_{dep-k} : energia depositada no gás argônio por partícula ou fóton pela k-ésima energia emitida pelo radionuclídeo, gerada como resposta ao *tally* *F8, em eV;

E_{dep-t} : energia depositada no gás argônio por todas as energias emitidas pelo radionuclídeo consideradas com suas respectivas probabilidades de emissão, gerada como resposta ao *tally* *F8, em eV;

PE_k : probabilidade de emissão relacionada com a k-ésima energia;

N : número total de emissões considerado para o radionuclídeo;

b) será suposto que 100% das cargas geradas serão coletadas;

c) o valor adotado para W do argônio será de 26,4 eV (SUZUKI, *et al.*, 1998), compatível com o documento ICRU Report 31.

O fator de calibração será determinado pela expressão:

$$FCal = \frac{I}{A} \quad (\text{Eq. 3.3})$$

onde:

Fcal: fator de calibração para um radionuclídeo, em A/Bq ou pA/MBq;

I: valor de corrente produzida experimentalmente ou por simulação, em A ou pA;

A: atividade em Bq ou MBq.

Os valores produzidos ou derivados da simulação serão diretamente comparados com os dados obtidos experimentalmente.

A sensibilidade é definida como a corrente produzida na câmara de ionização para uma atividade de 1 Bq por fóton ou partícula emitida para uma dada energia e será determinada pela expressão:

$$S_k = \frac{q}{W} \cdot E_{dep-k} \quad (\text{Eq. 3.4})$$

onde:

S_k : sensibilidade da câmara para a k-ésima energia produzida pela fontes, em A/Bq;

q: carga do elétron em C;

W: energia necessária para produção de um par iônico (íon positivo – elétron) no argônio em eV;

E_{dep-k} : energia depositada no gás argônio por partícula ou fóton pela k-ésima energia emitida pelo radionuclídeo, gerada como resposta ao *tally* *F8, em eV.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos na fase experimental e na fase de simulação usando o código MCNP4B. Os resultados são apresentados lado a lado, sempre que conveniente, de modo a facilitar a comparação da simulação com os ensaios experimentais.

4.1 - Simulação com código MCNP4B

4.1.1 – Modelo construído

Na figura 4.1 é representado o modelo implementado para a simulação no código MCNP4B. As imagens na figura 4.1 foram geradas pelo próprio MCNP4B. A origem no sistema de coordenadas está posicionada no topo da câmara, coincidente com o eixo do cilindro. Na figura estão representados os cortes nos planos $y = 0$ e $x = 0$.

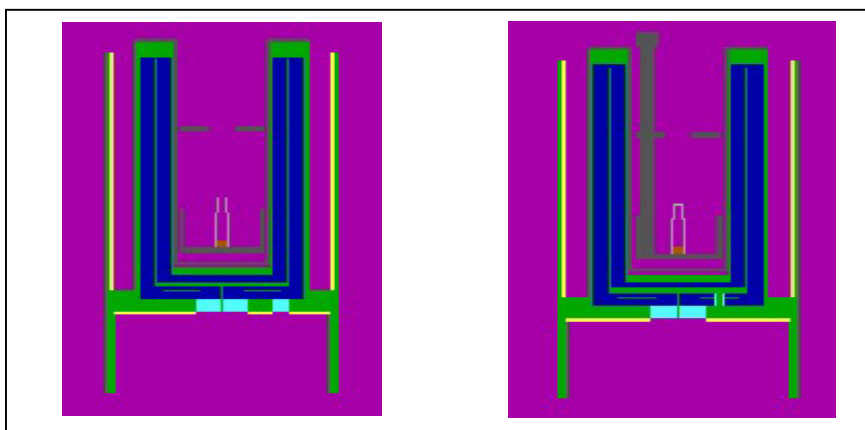


FIGURA 4.1: Vistas “xz” e “yz”, respectivamente, geradas pelo código MCNP4B, do modelo desenvolvido para a câmara com a capa proterora e o posicionador de fontes CAPINTEC e uma ampola com solução aquosa.

Na figura 4.1, a cor azul-escuro representa o argônio; a azul-claro, o material cerâmico; a verde, o alumínio; a amarela, o chumbo. As demais cores representam o acrílico (capa de proteção junto a parede e próximo ao fundo do poço e o posicionador de fontes), ar (dentro do poço e da ampola, abaixo e circundando a câmara e a blindagem), vidro (na parede da ampola), solução aquosa com o material radioativo (na parte inferior da ampola). As imagens da figura representam a característica do MCNP4B de permitir a visualização da geometria codificada. Nos apêndices B e C, são descritos em maiores detalhes a geometria.

4.1.2 – Comportamento do código MCNP4B para o modelo construído

As condições aplicadas para a simulação da câmara e características de operação do comando SDEF de definição da fonte e da resposta *F8 são avaliados para permitir o uso da codificação adequada à obtenção dos resultados pretendidos. Especificamente são avaliados a resposta da câmara para elétrons e fótons visando a definir a região de energias na qual o modelo é suficientemente sensível e o funcionamento do comando SDEF para fontes monoenergéticas e multienergéticas.

4.1.2.1 – Comportamento da resposta *F8 e do comando SDEF

Na tabela 4.1, a coluna, “Corrente Simulada I” corresponde a corrente produzida por energias singelas e a coluna “Corrente Simulada T” corresponde a corrente produzida por energias múltiplas juntamente com suas probabilidades de emissão.

Os valores foram gerados a partir dos resultados de energia depositada (*tally* *F8) do MCNP4B, usando para término de execução do código um número de histórias igual a 25 milhões (NPS=25000000), produzindo incertezas relativas a desvio padrão menor que 5% em qualquer caso estudado. Pode-se observar que os valores (coluna “Corrente Simulada T” e “Soma Corrente Simulada I por Radionuclídeo”) são muito próximos, podendo a energia total depositada ser produzida a partir de fontes monoenergéticas ou fontes de múltiplas energias, desde que o comando de término do MCNP4B permita um número de histórias adequado.

TABELA 4.1 – Comparação da resposta gerada pelo MCNP4B com fontes monoenergéticas e com fonte emissora de múltiplas energias.

Radionuclídeo	Emissões de Fótons Energia (keV)	P E (%)	Corrente Simulada I (pA)	Soma Corrente Simulada I por Radionuclídeo (pA)	Corrente Simulada T (pA)
Am-241	17,045	37,6	330E-3	34,58	34,58
	26,3446	2,4	1,16		
	59,5409	35,78	33,08		
	97,069	0,00116	784,6E-6		
	101,059	0,00185	1,2E-3		
	114,1469	0,00067	407,4E-6		
	117,9227	0,000231	137,9E-6		
Ba-133	30,8508	96,8	43,94	81,65	86,28
	53,1622	2,14	1,05		
	79,6142	2,65	0,90		
	80,9979	32,9	10,97		
	276,3989	7,16	1,67		
	302,8508	18,34	4,43		
	356,0129	62,05	16,25		
	383,8485	8,94	2,45		
Ce-139	33,2981	63,7	2,42	4,13	4,13
	165,857	79,9	1,71		
Co-57	14,41295	9,15	2,34E-03	6,09	6,16
	122,06065	85,51	5,44		
	136,47356	10,71	0,64		
Co-60	1173,288	99,85	16,16	33,96	34,37
	1332,492	99,9826	17,80		

TABELA 4.1 – Comparação da resposta gerada pelo MCNP4B com fontes monoenergéticas e com fonte emissora de múltiplas energias (continuação).

Radionuclídeo	Emissões de Fótons Energia (keV)	P E (%)	Corrente Simulada I (pA)	Soma Corrente Simulada I por Radionuclídeo (pA)	Corrente Simulada T (pA)
Cs-134	475,34	1,5	0,02	4,04	4,06
	563,23	8,38	0,13		
	569,32	15,39	0,24		
	604,69	97,63	1,59		
	795,84	85,52	1,74		
	801,93	8,7	0,18		
	1167,92	1,792	0,05		
	1365,16	3,015	0,09		
Cs-137	32,0618	5,54	15,12	261,00	262,51
	36,4457	1,055	3,38		
	37,3317	0,266	0,87		
	661,657	84,99	241,63		
Cs-137	32,0618	5,54	1,33	19,30	19,67
	36,4457	1,055	0,28		
	37,3317	0,266	0,07		
	661,657	84,99	17,61		
M-n54	834,838	99,9746	23,53	23,53	23,76
Y-88	14,1422	50,5	2,66E-04	13,58	13,67
	898,036	93,9	4,81		
	1836,052	99,32	8,77		
Zn-65	511	2,84	0,13	4,41	4,44
	1115,539	50,6	4,28		

A diferença principal parece consistir em que o número de interações para uma mesma condição de parada do código pelo número de histórias, numa dada energia será maior com a definição de fonte monoenergética. Contudo, efeitos estatísticos derivados do tratamento dado pelo MCNP4B para as probabilidades de emissão especificadas para as energias de uma fonte polienergética podem também ter influência relevante. Ao se definir probabilidades de emissão para a fonte, os pesos utilizados pelo MCNP4B (peso unitário caso não seja definido pelo parâmetro WGT do comando SDEF) são alterados e não mais são unitários para a energia emitida, o que, segundo o declarado no manual do código, não reflete plenamente uma situação mais próxima da real.

As simulações podem, portanto, ser realizadas com fontes monoenergéticas ou multienergéticas, desde que o número de interações seja suficientemente elevado especialmente nas multienergéticas para possibilitar a geração pelo MCNP4B de um resultado adequado às análises desejadas.

O número de histórias de 25 milhões é aqui considerado adequado para o estudo pretendido no caso de se usar uma definição multienergética para a fonte. Para fontes monoenergéticas, números de histórias menores podem ser usados, sendo observada apenas a análise de desempenho provida pelo MCNP4B.

Em todos os casos as fontes codificadas foram volumétricas de forma cilíndrica e isotrópicas.

4.1.2 .2– Resposta do modelo a elétrons e fótons

São simuladas emissões de elétrons de várias energias usando fontes monoenergéticas de modo a verificar a forma geral do comportamento do modelo, e, se para os radionuclídeos usados, será necessário levar em conta emissões de elétrons, especialmente emissões β^- .

Nas figuras 4.2 e 4.3, mostram-se que o comportamento do modelo para elétrons é o esperado para câmaras do tipo simulado, ou seja, a resposta é aproximadamente descrita por uma função polinomial do segundo grau e a forma da resposta para fótons é a tipicamente encontrada (SHRADER, 1997).

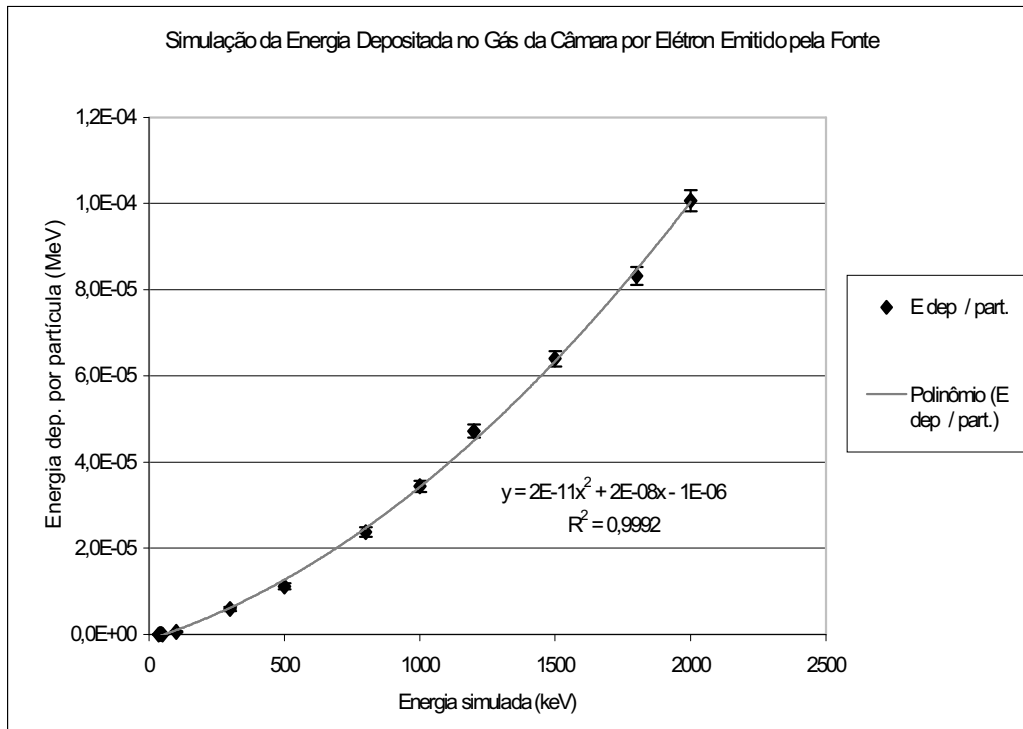


FIGURA 4.2: Energia depositada por partícula (elétron) em função da energia da partícula, gerada pelo código MCNP4B para a câmara de ionização em estudo. A fonte usada no modelo é monoenergética.

A energia depositada por elétron emitido pela fonte é dada pela expressão abaixo, derivada dos dados de simulação apresentados na figura 4.2. A sensibilidade é diretamente proporcional a energia depositada por elétron.

$$E_{dep} = 2 \cdot 10^{-11} \cdot E_{eletron}^2 + 2 \cdot 10^{-8} \cdot E_{eletron} - 1 \cdot 10^{-6} \quad (\text{Eq. 4.1})$$

onde:

E_{dep} : energia depositada por partícula em MeV;

$E_{eletron}$: energia do elétron emitido pela fonte em keV, para energias superiores a 50 keV.

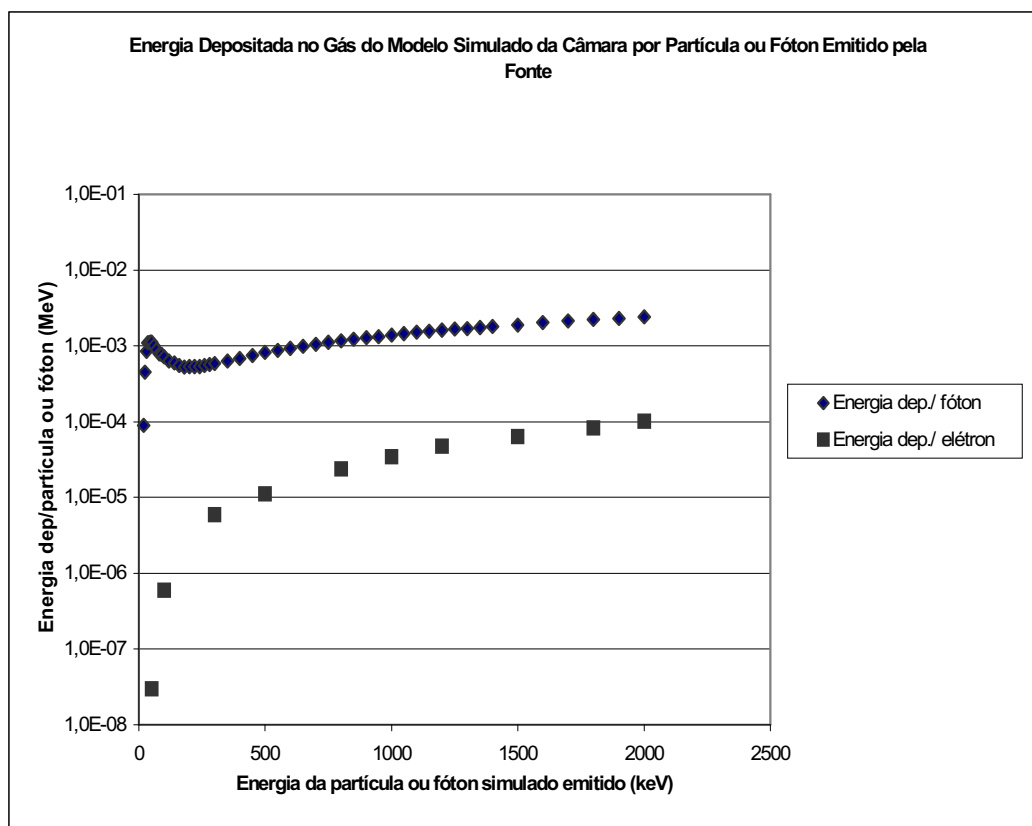


FIGURA 4.3: Energia depositada por fóton e por partícula (elétron) (em escala logarítmica) em função da energia emitida pela fonte, determinada pelo código MCNP4B para a câmara de ionização em estudo. A fonte usada no modelo é monoenergética.

É também mostrado que, para o modelo construído, a resposta a fótons cai a zero entre 10 keV e 20 keV, o que é corroborado pela informação provida pela CAPINTEC, fabricante do instrumento, que, para fótons com energia abaixo de 13 keV, o calibrador de dose não apresenta resposta.

Até 300 keV, a resposta para elétrons é muito pequena (pelo menos de duas a três ordens de grandeza menor) em comparação com aquela para fótons, e pequena até aproximadamente 2 MeV, sendo ao longo desta faixa analisada menor que a resposta para fótons pelo menos uma ordem de grandeza.

Esse comportamento do modelo computacional corrobora o fato do manual do calibrador de dose CAPINTEC, CRC-10BC, sequer mencionar a resposta para radiação β^- do instrumento. O fabricante fornece tabelas e uma curva típica de sensibilidade relativa ao Co-60 para fótons. De igual modo, as informações prestadas pelo fabricante sobre as fontes de referência usadas para controle de qualidade e usadas nas etapas experimentais deste estudo não mencionam para o Cs-137 e para o Co-60, que sofrem decaimento por emissão β^- , qualquer dado relativo as energias β^- emitidas, fazendo apenas as energias emitidas na forma de fótons (raios X e gama).

O apêndice A contém as informações sobre as energias consideradas para cada radionuclídeo utilizado. Observando-se a tabela A3, nota-se que tanto o Cs-137 quanto o Co-60 possuem três faixas de emissões β^- . As emissões β^- mais prováveis do Cs-137 possuem energia média de 174,32 keV e energia máxima de 513,97 keV, com probabilidade de emissão de 94,36 %; as do Co-60 possuem energia média de 95,77 keV e energia máxima de 318,97 keV, com probabilidade de emissão de 99,88 %. A faixa de energias mais elevada emitida pelo Cs-137, possui energia média de 416,26 keV e energia máxima de 1175,63 keV, com probabilidade de emissão de 5,64%. Para o Co-60; a faixa de energias β^- emitida mais elevada possui energia média de 625,87 keV e energia máxima de 1491,4 keV, como probabilidade de emissão de 0,12 %. Observando as figura 4.2 e 4.3, e a equação 4.1 para a energia depositada por partícula para elétrons, conclui-se que o modelo será muito pouco sensível às emissões β^- do Co-60 e pouco sensível às emissões do Cs-137.

Em vista disso, e consideradas as energias médias emitidas e as probabilidade de emissão associadas às emissões β^- em comparação com as energias e probabilidades de emissão de fótons dos radionuclídeos disponíveis, somente é analisado o comportamento da câmara de ionização e de seu modelo computacional para fótons, sendo concluído que a resposta a radiação β^- pode ser desconsiderada para os radionuclídeos disponíveis.

Fótons com energias menores que 14 keV ou probabilidade de emissão é inferior a 1% em presença fótons situados em energias próximas ou de maior sensibilidade com de probabilidades de emissão muito maiores não tem efeito significativo na resposta e não foram considerados. Em alguns casos porém, energias com probabilidade de emissão menores que 1% foram analisadas para comparação da resposta com as demais emitidas pelo radionuclídeo.

Como exemplo dessa situação, note-se o caso do Am-241, onde a energia de 59,5404 keV é a principal formadora da resposta da câmara. As energias 26,3446 keV e 17,045 keV representam contribuições menores, e as demais, pela sua baixa probabilidade de emissão, praticamente não interferem no valor do resposta da câmara.

4.2 – Resposta em energia da câmara

4.2.1 – Fatores de calibração para as fontes calibradas

Na tabela 4.2 são mostrados os valores de corrente produzidos experimentalmente para as diversas fontes calibradas, bem como os fatores de calibração e as incertezas associadas a estes. A atividade de referência foi calculada para a data dos ensaios a partir de dados medidos no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), conforme tabela A1.

TABELA 4.2: Fatores de calibração determinados experimentalmente para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão (fator de abrangência $k=1$).

Radionuclídeo	Atividade de Referência (MBq)	Corrente Medida (pA)	Fator de Calibração Experimental (pA/MBq)	Incerteza Fator de Calibração Experimental (pA/MBq)
Am-241	15,21	35,01	2,30	0,01
Ba-133	6,84	79,41	11,61	0,03
Ce-139	0,65	4,58	7,08	0,07
Co-57	1,63	5,27	3,22	0,03
Co-60	1,71	30,80	17,96	0,06
Cs-134	0,29	3,74	12,91	0,27
Cs-137	46,96	270,68	5,76	0,01
Cs-137	3,45	17,55	5,09	0,02
Mn-54	3,23	21,32	6,61	0,03
Y-88	0,66	11,88	17,91	0,15
Zn-65	0,92	3,92	4,24	0,09

Os valores encontrados são compatíveis com as respostas esperadas, conforme curva de sensibilidade relativa típica fornecida pelo fabricante do calibrador de dose CAPINTEC CRC-10BC.

TABELA 4.3: Fatores de calibração determinados por simulação com o MCNP4B para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão (fator de abrangência $k = 1$)

Radionuclídeo	Atividade de Referência (MBq)	Corrente Simulada (pA)	Fator de Calibração Simulado (pA/MBq)	Incerteza Fator de Calibração Simulado (pA/MBq)
Am-241	15,21	34,60	2,28	0,01
Ba-133	6,84	86,28	12,61	0,36
Ce-139	0,65	4,13	6,38	0,12
Co-57	1,63	6,16	3,77	0,10
Co-60	1,71	34,37	20,04	0,48
Cs-134	0,29	4,06	14,05	0,37
Cs-137	46,96	262,51	5,59	0,02
Cs-137	3,45	19,67	5,71	0,18
Mn-54	3,23	23,76	7,36	0,11
Y-88	0,66	13,67	20,62	0,98
Zn-65	0,92	4,44	4,80	0,20

Da mesma forma que para os valores medidos, os resultados da simulação tem comportamento compatível com o esperado, conforme curva de sensibilidade relativa fornecida pelo fabricante no manual do instrumento (similar a da figura 2.7).

TABELA 4.4: Fatores de calibração determinados experimentalmente e por simulação para a câmara de ionização usada no calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC. As incertezas estão calculadas para 1 desvio padrão.

Radionuclídeo	Fator de Calibração Experimental (pA/MBq)	Incerteza Fator de Calibração Experimental (pA/MBq)	Fator de Calibração Simulado (pA/MBq)	Incerteza Fator de Calibração Simulado (pA/MBq)	Diferença entre Fatores Relativa ao Fator Cal. Exp. (%)
Am-241	2,30	0,01	2,28	0,01	-0,9
Ba-133	11,61	0,03	12,61	0,36	8,6
Ce-139	7,08	0,07	6,38	0,12	-9,9
Co-57	3,22	0,03	3,77	0,10	17,1
Co-60	17,96	0,06	20,04	0,48	11,6
Cs-134	12,91	0,27	14,05	0,37	8,8
Cs-137	5,76	0,01	5,59	0,02	-3,0
Cs-137	5,09	0,02	5,71	0,18	12,2
Mn-54	6,61	0,03	7,36	0,11	11,3
Y-88	17,91	0,15	20,62	0,98	15,1
Zn-65	4,24	0,09	4,80	0,20	13,2

A comparação dos resultados obtidos para o fator de calibração experimental e o simulado mostra diferenças relativas entre esses resultados de até 17,1 %. O fator de calibração experimental é na maioria dos casos menor que o fator de calibração simulado. As diferenças observadas são provavelmente consequência de diferenças nas dimensões modelo elaborado em relação a câmara de ionização real.

4.2.2 – Sensibilidade relativa para as fontes calibradas

A sensibilidade é derivada da energia depositada por fóton ou partícula no meio de interesse, que para esse estudo é o gás argônio da câmara de ionização, em uma das energias emitidas por uma fonte. Possui a mesma dimensão do fator de calibração (A/Bq). Produz a corrente gerada pela câmara para uma dada energia quando multiplicada pelo número de fótons ou elétrons por unidade de tempo, que corresponde ao produto da atividade pela probabilidade de emissão associada à energia.

O termo fator de calibração é mais usado quando se fala da resposta completa considerando-se todas as energias e probabilidades de emissão associadas. Já o termo sensibilidade é usado para energias individuais e para o efeito de um único fóton ou elétron (o que equivale a uma atividade de 1 Bq e uma probabilidade de emissão de 100% para uma energia apenas).

A sensibilidade relativa é adimensional e é uma informação normalmente provida pelos fabricantes de instrumentos de medição de atividade. A sensibilidade relativa é informada em relação ao Co-60.

A sensibilidade relativa, figuras 4.4 e 4.5, é portanto, dada pela razão entre a energia depositada por fóton ou elétron para uma dada energia emitida pela fonte e a soma das energias depositadas por fóton ou elétron para as energias emitidas por uma fonte de Co-60.

A figura 4.4 foi elaborada com base nos dados gerados pelo código MCNP4B. A figura 4.5 foi elaborada a partir de dados experimentais e dos dados da sensibilidade relativa determinados com o código MCNP4B.

A sensibilidade relativa experimental é obtida, multiplicando as sensibilidades relativas simuladas pela razão entre o fator de calibração experimental e o fator de calibração simulado para cada radionuclídeo. Assim procedendo, faz-se com que o peso relativo das energias emitidas na formação da resposta total produzida de cada radionuclídeo seja o mesmo que aquela produzida na simulação. A possibilidade da simulação complementar informações não disponíveis a priori ou quando não se dispõe de dados experimentais com suficiente informação, constitui-se numa das aplicações vantajosas do MCNP4B. Nesse caso, a informação não suficientemente disponível é o peso relativo de cada energia na formação da resposta completa da câmara. Esses dados foram então obtidos a partir da simulação.

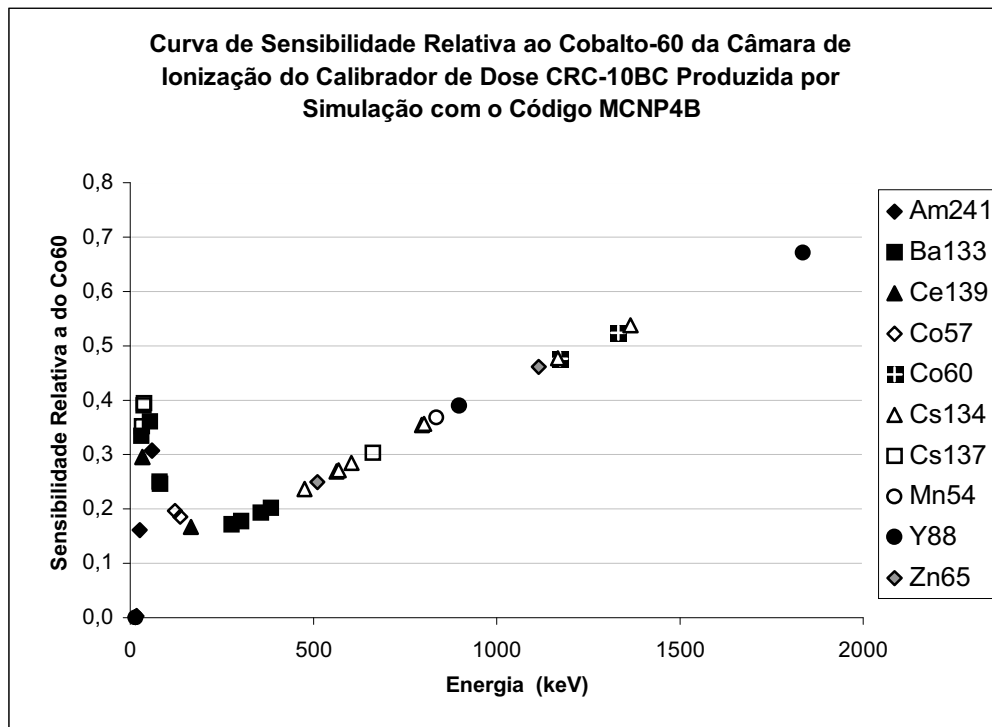


FIGURA 4.4: Sensibilidade relativa ao Co-60 produzida a partir da energia depositada por partícula emitida determinada com o código MCNP4B para as energias consideradas para os radionuclídeos utilizados.

A figura 4.4 guarda semelhança à figura 2.7, similar àquela descrita pela CAPINTEC para o calibrador de dose CRC-10BC.

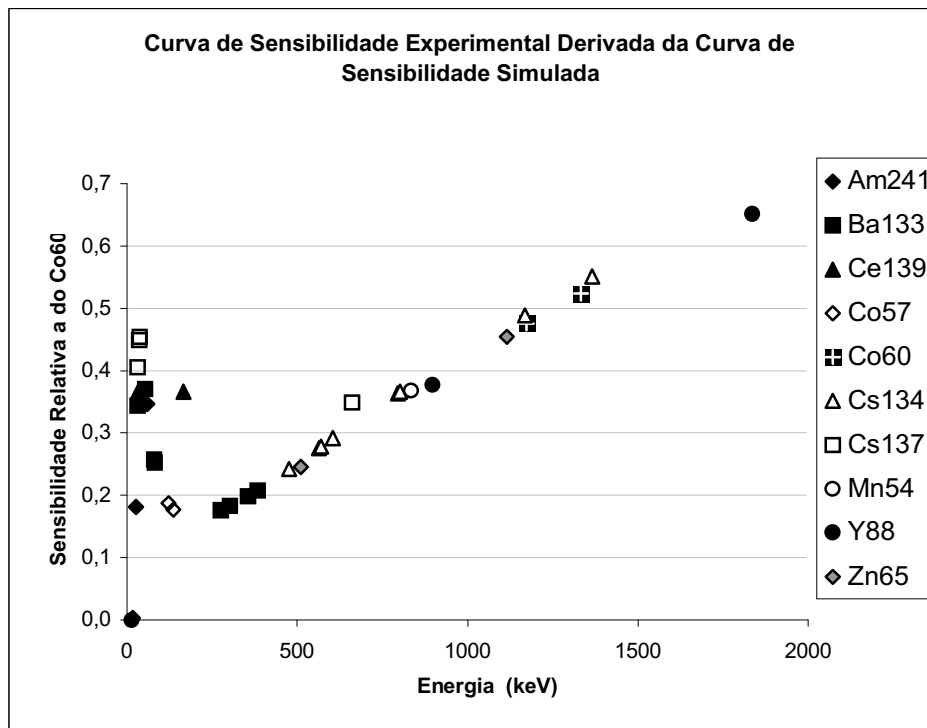


FIGURA 4.5: Sensibilidade Relativa ao Co-60 produzida multiplicando-se a sensibilidade relativa simulada (figura 4.4) pela razão entre o fator de calibração simulado e o fator de calibração experimental.

Os dados da figura 4.5 apresentam diferenças de valores para os da figura 4.4 e não ficaram tão bem distribuídos quando comparados com a figura 2.7, em especial na faixa de baixas energias, em decorrência de diferenças entre o modelo e a câmara de ionização. Contudo, constituem um conjunto de dados utilizável para analisar tendências e, dentro de uma tolerância de 20%, prever a resposta da câmara.

4.3 – Resposta em função da altura relativa ao fundo do poço

A câmara de ionização tipo poço apresenta uma importante dependência da geometria de medição. Em virtude disso torna-se necessário estudar a variação da resposta em função da variação da posição da fonte.

Na figura 4.6 é mostrada a variação de corrente produzida na câmara de ionização Capintec CRC 10BC para a fonte calibrada de Cs-137 em função da altura, em relação ao fundo do poço.

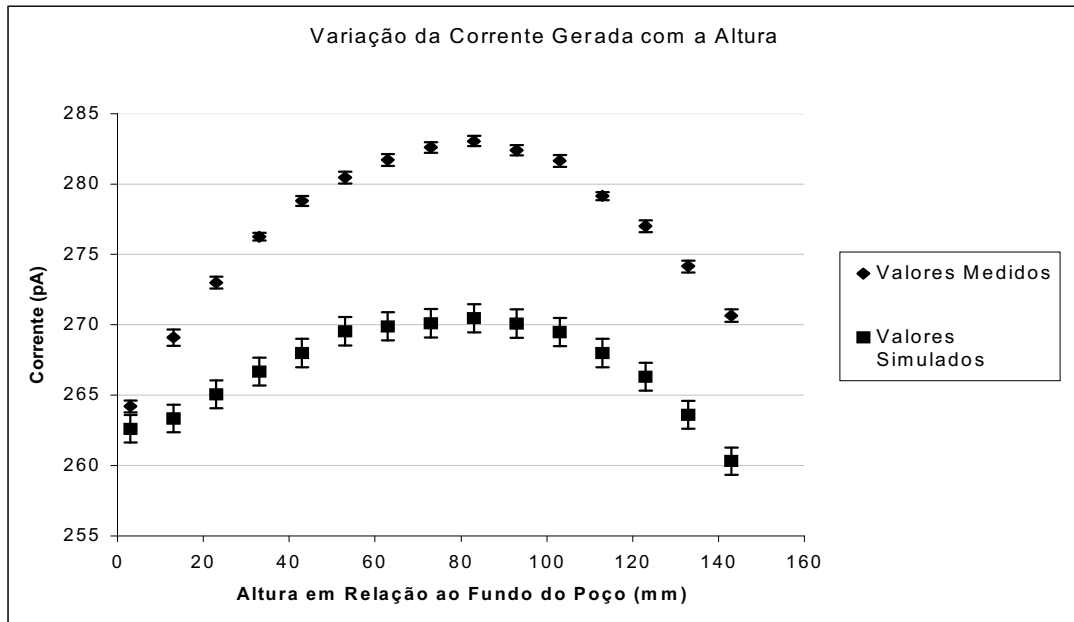


FIGURA 4.6: Variação da corrente produzida na câmara de ionização em função da altura, relativa ao fundo do poço, com a fonte de Cs-137, observada nos ensaios e na simulação. As incertezas indicadas correspondem a um desvio padrão.

Dessas curvas, observa-se que as correntes são menores quando a fonte é posicionada mais próxima ao fundo ou ao topo, tendo um máximo quando posicionada à meia-altura do poço.

Isso evidencia a provável existência de diferenças na corrente de resposta da câmara quando medindo seringas e frascos. Visto que os frascos são posicionados no fundo e, as seringas, próximas ao centro, a corrente para seringas deverá ser maior do que para frascos, o que implica em diferentes fatores de calibração para uma mesma atividade e um mesmo radionuclídeo.

Essa mesma característica é observada tanto na curva obtida com valores experimentais como naquela obtida com valores gerados por simulação. Cabe observar que ambas as curvas apresentam ordenada máxima em pontos próximos, e que a forma geral das curvas é aproximadamente a mesma, salvo próximo ao fundo do poço.

4.4 – Resposta para variação de posição, volume, e invólucro para o ^{123}I

A seguir são apresentados os resultados obtidos experimentalmente e por simulação dos fatores de calibração determinados para o iodo-123 em uma solução, quando efetuando diluição da solução no frasco contendor com água, e quando transferindo o conteúdo do frasco para diferentes seringas.

Nas figuras 4.7 a 4.9 são mostrados os efeitos de transferência do conteúdo do radiofármaco iodo-123 do frasco para seringa, bem como da variação de volume do frasco, mantida a atividade. Observa-se que, apesar de haver resíduo no frasco, ou seja, há menos material radioativo na seringa do que no frasco, a corrente de resposta é maior para a seringa, convalidando a resposta em função da posição no poço.

A constatação de que as variações de volume nos frascos produzidas pela adição de água não provocam variações significativas na corrente produzida pela câmara de ionização torna aceitável estimar a atividade transferida do frasco para a seringa pela medição da atividade residual no frasco após haver sido realizada a transferência de seu conteúdo para a seringa.

Os resultados confirmam as previsões de que as seringas apresentariam, para atividades próximas e volumes aproximadamente iguais, maior resposta da câmara em decorrência do posicionador de fontes da CAPINTEC colocar as seringas acima da região dos frascos. Também como consequência do comportamento da curva de variação da resposta com a altura, pequenas variações de volumes nos frasco não provocam variações relevantes na resposta da câmara.

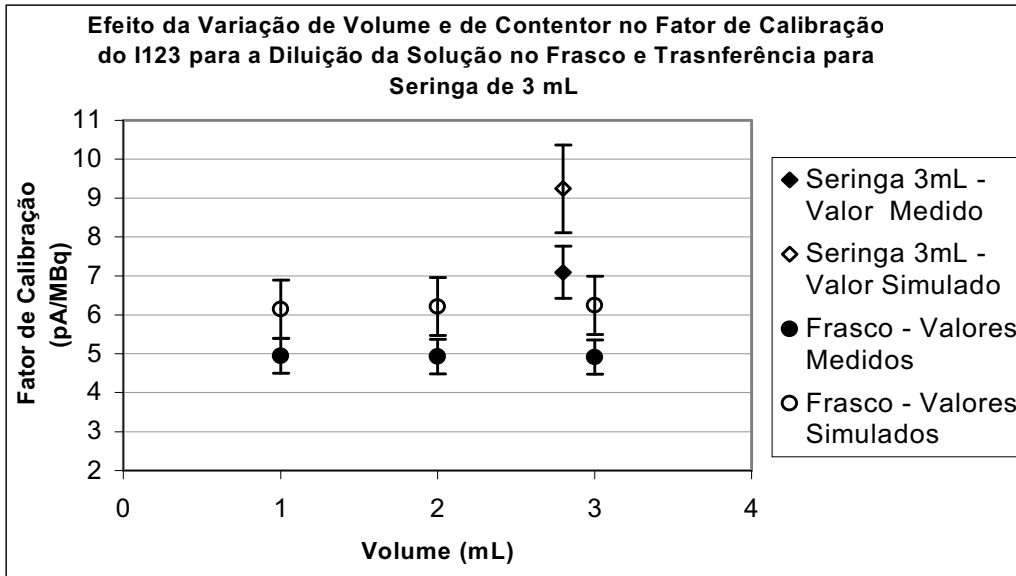


FIGURA 4.7: Efeito de variação de volume no primeiro de três frascos de mesmo tipo e da transferência para uma seringa de 3 mL, onde a solução aquosa com a fonte ocupou a quase totalidade do volume disponível na seringa. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.

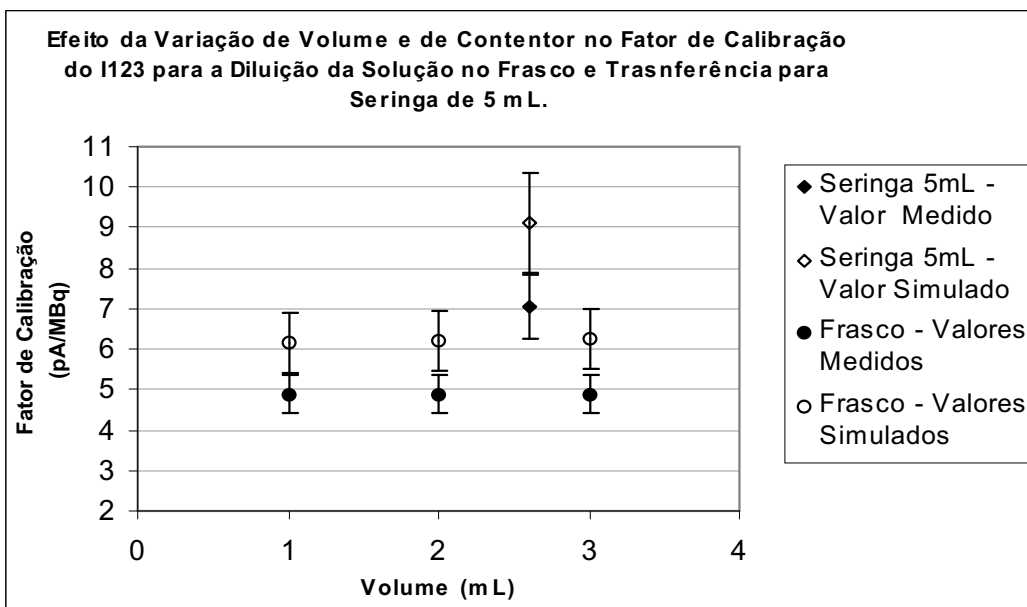


FIGURA 4.8: Efeito da variação de volume do segundo de três frascos de mesmo tipo e da transferência de seu conteúdo para uma seringa de 5 mL. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.

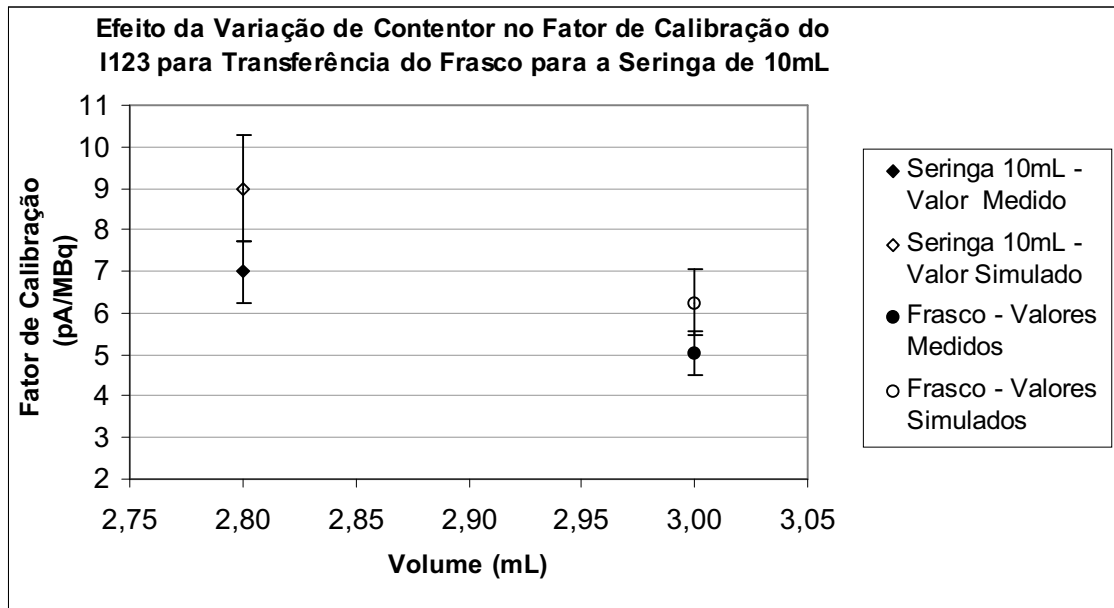


Figura 4.9: Efeito da transferência do conteúdo do terceiro de três frascos de mesmo tipo para uma seringa de 10 mL. Foi usado o posicionador da CAPINTEC.

As pequenas variações observadas na resposta da câmara para variações de volume mantendo a atividade para o frasco de 10 mL permitem determinar o volume transferido do frasco para a seringa pela medição da atividade residual do frasco.

A simulação foi capaz de acompanhar a tendência dos dados experimentais mostrando a necessidade de se dispor de mais de um fator de calibração para o mesmo radioisótopo, medido sob condições diferentes de invólucro e de posição. Permite também prever a resposta da câmara dentro de uma tolerância de 20%.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

A câmara de ionização usada no instrumento Calibrador de Dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC foi ensaiada, obtendo-se sua resposta em energia, a resposta para variação da altura da fonte para o cézio-137 e a resposta para o iodo-123 em três casos de situação similar às encontradas em serviços de medicina nuclear quando é recebido em frascos e transferido para seringas, implicando numa variação de invólucro e de altura da fonte. Essa câmara foi modelada e simulada juntamente com os invólucros, usando a técnica de Monte Carlo implementada no código MCNP4B. Os resultados da simulação foram então comparados com os obtidos nos ensaios.

5.1 – Conclusões

O modelo construído representa aproximadamente o objeto real, a câmara de ionização do calibrador de dose CAPINTEC, modelo CRC-10BC.

As simulações indicam que o modelo construído se aproxima ao objeto real, permitindo a identificação de tendências como no caso das transferências de frasco para seringa do iodo-123 e da variação com altura da resposta da câmara. Permite também, de forma aproximada, antecipar a resposta da câmara a diferentes radionuclídeos, dentro de uma incerteza relativa da ordem de 20%. As discrepâncias observadas são maiores que os valores reportados na literatura, entretanto pode se considerar que se situam dentro das possibilidades impostas pelas dificuldades encontradas para dimensionar a câmara de ionização e para estabelecer a composição precisa dos materiais usados nos componentes modelados.

Na literatura analisada, o modelamento das câmaras de ionização simuladas foi feito com base em informações fornecidas pelos fabricante ou obtidas na literatura. Apesar disso, em mais de um trabalho foram realizadas medições de imagens radiográficas simples ou tomográficas para confirmar os dados disponíveis, tendo sido em um dos trabalhos efetuado o desmonte de uma câmara de mesmo modelo.

A construção do modelo computacional para o MCNP4B realizada para este estudo foi trabalhosa. A obtenção dos dados sobre a composição de certos materiais foi difícil e em alguns casos inviável por falta de cooperação dos fabricantes. Para esses casos foram usadas composições disponíveis na literatura, junto a fabricantes de materiais similares ou de mesmo tipo e uso, ou obtidas por análise de materiais empregados em componentes similares. Um exemplo disso foi a composição de material usada para os isoladores, derivada de forma aproximada da composição dos isoladores cerâmicos empregados na câmara LND 509.

A determinação das dimensões da câmara por análise de imagens radiográficas com o código Photopaint, versão 9, integrante do Corel Draw não atingiu o mesmo grau de exatidão obtido com a câmara LND 509 em virtude da câmara usada no modelo CRC-10BC apresentar certas características que limitaram a qualidade das imagens na parte inferior da câmara. Nessa região, a câmara possui uma estrutura para montagem que aumenta consideravelmente a espessura a ser atravessada pela radiação, e um anel delgado interno de difícil visualização. Isso implicou na geração de uma imagem radiográfica pouco nítida nessa região em comparação com as imagens obtidas para a câmara LND 509, tornando menos confiáveis as medições. O aumento da intensidade do feixe de raios X ou do tempo de exposição acarreta em uma perda de definição nas regiões mais delgadas onde se encontram as referências principais usadas para as medições.

O uso de duas ou mais imagens produzidas com a câmara na mesma posição, para permitir o uso do mesmo fator de conversão *cm/pixel*, produzidas com diferentes características de feixe (intensidade e tempo de exposição) e o uso de uma referência externa de material mais espesso provavelmente melhoraram a qualidade das medições, mas não se conseguiu repetir condições similares às obtidas para a câmara LND 509.

Em se considerando erros no dimensionamento da parte inferior da câmara, acrescido ao fato do equipamento usado para a geração das imagens não permitir uma visualização completa da câmara ao longo de seu eixo, pode-se ter um erro de dimensionamento da altura interna da câmara o que acarretaria em um volume incorreto de gás.

A verificação da presença de distorções na imagem foi feita quando duas referências externas eram visualizadas, medindo-se uma referência externa com base na outra. Isso porém, não foi viável em todas as imagens.

A técnica de dimensionamento por análise de imagem radiográfica com o código Photopaint, contudo, se constituiu num enorme facilitador para os trabalhos. A capacidade provida pelo Photopaint de ampliação, melhoria dentro de certos limites da definição da imagem, posicionamento e registro de linhas de marcação para medição, sobretudo, viabilizaram uma medição com qualidade aceitável para os estudos desenvolvidos.

Na modelagem dos frascos, seringas e da câmara de ionização foram adotadas simplificações que buscaram não alterar o comportamento do modelo simulado. Procurou-se, nessas peças, um desenho bem representativo do modelo real ao longo das paredes verticais, paralelas ao eixo do poço e em contacto com a fonte de radiação e realizando simplificações nas partes superior e inferior dessas peças. Apesar das discrepâncias encontradas, as simplificações foram de pequena monta, sendo pouco provável que tenham tido relevância para os resultados encontrados.

O código MCNP4B foi particularmente útil para a realização da simulação objetivada. Dos códigos disponíveis, ao início dos estudos para a simulação, EGS4 e MCNP4B, este era o único que possuía uma ferramenta que possibilita a visualização em cortes das partes construídas, o que minimiza o esforço de construção e correção da geometria simulada. Essa ferramenta, contudo, está muito distante de apresentar os padrões atuais de uma interface gráfica. Visando a corrigir essa deficiência, existe disponível um código denominado SABRINA, que não foi utilizado ou avaliado neste trabalho, que tem a finalidade produzir códigos compatíveis com a codificação do MCNP4B utilizando uma interface gráfica mais amigável.

O MCNP4B, é um código programável em linguagem de comandos, o que não demanda conhecimentos específicos de programação para sua utilização. Não permite, diretamente em princípio, acesso à codificação interna. Embora a restrição de acesso à programação interna não seja total, é comentado no manual que há modo de acessar determinadas rotinas e algoritmos internos, isso não representou qualquer obstáculo ao trabalho desenvolvido. A restrição à codificação interna pode vir a representar limitação a melhor adequação a um problema específico mas o conjunto de opções de geração de resultados disponível é razoavelmente amplo.

O MCNP4B já vem com ferramentas de análise estatística de resultados e estimativa de incerteza relativa a um desvio padrão que foram úteis na avaliação da qualidade desses resultados e facilitaram a aplicação de ações para melhorar o

desempenho do código, tais como corrigir o número de interações ou redefinir o modo como a geometria foi construída.

Outro ponto importante é proporcionado pela diversidade de opções disponíveis para a definição das características da fonte, por meio do comando SDEF, que no caso do presente estudo permitiu a definição de fontes isotrópicas, volumétricas monoenergéticas e multienergéticas com probabilidades de emissão associadas, representando de forma mais próxima o comportamento de uma fonte real.

Em todos os trabalhos estudados sobre a simulação de câmaras de ionização, a informação desejada dos códigos usados é a energia depositada no gás argônio pelos fótons e elétrons gerados pela fonte diretamente ou em decorrência de espalhamento. O MCNP4B possui um resultado, *tally *F8*, que produz como saída a energia depositada em um volume por fótons e elétrons, portanto ajustando-se plenamente ao necessário para a simulação da câmara de ionização. Esse mesmo resultado também foi adotado em outros trabalhos de simulação de câmaras de ionização com o MCNP4B e MCNP4C.

5.2 – Sugestões

São relacionadas abaixo algumas sugestões de estudos em continuidade àqueles aqui desenvolvidos e outros relativos a estudos de simulação pelas técnicas de Monte Carlo em geral.

Visando a comparar o desempenho e características específicas dos diversos códigos de simulação que utilizam o método de Monte Carlo, simular o mesmo dispositivo com o uso outros códigos de simulação, dando preferência, contudo, àqueles que disponham de interfaces gráficas capazes de permitir a visualização da geometria implementada.

Estudar um modelo de câmara de ionização ou de outro detector a gás que leve em conta o aumento da recombinação em regiões onde o campo elétrico não é suficientemente elevado para permitir a coleta de todas as cargas geradas.

Estudar as impurezas radionuclídicas presentes nos radiofármacos utilizados no país.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALEISSA, K. A. “Energy response simulation of 4π gamma ionization chambers using Monte Carlo technique”, *Med. Phys.*, 29 (12), 2002.
- AMIOT, M. N. “Calculation of ^{18}F , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{111}In and ^{123}I calibration factor using the Penelope ionization chamber simulation method”, *Appl. Radiat. Isot.*, www.sciencedirect.com, acesso em 10 dez 2004.
- AUDI, G., WAPSTRA, A. H., THIBAULT, C., “The AME2003 atomic mass evaluation (II). Tables, graphs and references”, *Nuclear Physics A*, v. 729, pp. 337 – 676, 2003.
- BÉ, M. M., DUCHEMIN, B., DEBERTIN, K., SCHÖNFELD, E., *Table de Radionucléides*, BMN – CEA/DTA/LPRI, 1999.
- BREDA, F. J., PÉREZ, H. E. B., VIEIRA, J. M. “Projeto, construção e testes de câmara de ionização de poço para detecção de radiação beta e gama”. *In: III Congresso Geral de Energia Nuclear*, pp. 75-81, Rio de Janeiro, 22-27 abr 1990.
- BRIESMEISTER, J.F. (Editor), *MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 4B*, LA-12625-M, Version 4B, Manual, 1997.
- CALHOUN, J. M., GOLAS, D. B., HARRIS, S. G. “Effects of varying geometry on dose calibrator response: cobalt-57 and technetium-99m”, *J. Nucl. Med.*, v. 28, pp. 1478-1483, 1987.
- FIRESTONE, B., SHIRLEY, V. S. (Editor), CHU, S. Y. F., (CD ROM Editor), “Table of Isotopes”, CD ROM Edition, Version 1.0, LBL, Wiley-Interscience, March 1996.
- GOSTELY, J. J., LAEDERMANN, J. P. “Simulation of the response of the IG11 $4\pi\gamma$ ionization chamber using GEANT Monte Carlo code”, *Appl. Radiat. Isot.*, v. 52, pp. 447-453, 2000.
- IWAHARA, A. SILVA, C. J., SALATI, I., et al. *Metrologia de Radionucléidos*. IRD – CNEN, 1994.
- KLEEVEN, W. J. G. M., WIJNHOFEN, G. P. J. “Effect of electrode coating on the response curve of dose calibrators for nuclear medicine: a computer simulation study”, *Nucl. Instr. Meth.*, v. A237, pp. 604-609, 1985.
-

- KNOLL, G., F., *Radiation Detection and Measurement*. 3 ed. New York, John Wiley & Sons, 2000.
- MAIA, F. J., *O Vidro e sua Fabricação*, 1 ed., Rio de Janeiro, Interciência, 2003.
- MARINHO, J. R. D., *Macromoléculas e Polímeros*, 1 ed., Barueri, Manole, 2005.
- MICHOTTE, C., “Efficiency curve of the ionization chamber of the SIR”, *Applied Radiation and Isotopes*, v. 56, pp. 15 – 20, 2002.
- OLŠOVCOVÁ, V., “Activity measurements with radionuclide calibrators in the Czech Republic”, *Applied Radiation and Isotopes*, v. 60, 2004.
- PRASAD, K. R., ALEX, M., BALAGI, V., DIGHE, P. M. “Isotope calibrator ionization chamber for low energy gamma emitters”, *Appl. Radiat. Iso*, v. 48, n. 7, pp. 969-971, 1997.
- PRASAD, K. R., BALAGI, V., DIGHE, P. M., *et ali*, “Pressurized ion chamber for low energy radiation monitoring”, *Radiation Measurements*, v. 27, n. 4, pp. 593-598, 1997.
- RYTZ, A., “The International Reference System for Activity Measurements of γ -Ray Emitting Nuclides”, *Int. J. of Appl. Radiat. Isot.*, 34:8, pp. 1047 – 1056, 1983.
- SCHRADER, H., *Activity measurements with ionization chambers*. Monographie BIPM-4, Bureau International des Poids et Mesures, Sevres, 1997.
- SUZUKI, H., SIBAIKE, K., HASHIMOTO, H. *et al.*, “Analysis of $4\pi\gamma$ ionization chamber response using EGS4 Monte Carlo code”, *Appl. Radiat. Isot.*, v. 49, n. 9-11, pp. 1245-1249, 1998.
- SVEC, A., SCHRADER, H., “Fitting methods for constructing energy-dependent efficiency curves and their applications to ionization chamber measurements”, *Appl. Radiat. Isot.*, v 56, pp. 237 – 243, 2002.
- TSOULFANIDIS, N., *Measurement and Detection of Radiation*. 2 ed. Washington, Taylor and Francis, 1995.
- TYLER, D. K., WOODS, M. J., *Syringe calibration factors and volume correction factors for the NPL Secondary Standard Radionuclide Calibrator*. NPL Report CIRM 56, Sept 2002.

-
- VALLEY, J. F., BULLING, S., LERESCHE, M. *et. ali.* “Determination of the efficiency of commercially available dose calibrators for β -emitters”, *J. Nucl. Technol*, v. 31, n. 31, pp. 27-32, 2003.
- VISMES, A., AMIOT, M. N., “Towards absolute activity measurements by ionisation chambers using the PENELOPE Monte Carlo code”, *Appl. Radiat. Isot.* v. 59, pp. 267-272, 2003.
- WOODS, M. J., MUNSTER, A. S., SEPHTON, J.P., LUCAS, S.E.M., WALSH, C. P., “Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator for ^{32}P , ^{88}Sr and ^{90}Y ”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A 369, pp. 698 – 702, 1996.
- WOODS, M. J., BAKER, M., “Estabilishing equivalence for activity standards of short-lived radionuclides using the NPL secondary standard radionuclide calibrator”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A 369, v. 60, pp. 698 – 702, 2004.
- WOODS, M. J., MUNSTER, A. S., SEPHTON, J.P., LUCAS, S.E.M., WALSH, C. P., “Calibration of the NPL secondary standard radionuclide calibrator for ^{32}P , ^{88}Sr and ^{90}Y ”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A 369, pp. 698 – 702, 1996.
- ZIMMERMAN, B. E., CESSNA, J. T., DORTON, J. A., “Experimental investigation of dose calibrator response for ^{125}I brachytherapy solutions contained in 5mL plastic syringes and 2 mL conical glass v-vials as a function of filling mass”, *Med. Phys.*, v. 7, n. 7, pp. 1547-1555, 2002.
- ZIMMERMAN, B. E., CESSNA, J.T., MILLICAN M.A., “Experimental determination of calibration settings for plastic syringes containing solutions of ^{90}Y using commercial radionuclide calibrators”, *Applied Radiation and Isotopes*, v.60, pp. 511 – 517, 2004.

APÊNDICE A

São apresentadas neste apêndice os dados relativos a energias, probabilidades de emissão, e tempos de meia-vida considerados para os radionuclídeos usados.

As informações apresentadas neste apêndice foram obtidas nas referências FIRESTONE, B., 1996; BÉ, M. M., DUCHEMIN, B., *et al*, 1999; e junto ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD.

TABELA A1: Fontes radioativas seladas, atividades e incertezas associadas para dois desvios-padrão (fator de abrangência $k=2$) usadas nos ensaios de caracterização da resposta da câmara de ionização.

Radionuclídeo	Fabricante	Invólucro	Atividade Total (MBq)	Incerteza (MBq) ($k=2$)	Data Medição
Am-241	IPL	ampola	15,272	0,028	27/03/02
Ba-133	CAPINTEC	frasco plástico	9,657	0,261	13/09/99
Ce-139	IPL	ampola	2,308	0,040	26/03/04
Co-57	CAPINTEC	frasco plástico	196,840	4,741	12/10/99
Co-60	CAPINTEC	frasco plástico	3,707	0,074	22/01/04
Cs-134	IPL	ampola	0,737	0,017	20/02/02
Cs-137	IPL	ampola	54,840	0,036	05/03/98
Cs-137	CAPINTEC	frasco plástico	3,863	0,112	13/12/99
Mn-54	IPL	ampola	5,266	0,059	27/04/04
Y-88	IPL	ampola	0,875	0,037	22/10/04
Zn-65	IPL	ampola	1,601	0,059	24/05/04

TABELA A2: Energias e probabilidades de emissão (PE) consideradas para as simulações com o código MCNP4B.

Radionuclídeo	Emissões de Fótons Energia (keV)	P E (%)	Notas
Am-241	17,045	37,6	(a) (b)
	26,3446	2,4	
	59,5409	35,78	
Ba-133	30,8508	96,8	(a) (b)
	53,1622	2,14	
	79,6142	2,65	
	80,9979	32,9	
	276,3989	7,16	
	302,8508	18,34	
	356,0129	62,05	
	383,8485	8,94	
Ce-139	33,0344	22,5	(a)
	33,4421	41,2	(a)
	165,857	79,9	
Co-57	14,41295	9,15	
	122,06065	85,51	
	136,47356	10,71	
Co-60	1173,288	99,85	
	1332,492	99,9826	

Notas:

(a): raios X;

(b): valor médio.

Tabela A2– Energias e probabilidades de emissão (PE) consideradas para as simulações com o código MCNP4B (Continuação).

Radionuclídeo	Emissões de Fótons Energia (keV)	P E (%)	Notas
Cs-134	475,34	1,5	(a)
	563,23	8,38	
	569,32	15,39	
	604,69	97,63	
	795,84	85,52	
	801,93	8,7	
	1167,92	1,792	
	1365,16	3,015	
Cs-137	32,0618	5,54	(a) (b)
	36,4457	1,055	(a) (b)
	37,3317	0,266	(a) (b)
	661,657	84,99	
I-123	27,3781	70,67	(a) (b)
	31,1044	13,16	(a) (b)
	31,7623	2,86	(a) (b)
	158,97	83,25	
	528,96	1,28	
Mn-54	834,838	99,9746	
Y-88	14,1422	50,5	(a) (b)
	898,036	93,9	
	1836,052	99,32	
Zn-65	511	2,84	
	1115,539	50,6	

Notas:

(a): raios X;

(b): valor médio.

TABELA A3: Energias e probabilidades de emissão (PE) para as emissões beta menos dos principais emissores dentre os radionuclídeos usados.

Radionuclídeo	Energia Média (keV)	Energia Máxima (keV)	P E (%)
Co-60	95,77	318,2	99,88
	274,93	665,3	0,002
	625,87	1491,4	0,12
Cs-137	174,32	513,97	94,36
	300,57	892,1	0,00061
	416,26	1175,63	5,64

TABELA A4: Tempos de meia-vida dos radionuclídeos de meia-vida longa com incertezas associadas para um desvio padrão.

Radionuclídeo	Tempo de Meia-Vida (anos)	Incerteza (anos)	Tempo de Meia-Vida (dias)	Incerteza (dias)
Am-241	432,7	0,5	158040,4298	182,6213
Ba-133	10,5	0,1	3835,0462	36,5242
Ce-139	-	-	137,64	0,03
Co-57	-	-	271,77	0,1
Co-60	5,271	0,001	1925,1932	0,3652
Cs-134	2,066	0,001	754,5910	0,3652
Cs-137	30,15	0,02	11012,0614	7,3048
Mn-54	-	-	312,2	0,1
Y-88	-	-	106,62	0,02
Zn-65	-	-	244,26	0,26

TABELA A5: Tempos de meia-vida dos radionuclídeos de meia-vida curta e incertezas associadas para um desvio padrão.

Radionuclídeo	Tempo de Meia-Vida (horas)	Incerteza (horas)
I123	13,21	0,03

APÊNDICE B

São apresentadas neste apêndice os materiais usados, detalhando os materiais compostos, nos modelos elaborados para simulação da câmara de ionização usada no calibrador CAPINTEC, modelo CRC-10BC.

As informações apresentadas neste apêndice foram obtidas principalmente nas referências FIRESTONE,B., 1996; AUDI, G.,*et al.*, 2003; MAIA, 2003; MARINHO, 2005; Boletim de Análise IEN 03/2005.

TABELA B1: Composição considerada para os materiais plásticos.

Material	Densidade (g/cm ³)	Fração Atômica		
		H	C	O
Acrílico	1,18	0,53333	0,33333	0,13333
Borracha	2,3	0,36	0,64	
Epóxi	1,15	0,48780	0,43902	0,07317
Poliestireno	1,05	0,5	0,5	
Polietileno	0,921	0,66667	0,33333	
Polipropileno	0,9	0,66667	0,33333	

TABELA B2: Composição considerada para o ar atmosférico.

Material	Densidade (g/cm ³)	Fração Atômica		
		N	O	Ar
Acrílico	0,001293	0,755	0,232	0,013

TABELA B3: Composição considerada para o vidro.

Material	vidro
Densidade (g/cm ³)	2,25
Frações Atômicas	
B	0,04
Si	0,25167
Na	0,04
Al	0,022
Ca	0,01
Ba	0,005
O	0,63133

TABELA B4: Composição considerada para o material cerâmico.

Material	cerâmica
Densidade (g/cm ³)	2,46
Frações Atômicas	
Mg	0,2
Si	0,13333
Al	0,020
Na	0,03333
O	0,51333

TABELA B5: Composição considerada para o aço inoxidável.

Material	aço inoxidável
Densidade (g/cm ³)	8
Frações em Massa	
C	0,0008
Si	0,01
P	0,00045
S	0,0003
Cr	0,19
Mn	0,02
Ni	0,09
Fe	0,6877

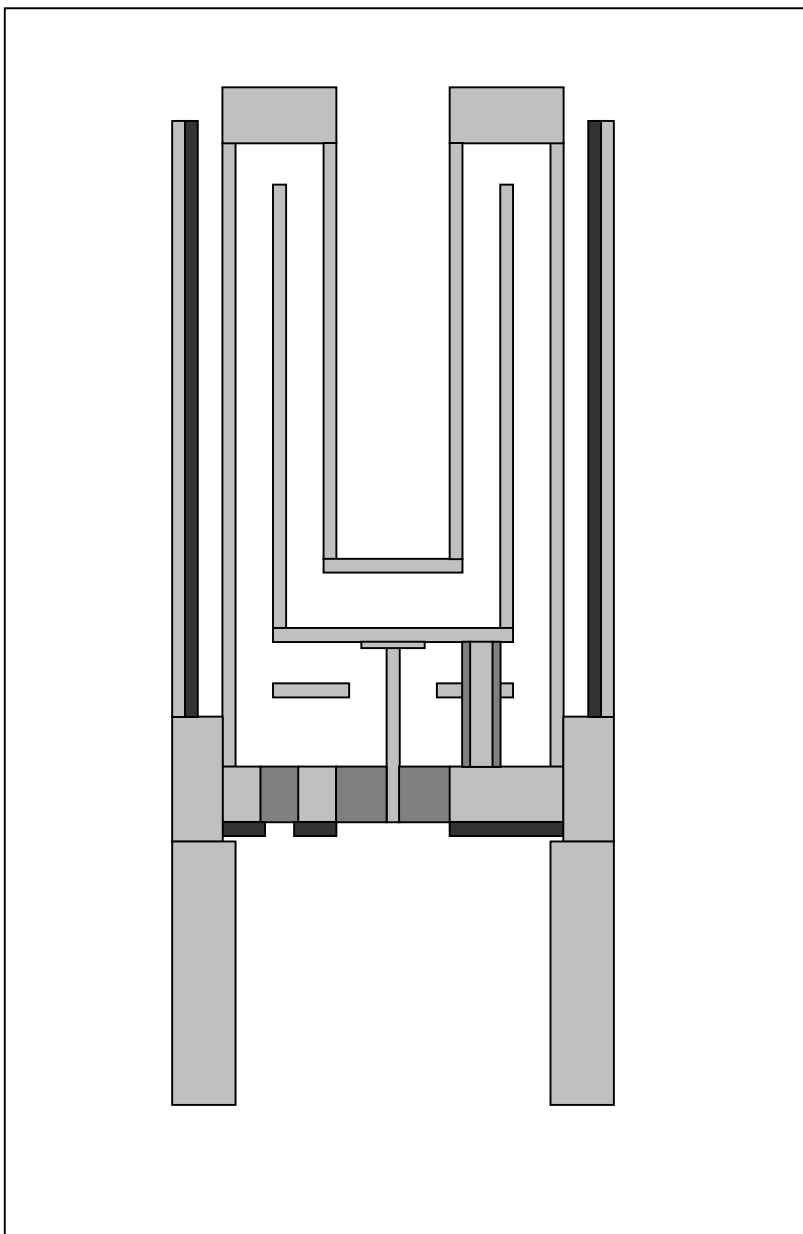


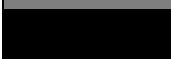


FIGURA B1: Vista em corte axial com a localização dos materiais sólidos do modelo da câmara de ionização construído para simulação.

A localização dos materiais sólidos usados no modelo para simulação está apresentada na figura B1, conforme o significado para as cores apresentado abaixo:

	: alumínio,
	: cerâmica,
	: chumbo.

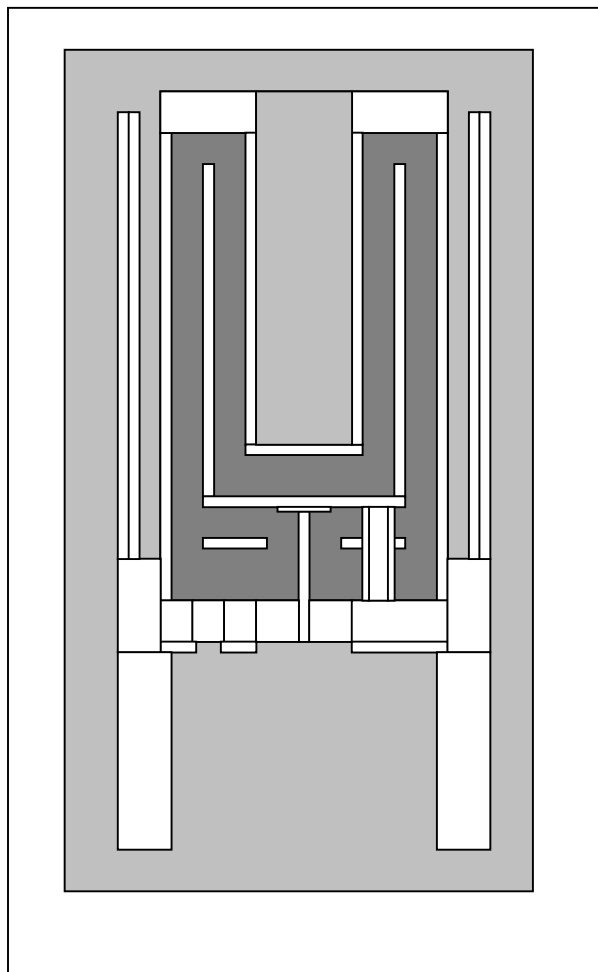
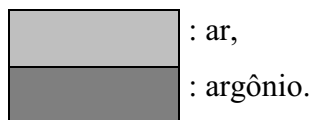


FIGURA B2: Vista em corte axial com a localização dos materiais gasosos do modelo da câmara de ionização construído para simulação.

A localização dos materiais gasosos usados no modelo para simulação está apresentada na figura B2, conforme o significado para as cores apresentado abaixo:



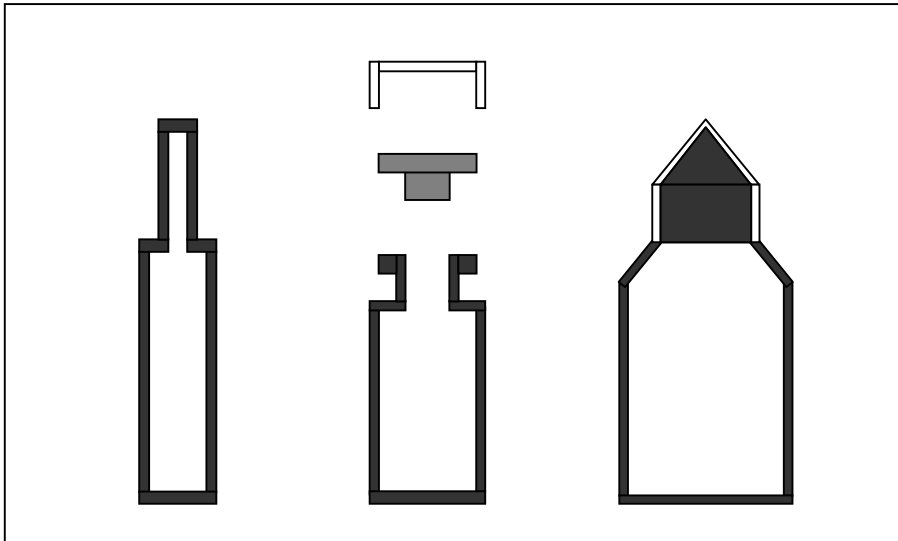


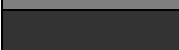


FIGURA B3: Vista em corte axial com a localização dos materiais usados nos modelos, respectivamente da esquerda para a direita, de ampola, frasco de vidro e frasco de plástico.

A localização dos materiais usados nos modelos de ampola e frascos usados no modelo para simulação está apresentada na figura B3, conforme o significado para as cores apresentado abaixo:

	: alumínio (frasco de vidro); poliestireno(frasco de plástico).
	: borracha
	: vidro (frasco de vidro e ampola); polietileno(frasco de plástico)

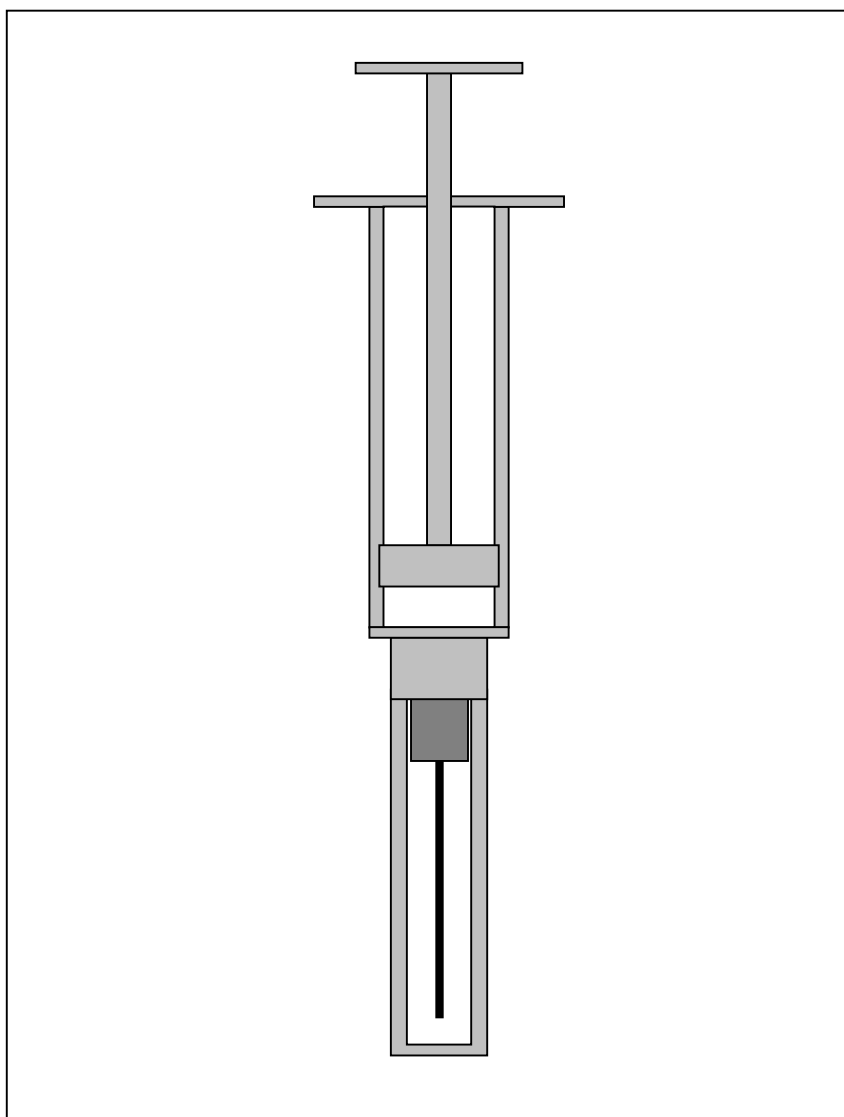

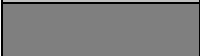
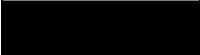


FIGURA B4: Vista em corte axial com a localização dos materiais usados nos modelos de seringa construídos para simulação.

A localização dos materiais usados nos modelos seringa (3 mL, 5mL e 10mL) usados no modelo para simulação está apresentada na figura B4, conforme o significado para as cores apresentado abaixo:

	: polietileno
	: polipropileno
	: aço inoxidável

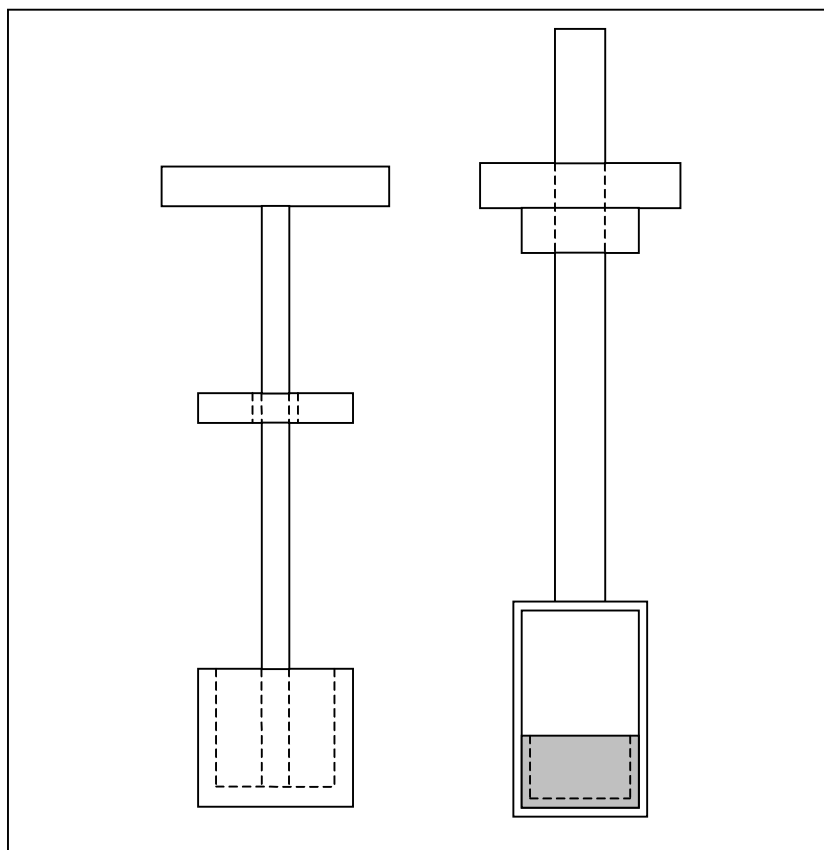
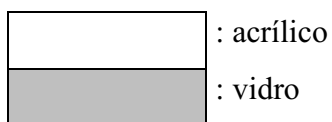


FIGURA B5: Vista com a localização dos materiais usados nos modelos dos posicionadores de fontes da CAPINTEC (à esquerda) e do IRD (à direita), construídos para simulação.

A localização dos materiais usados nos modelos de posicionadores de fonte usados nos modelos para simulação está apresentada na figura B5, conforme o significado para as cores apresentado abaixo:



APÊNDICE C

Neste apêndice apresenta-se a posição das fontes dentro dos modelos construídos para simulação e se fornece algumas dimensões físicas relevantes para a simulação.

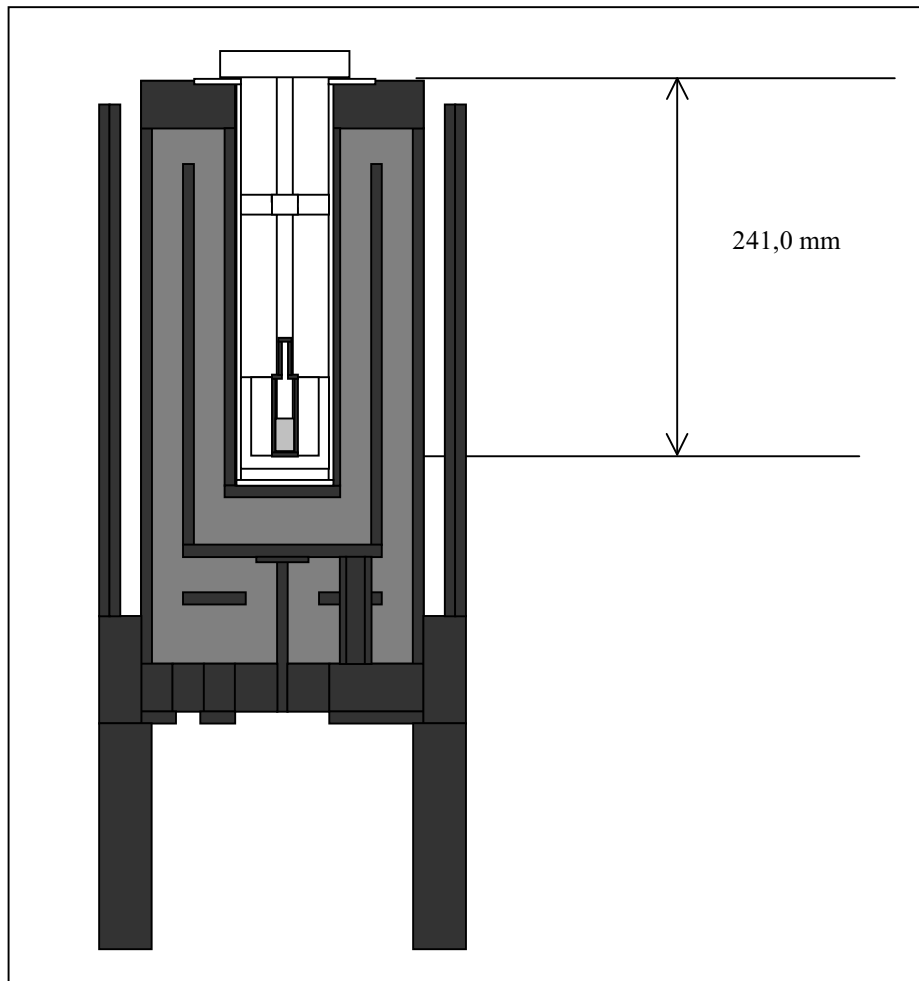


Figura C1: Distância entre o topo da câmara e a base do invólucro da fonte para o posicionador CAPINTEC para frascos e ampolas. Na figura está representada uma ampola. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.

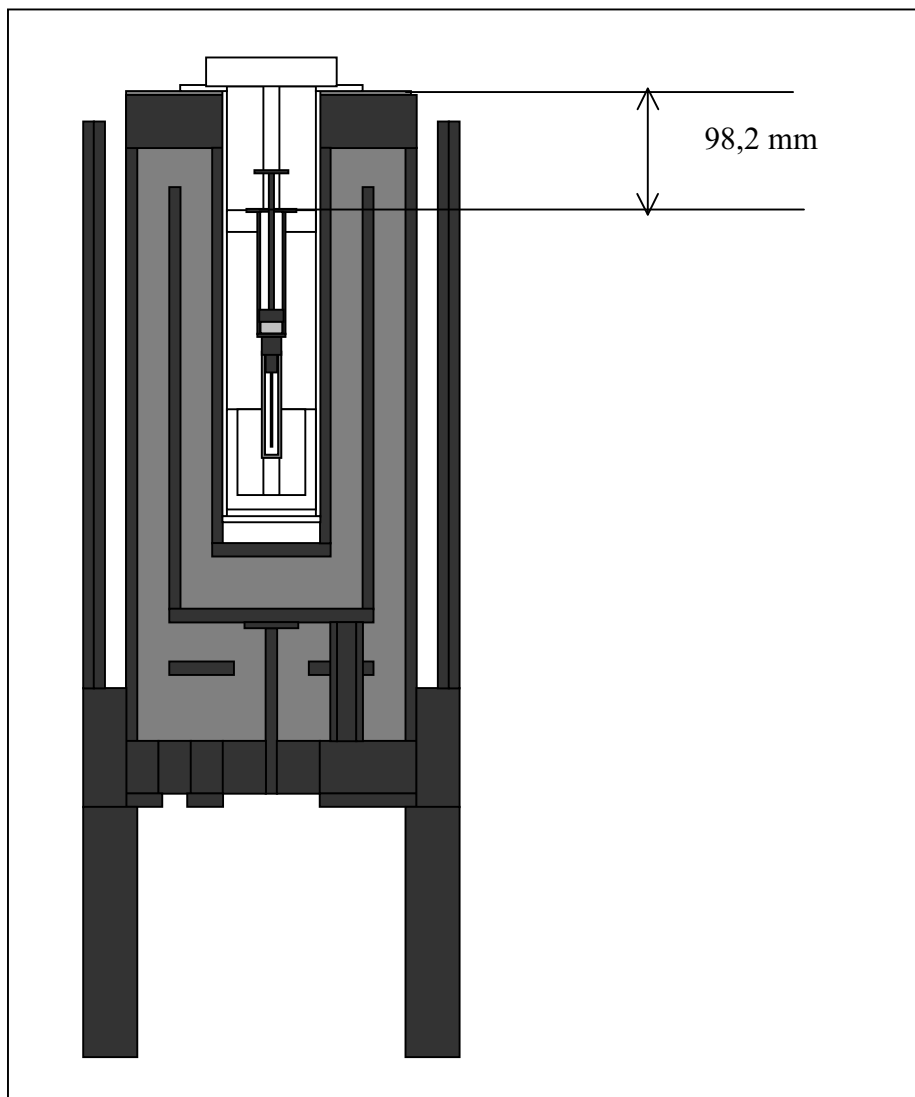


Figura C2: Distância entre o topo da câmara e o topo da peça de suporte de seringas para o posicionador CAPINTEC. Na figura está representada uma seringa. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.

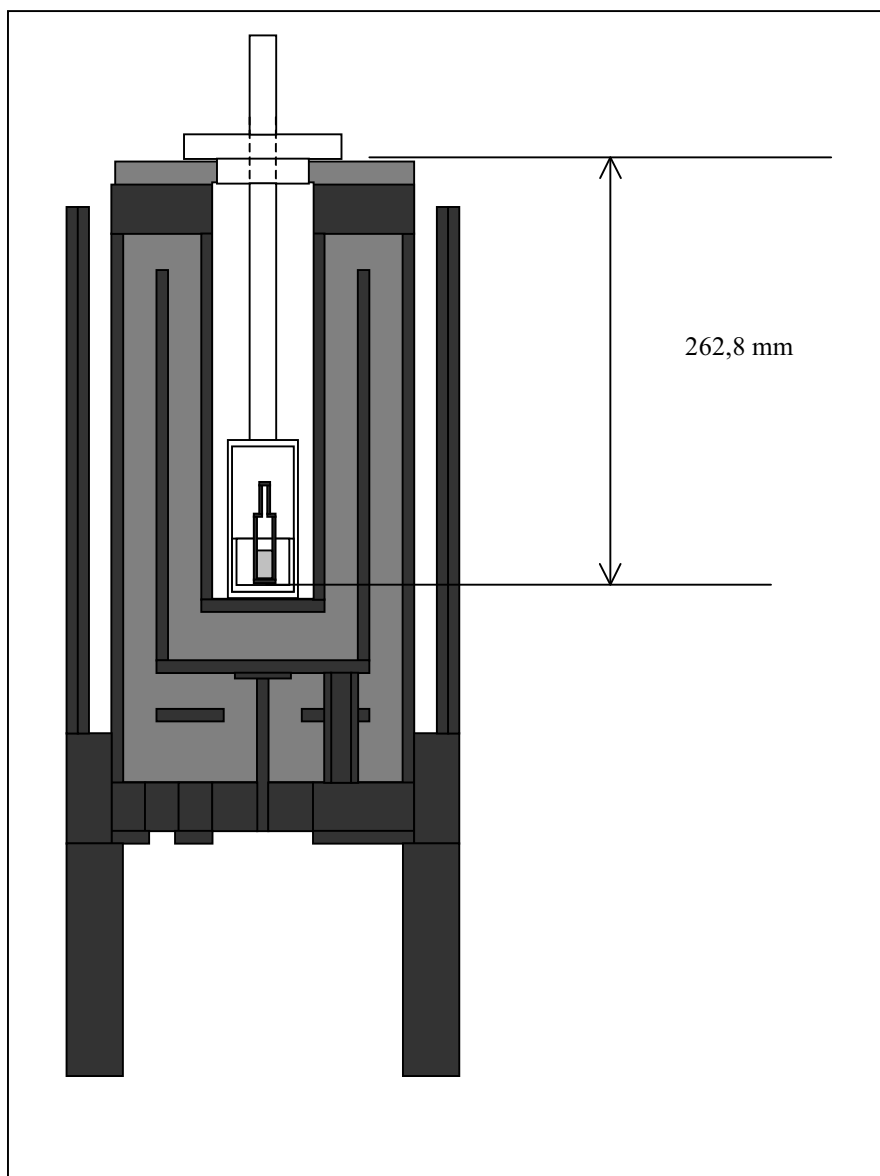


Figura C3: Distância entre o topo da câmara e a base do invólucro da fonte para o posicionador IRD para ampolas. Na figura está representada uma ampola. A distância do topo ao fundo do poço é de 264,8 mm.

Tabela C1: Espessuras consideradas para as paredes dos invólucros.

Tipo de Invólucro	Espessura da Parede (mm)
ampola	1,0
frasco de vidro	1,02
frasco de plástico	1,4
seringa	1,0

Tabela C2: Dimensões consideradas para o poço o anodo e o catodo da câmara.

Parte da Câmara	Diâmetro Interno (mm)	Espessura da Parede (mm)	Espessura do Fundo (mm)	Espessura do Topo (mm)
Poço	69,5	2,2	8,8	-
Anodo	95,5	0,9	6,0	-
Catodo	118,9	4,1	13,7	18,5